

Université de Montréal

Amélioration de la géométrie des modèles musculosquelettiques de l'épaule

Par

Marion Hoffmann

Département de pharmacologie et physiologie.
Institut de génie biomédical, Faculté de médecine

Thèse présentée
en vue de l'obtention du grade de doctorat (Ph.D.)
en génie biomédical

28 Septembre 2020

© Marion Hoffmann, 2020

Université de Montréal

Département de pharmacologie et physiologie. Institut de génie biomédical, Faculté de
médecine

Cette thèse intitulée

Amélioration de la géométrie des modèles musculosquelettiques de l'épaule

Présentée par

Marion Hoffmann

À été évaluée par un jury composé des personnes suivantes

Daniel Gagnon

Président-rapporteur

Mickaël Begon

Directeur de recherche

Sonia Duprey

Codirectrice

Éric Wagnac

Membre du jury

Alexandre Terrier

Examineur externe

Nathalie Bureau

Représentante de la doyenne

Résumé

Pour mieux comprendre et traiter les troubles musculosquelettiques présents à l'épaule, une meilleure connaissance de la contribution et de la fonction de chaque muscle de l'articulation glénohumérale est nécessaire. L'analyse des forces musculaires et articulaires est une étape importante pour comprendre les mécanismes de blessures et les pathologies. Ces forces musculaires peuvent être estimées de façon non invasive grâce à des modèles musculosquelettiques. Le défi est de prédire de façon physiologique les trajectoires musculaires et les bras de levier afin de s'assurer d'avoir une cohérence des forces musculaires dans les modèles musculosquelettiques.

L'objectif de cette thèse était d'améliorer la géométrie musculaire des modèles musculosquelettiques de l'épaule en passant par plusieurs méthodes différentes d'implémentation des trajectoires musculaires. À cet égard, nos objectifs spécifiques étaient de : (1) améliorer la géométrie musculaire des modèles multicorps rigides grâce à l'implémentation de contraintes transverses; (2) évaluer la fiabilité d'un modèle éléments finis pour l'estimation des bras de levier et (3) tester la sensibilité de la prédiction des bras de levier aux incertitudes sur les zones d'insertions musculaires; (4) établir une base de données de bras de levier 3D pour des mouvements de grande amplitude; (5) quantifier de façon expérimentale les changements architecturaux des muscles entre l'état au repos et différents niveaux de contraction isométrique.

(1) Deux modèles multicorps rigides de la coiffe des rotateurs ont été développés : un modèle classique intégrant une représentation des lignes d'action en 1D et un modèle possédant des contraintes transverses entre les lignes d'action permettant une représentation 2D. La représentation 2D avec des contraintes transverses permet une représentation plus physiologique des trajectoires musculaires et des bras de levier que les modèles classiques 1D. Toutefois, lors de mouvement allant au-delà de 90° d'élévation du bras, lorsque les points d'origine et d'insertion se rapprochent, les bras de levier et les longueurs musculaires sont mal estimés, car le modèle ne prend pas en compte les déformations du volume musculaire.

(2) Un modèle éléments finis a été développé à partir de données d'imagerie médicale. Ce modèle permet une estimation des bras de levier fidèle aux données d'IRM. Contrairement aux modèles multicorps rigides, notre modèle élément finis rend compte du fait qu'un même muscle peut avoir plusieurs actions selon la position de sa ligne d'action par rapport au centre de rotation de l'articulation. (3) Le modèle a également servi à faire une étude de sensibilité des bras de levier : les zones d'insertion des différents muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde ont été déplacées et les bras de levier associés calculés. Les résultats montrent qu'une variation de 10 mm des points d'insertion sur la tête humérale peut amener un muscle à changer de fonction (par exemple adduction plutôt que d'abduction).

(4) Une collecte de données expérimentales effectuées sur quatre épaules a permis de collecter les bras de levier du deltoïde et des muscles de la coiffe des rotateurs pour des mouvements de grande amplitude. Ces résultats permettent de mieux comprendre le rôle des muscles de l'articulation glénohumérale lors de la réalisation de différents mouvements. Le deltoïde antérieur a une grande action en flexion et en adduction; le deltoïde moyen est un fort abducteur; le deltoïde postérieur agit en extension. Contrairement au deltoïde, l'infra-épineux et le petit rond ont principalement une fonction de rotateur externe.

(5) Une collecte de données impliquant 14 sujets a été réalisée dans le but de quantifier les changements de géométrie musculaire et d'angle de pennation associés à la contraction pour les muscles du biceps, triceps et deltoïde. Les angles de pennation ont été obtenus grâce à un système d'échographie et les changements de géométrie externe des muscles ont été mesurés grâce à un capteur de structure. Les résultats montrent que les changements architecturaux pour les muscles étudiés se produisent principalement entre 0 et 25% de contraction maximale volontaire (aucune différence significative observée entre 25 et 50%). Le muscle le plus affecté par les changements architecturaux est le biceps.

Cette thèse a évalué différentes approches de modélisation de la géométrie musculaire : l'approche la plus bio-fidèle étant finalement la modélisation par éléments finis, car elle permet de prendre en compte les interactions entre les structures et les déformations musculaires. De plus, nous avons montré l'importance d'estimer avec rigueur les paramètres d'entrée (zones

d'insertions musculaires) des modèles et de bien évaluer la bio-fidélité des modèles développés avant de les utiliser dans des contextes cliniques. Dans ce but, de nouvelles données ont été acquises en termes de déformations musculaires et d'angle de pennation pour permettre l'évaluation de modèle intégrant de l'activation musculaire.

Mots-clés : épaule, bras de levier en 3D, modélisation multicorps rigides, modélisation par élément finis, évaluation des modèles, sensibilité des modèles, déformation musculaire.

Abstract

Understanding and treating musculoskeletal disorders of the shoulder requires additional knowledge of the contribution and function of each muscle of the glenohumeral joint. The analysis of muscle and joint forces is an important step in understanding injury mechanisms and pathologies. These muscle forces can be estimated non-invasively using musculoskeletal models. The challenge is to physiologically predict muscle trajectories and moment arms to ensure consistency of muscle forces in musculoskeletal models.

The aim of this thesis was to improve muscle geometry in musculoskeletal models of the shoulder by testing several different techniques for implementing muscle trajectories. Our specific objectives were to: (1) improve muscle geometry of rigid multibody models by using transverse constraints; (2) assess the reliability of a finite element model for estimating moment arms and (3) evaluate the sensitivity of moment arm predictions to uncertainties in muscle insertion areas; (4) create a database of 3D moment arms for movements with high ranges of motion; (5) experimentally quantify muscles' architectural changes between resting state and different levels of isometric contractions.

(1) Two rigid multibody models of the rotator cuff were developed: a classic model representing muscles with lines of action in 1D and a 2D model with transverse constraints between lines of action of a single muscle. The 2D model (with transverse constraints) gives a more physiological representation of muscle trajectories and moment arms than the classical 1D model. However, for arm movements beyond 90° of elevation, when the origin and insertion points get closer, moment arms and muscle lengths are misestimated due to the model's inability to account for muscle volume deformations.

(2) A finite element model of the glenohumeral joint was developed based on medical imaging. Moment arms were computed and compared to the literature and MRI data. Our finite element model produces moment arms consistent with the literature and MRI data. Unlike rigid multibody models, our finite element model accounts for the fact that one muscle can have several actions depending on the position of its line of action relative to the centre of rotation of the joint. (3)

The model was used to study moment arm sensitivity: insertion areas of rotator cuff muscles and the deltoid were moved, and associated moment arms have been computed. Results showed that a 10 mm variation in insertion points on the humeral head could cause a muscle to change function (for example performing adduction rather than abduction).

(4) The 3D moment arms were assessed on four post-mortem human surrogates during movements with high ranges of motion. Results of the study gave us a better understanding of muscle functions during different movements. The main findings of the study were that the anterior deltoid was the largest flexor and had an adduction component, the median deltoid was a strong abductor, and the posterior deltoid acted in extension. Unlike the deltoid, the infraspinatus and teres minor were the largest external rotators of the shoulder.

(5) Experimental measurements were performed on 14 subjects in order to quantify changes in muscle geometry and pennation angles associated with different levels of contraction for the biceps, triceps and deltoid. Pennation angles were measured on subjects using a portable ultrasound system. External muscle deformations were measured with an iPad equipped with a structure sensor. Changes in muscle architecture for the biceps, triceps and deltoid during isometric contractions occurred mostly between 0 and 25% of maximal voluntary contraction (no significant difference was observed between 25 and 50%). Changes were higher for the biceps than other muscles.

This thesis evaluated different approaches to model muscle geometry: the approach leading to the most physiological result was the finite element model due to modeling of the interactions between structure and muscle deformations. Additionally, we demonstrated the importance of rigorously estimating input parameters (muscle insertion areas) and of properly evaluating the bio-fidelity of the models developed before using them in clinical contexts. New data was acquired regarding muscle deformations and pennation angles to evaluate models integrating muscle activation.

Keywords: shoulder, 3D moment arms, rigid multibody model, finite element model, evaluation of musculoskeletal models, model sensitivity, muscle deformation

Table des matières

| | |
|---|--------|
| Résumé..... | iii |
| Abstract..... | vi |
| Table des matières..... | viii |
| Liste des tableaux..... | xv |
| Liste des figures..... | xvii |
| Liste des publications et communications..... | xxvi |
| Publications dans des revues scientifiques à comité de lecture..... | xxvi |
| Communications lors de congrès internationaux..... | xxvi |
| Communications lors de conférences locales..... | xxvii |
| Remerciements..... | xxviii |
| Introduction..... | 1 |
| Contexte et problématique générale..... | 1 |
| Innovation et objectif de thèse..... | 3 |
| Structure détaillée du manuscrit..... | 4 |
| Chapitre 1 - Revue de littérature..... | 6 |
| 1.1 Anatomie et mobilité de l'épaule..... | 6 |
| 1.1.1 Physiologie du muscle..... | 6 |
| 1.1.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle..... | 10 |
| 1.1.3 Mobilité : amplitude de mouvement et articulations..... | 15 |
| 1.1.4 Pathologie de la coiffe des rotateurs..... | 17 |
| 1.2 Comportement mécanique des muscles..... | 20 |

| | | |
|--|--|----|
| 1.2.1 | Comportement mécanique des muscles : relation force-longueur, force-vitesse et dynamique d'activation..... | 20 |
| 1.2.2 | Compréhension de la fonction des muscles : bras de levier et longueur musculaire | 29 |
| 1.2.2.1 | Excursion des tendons..... | 32 |
| 1.2.2.2 | Méthode géométrique | 41 |
| 1.2.2.3 | Rôle des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde | 49 |
| 1.2.2.4 | Longueur du muscle | 50 |
| 1.3 | Modélisation musculosquelettique du membre supérieur | 55 |
| 1.3.1 | Les modèles musculosquelettiques..... | 55 |
| 1.3.1.1 | Les modèles multicorps rigides | 55 |
| 1.3.1.2 | Les modèles éléments finis | 65 |
| 1.3.2 | Représentation géométrique de l'épaule | 71 |
| 1.3.2.1 | Modèles multicorps rigides du membre supérieur | 71 |
| 1.3.2.2 | Modèles éléments finis du membre supérieur | 77 |
| 1.3.3 | Incertitude et sensibilité des paramètres musculaires | 82 |
| 1.3.4 | Évaluation des modèles musculosquelettiques en termes de comportement musculaire..... | 86 |
| 1.3.4.1 | Comparaison avec des données de la littérature..... | 87 |
| 1.3.4.2 | Utilisation de technique d'imagerie médicale..... | 89 |
| 1.4 | Objectifs spécifiques..... | 93 |
| Chapitre 2 - Comparaison entre un modèle de lignes d'action 1D et un modèle de maillage 2D pour l'estimation des bras de levier..... | | 96 |
| 2.1 | Apport original de l'étudiant et contribution des co-auteurs | 96 |
| 2.2 | Article n°1..... | 96 |
| 2.2.1 | Introduction..... | 97 |
| 2.2.2 | Methods..... | 99 |
| 2.2.2.1 | Imaging | 99 |

| | | |
|---|--|-----|
| 2.2.2.2 | Development of the line and mesh models | 100 |
| 2.2.2.3 | Computation of MRI lines of action | 103 |
| 2.2.2.4 | Simulation and computation of muscles length and moment arms | 103 |
| 2.2.3 | Results..... | 104 |
| 2.2.3.1 | Muscle length | 104 |
| 2.2.3.2 | Moment arm | 106 |
| 2.2.4 | Discussion | 108 |
| 2.2.5 | Conclusion | 112 |
| 2.2.6 | Appendix 1 | 113 |
| 2.2.7 | Appendix 2 | 116 |
| 2.2.8 | Appendix 3 | 116 |
| 2.2.9 | Appendix 4 | 117 |
| Chapitre 3 – Utilisation d’un modèle éléments finis pour la prédiction des trajectoires musculaires | | 119 |
| 3.1 | Apport original de l’étudiant et contribution des co-auteurs | 119 |
| 3.2 | Article n°2..... | 119 |
| 3.2.1 | Introduction..... | 120 |
| 3.2.2 | Methods..... | 123 |
| 3.2.2.1 | FE model development..... | 123 |
| 3.2.2.2 | Boundary conditions and simulations | 125 |
| 3.2.2.3 | Model evaluation | 126 |
| 3.2.3 | Results..... | 128 |
| 3.2.3.1 | Model assessment..... | 128 |
| 3.2.3.2 | Model sensitivity to muscle insertion | 132 |
| 3.2.4 | Discussion | 133 |
| 3.2.5 | Conclusion | 139 |
| 3.2.6 | Acknowledgments | 140 |

| | | |
|---|---|-----|
| 3.2.7 | Appendix..... | 141 |
| 3.2.8 | Supplementary material..... | 145 |
| 3.2.8.1 | Average moment arms in rotation and flexion from various studies and our model..... | 146 |
| 3.2.8.2 | Mean moment arms in rotation and flexion for various positions of insertion area for each muscle..... | 147 |
| 3.3 | Images complémentaires..... | 148 |
| Chapitre 4 – Bras de levier 3D des muscles de l’articulation glénohumérale pour des mouvements de grande amplitude..... | | |
| | | 150 |
| 4.1 | Apport original de l’étudiant et contribution des co-auteurs..... | 150 |
| 4.2 | Article n°3..... | 150 |
| 4.2.1 | Introduction..... | 152 |
| 4.2.2 | Methods..... | 156 |
| 4.2.2.1 | Specimen preparation..... | 156 |
| 4.2.2.2 | Experimental protocol..... | 160 |
| 4.2.2.3 | Data analysis..... | 160 |
| 4.2.3 | Results..... | 161 |
| 4.2.3.1 | Moment arms..... | 161 |
| 4.2.3.2 | Footprints areas..... | 168 |
| 4.2.4 | Discussion..... | 170 |
| Chapitre 5 – Mesurer les changements de paramètres architecturaux lors de la contraction musculaire..... | | |
| | | 174 |
| 5.1 | Apport original de l’étudiant et contribution des co-auteurs..... | 174 |
| 5.2 | Article n°4..... | 174 |
| 5.2.1 | Introduction..... | 175 |
| 5.2.2 | Methods..... | 176 |
| 5.2.2.1 | Testing..... | 176 |
| 5.2.2.2 | Positioning on the dynamometer..... | 176 |

| | | |
|--|--|-----|
| 5.2.2.3 | Muscle deformation | 177 |
| 5.2.2.4 | Muscle angle of pennation | 177 |
| 5.2.2.5 | Statistics..... | 177 |
| 5.2.3 | Results and discussion | 178 |
| 5.2.3.1 | Muscle deformation | 178 |
| 5.2.3.2 | Pennation angles | 178 |
| 5.2.4 | Discussion | 178 |
| 5.2.5 | Conclusions..... | 179 |
| 5.3 | Annexes..... | 179 |
| 5.3.1 | Complément de méthodes..... | 179 |
| 5.3.1.1 | Positionnement du participant sur l'ergomètre..... | 179 |
| 5.3.1.2 | Déformation du muscle..... | 180 |
| 5.3.1.3 | Angle de pennation | 181 |
| 5.3.2 | Compléments de résultats..... | 182 |
| 5.3.2.1 | Déformation musculaire..... | 182 |
| 5.3.2.2 | Angle de pennation | 183 |
| Chapitre 6 – Discussion générale | | 185 |
| 6.1 | Résumé des résultats principaux | 185 |
| 6.2 | Choix de la méthode pour l'estimation des bras de levier : géométrique versus excursion des tendons..... | 188 |
| 6.3 | Différentes méthodes de modélisation de la géométrie : enjeux sur l'estimation des forces musculaires..... | 193 |
| 6.4 | Limites..... | 200 |
| 6.4.1 | Limites liées aux protocoles expérimentaux réalisés..... | 200 |
| 6.4.2 | Définition des paramètres des modèles | 203 |
| 6.5 | Perspectives | 205 |

| | | |
|---------------------|--|-----|
| 6.5.1 | Stratégie d'intégration de l'activation musculaire dans les modèles éléments finis | 205 |
| 6.5.2 | Étude de sensibilité grâce aux modèles musculosquelettiques développés | 207 |
| 6.5.3 | Vers une approche hybride combinant les modèles multicorps et les modèles éléments finis | 208 |
| 6.5.4 | Application clinique : vers une meilleure compréhension des pathomécanismes | 209 |
| Conclusion | | 211 |
| Bibliographie | | 213 |

Liste des tableaux

| | |
|--|-----|
| Tableau 1 – Descriptif fonctionnel et anatomique des principaux muscles de l’articulation glénohumérale en position anatomique..... | 13 |
| Tableau 2 - Description anatomique des amplitudes de mouvements cadavériques glénohumérale en rotation (Tillander et al. 2001) et translation (Tillander, et al. 2001), et thoracohumérale maximales..... | 15 |
| Tableau 3 – Récapitulatif des différentes méthodes utilisées ainsi que des amplitudes de mouvements étudiés lors du calcul des bras de levier dans la littérature | 45 |
| Tableau 4 – Comparatif des paramètres géométriques des modèles multicorps rigides les plus utilisés dans la littérature, et de l’évaluation du comportement de ceux-ci. Le nombre de lignes d’action est uniquement donné pour les muscles d’intérêt (deltoïde et coiffe des rotateurs), même si les modèles sont plus complets..... | 75 |
| Tableau 5 – Les différentes techniques de modélisation ainsi que les paramètres utilisés pour représenter le complexe de l’épaule avec des modèles éléments finis. Tableau inspiré de Zheng, Zou, Peach, et al. (2017)..... | 80 |
| Tableau 6 - Mean errors muscle length (%) and moment arm (mm) of the line and mesh models relative to the MRI model for the supraspinatus (SS), infraspinatus (IS) and subscapularis (SB) | 105 |
| Tableau 7 - Mean errors muscle length (%) and moment arm (mm) of the FE model relative to the MRI model for the anatomical position and 5 other configurations for the supraspinatus (SS), subscapularis (SB), infraspinatus (IS) and deltoid (DEL). The error was calculated as the difference between the moment arm predicted by the model and the one calculated according to the MRI (which is defined as the reference) divided by the latter. Values in red were conditions where the hypothesis was not respected..... | 131 |
| Tableau 8 - Summary of the number of nodes and elements used in the finite element model | 141 |

| | |
|--|-----|
| Tableau 9 - Input parameters for the material properties used to represent fascia, tendon and muscle | 141 |
| Tableau 10 - Penalty coefficient used in the definition of contacts between surfaces..... | 143 |
| Tableau 11 - Mean errors muscle length (%) and moment arm (mm) of the line and mesh models relative to the MRI model for the supraspinatus (SS), infraspinatus (IS), subscapularis (SB) and deltoid (DE)..... | 145 |
| Tableau 12 - Experimental set-up: the number of lines of action used for each muscle, the number of reflective markers used to create the line and the weights used to stabilize the shoulder. Subscapularis, supraspinatus and pectoralis major were not analyzed for this study..... | 158 |
| Tableau 13 - Comparison between muscle maximum moment arm values (mean and standard error (SE)) found in the literature and the one obtained from our study for the deltoid, infraspinatus and teres minor for flexion and abduction. All data are given in mm..... | 168 |
| Tableau 14 - Measure of the maximum length in mm (anterior to posterior) and maximum width (medial to lateral) of the rotator cuff footprint of three of the cadaver..... | 168 |
| Tableau 15 – Les valeurs des RMS de chaque participant pour les trois muscles testés et les deux conditions de contraction isométrique ainsi que la moyenne. Certaines valeurs n’ont pas pu être calculées sur certains participants et les valeurs sont alors absentes du tableau. | 183 |
| Tableau 16 - Angles de pennation à 25% et 50% de contraction maximale volontaire pour les trois muscles pour chaque participant..... | 184 |

Liste des figures

| | |
|--|----|
| Figure 1 – Représentation d'un muscle avec ses fibres musculaires et le fascia. (Image libre de droits https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Muscle_fascicles_and_cells.png)..... | 7 |
| Figure 2 - Illustration des différentes orientations possibles des faisceaux de fibres musculaires. A. Faisceaux circulaires; B. Faisceaux convergents; C. Faisceaux multipennés; D. Faisceaux parallèles; E. Faisceaux pennés; F. Faisceaux bipennés (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Muscle_Types.png). | 8 |
| Figure 3 - Schématisation de la PCSA et de l'ACSA pour deux configurations différentes d'orientations des faisceaux de fibres (https://en.m.wikipedia.org/wiki/File:Fiederung.svg). | 9 |
| Figure 4 - Principaux os et articulations du complexe de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission). | 11 |
| Figure 5 - Représentation antérieure et postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs: sous-scapulaire, supraépineux, infraépineux et petit rond ainsi que du deltoïde (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission). | 12 |
| Figure 6 - Représentation des axes et des mouvements fonctionnels de l'humérus..... | 16 |
| Figure 7 - Illustration du rythme scapulo-huméral lorsque le bras est élevé en abduction..... | 17 |
| Figure 8 – Modèle de Hill à trois composantes : la composante active (CE), la composante passive (PE) et la composante élastique tendineuse (SE). (Image libre de droits : https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hill_muscle_model.svg). | 22 |
| Figure 9 – Relation force-longueur d'un muscle. La longueur optimale l_{oM} est la longueur à laquelle la force maximale F_{oM} est produite. La force totale (courbe en rose) est la somme de la force active (courbe en orange) et de la force passive (courbe en bleu). | 24 |
| Figure 10 – Exemple de courbe issue d'expérience sur cinq muscles différents montrant différentes allures de courbe force-longueur. Reproduction avec l'autorisation de Gareis et al. (1992). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier. | 25 |
| Figure 11 – Relation force-vitesse d'un muscle. La force maximale isométrique du muscle est F_{oM} et vM est sa vitesse maximale de raccourcissement. | 27 |

Figure 12 – Illustration de la différence architecturale entre un muscle avec des fibres parallèles (ischio-jambier) et un muscle penné (quadriceps). Reproduction avec l’autorisation de Carlson (2019). Copyright (2020), avec la permission de Elsevier.28

Figure 13 – Une représentation géométrique simplifiée, en 2D, de l’articulation du coude avec deux chemins musculaires modélisés par des lignes droites pour le muscle brachial et brachial-radial. Plus précisément, le centre articulaire et les sites d’origines et d’insertion forment un triangle. Basé sur la géométrie, le bras de levier (*ma* pour ‘moment arm’ sur la figure) est la distance la plus courte entre le centre de l’articulation et les sites d’attaches du muscle sur l’os. Reproduction avec l’autorisation de Murray et al. (2002a). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.30

Figure 14 – (A) Représentation d’une épaule saine : le deltoïde et le supraépineux se partagent la charge où l’action de ce dernier aide la force résultante à comprimer la tête humérale contre le deltoïde (flèche bleue). (B) En l’absence de muscle de la coiffe des rotateurs, la force du deltoïde n’a pas d’opposition ce qui entraîne un déplacement supérieur de l’humérus (flèche bleue). Reproduction avec l’autorisation de Wolff and Rosenzweig (2017). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.31

Figure 15 – Illustration des deux méthodes permettant de calculer les bras de levier : (a) la méthode par excursion des tendons et (b) la méthode géométrique. Dans la méthode d’excursion du tendon, $x(\theta)$ est l’excursion du tendon associée à un angle de rotation glénohumérale θ . Dans la méthode géométrique, v est un vecteur unitaire pointant le long de l’axe de rotation; F est le vecteur de force représentant la direction de la ligne d’action au point tangent avec la tête humérale; et r_{hum} est un vecteur joignant le centre de rotation avec le point tangent à la tête humérale. Reproduite avec l’autorisation de Hughes, et al. (1997a). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.32

Figure 16 – Illustration d’un montage expérimental pour la mesure de bras de levier par la méthode d’excursion des tendons. Le câble représenté en noir modélise le muscle. La mesure de l’excursion du tendon est possible grâce à un capteur de déplacement placé après l’origine. Reproduite avec la permission de Favre, Jacob, et al. (2009). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.34

Figure 17 – Représentation d’un montage expérimental avec l’épaule monté sur un cadre de test. Tous les muscles sont représentés par une seule ligne d’action joignant l’insertion à l’origine. Reproduite avec la permission de Kuechle, et al. (1997). Copyright (2020) avec la permission d’Elsevier.35

Figure 18 – La tête humérale est représentée avec les tendons de la coiffe des rotateurs et les câbles qui sont suturés au niveau de l’insertion. Les divisions sont représentées par les traits en pointillés. Reproduite avec la permission de Langenderfer, et al. (2006). Copyright (2020), avec la permission de John Wiley and Sons.37

Figure 19 – Bras de levier pour les sous-régions des muscles de la coiffe des rotateurs : (A) supraépineux; (B) sous-scapulaire; (C) infraépineux et petit rond. Les lignes en noires indiquent les données pour un mouvement d’abduction et celles en gris sont associées à un mouvement de flexion. Reproduite avec l’autorisation de Ackland, et al. (2008). Copyright (2020), avec la permission de John Wiley and Sons.38

Figure 20 – Résumé des différentes amplitudes de mouvements étudiées dans la littérature pour le calcul des bras de levier.40

Figure 21 – Reconstruction en 3D de l’épaule avec la représentation schématique du calcul du bras de levier (distance entre le centre de rotation et la ligne d’action du muscle). La distance minimale (ligne blanche) entre le milieu de la tête humérale (point noir) et la direction principale du supraépineux (ligne en noire) est déterminée en appliquant une transformation de distance euclidienne en 3D. Reproduite avec l’autorisation de Graichen, et al. (2001). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.42

Figure 22 – La représentation expérimentale (A) ainsi que le modèle éléments finis (B) associés pour mesurer les bras de levier de l’infraépineux et du petit rond. La géométrie est obtenue in vitro par CT-scan et les muscles sont représentés comme des câbles. Reproduite avec l’autorisation de Adams, et al. (2007). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.44

Figure 23 -Deux modèles multicorps rigides de membre supérieur avec une représentation des muscles par des lignes d’action obtenus avec le logiciel OpenSim. Le modèle (a) est le modèle de Van der Helm (1994), le modèle (b) est celui de Wu et al. (2016).56

Figure 24 – Schéma illustrant le principe de la dynamique inverse qui prend en entrée les coordonnées généralisées (q, \dot{q}, \ddot{q}) et donne en sortie les moments articulaires τ_{mus} ainsi que le principe de l'optimisation statique.57

Figure 25 -Schéma illustrant le principe de la dynamique directe qui prend comme donnée d'entrée l'activité musculaire a et donne en sortie la cinématique musculaire (q, \dot{q}, \ddot{q})57

Figure 26 – Représentation des lignes d'action dans un modèle multicorps dans le logiciel OpenSim. Les points de passage sont représentés en bleu sur la figure de gauche. Les objets de contournement sont modélisés en orange sur la figure de droite.59

Figure 27 – Exemples de trois lignes d'action, du muscle semi-tendineux, obtenues à partir de trois méthodes différentes : (a) la ligne d'action en bleue est la trajectoire obtenue en considérant une ligne droite; (b) la ligne d'action en vert est calculée par un algorithme de contournement sur un ellipsoïde; (c) la ligne d'action en rouge est obtenue avec un algorithme de contournement convexe. Reproduction avec l'autorisation de Desailly et al. (2010). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier.61

Figure 28 – Prédiction des lignes d'action de façon automatique grâce à un algorithme de détection de contact avec (a) l'humérus à 10° et (b) l'humérus à 50° d'élévation dans le plan scapulaire, sans rotation axiale. Le pourcentage indique la progression de l'algorithme de contournement. L'image de droite montre une réplique du modèle dans la même configuration articulaire. Reproduction avec l'autorisation de Favre, et al. (2010). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier.62

Figure 29 – Représentation des lignes d'action du deltoïde obtenues par deux méthodes : (a) la méthode d'optimisation et (b) la méthode classique de contournement d'objets. Reproduction avec l'autorisation de Audenaert and Audenaert (2008). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier.64

Figure 30 – Exemple de modèle élément finis de l'épaule avec les volumes en 3D maillés par des éléments tétraédriques (Hoffmann, Begon, Lafon and Duprey 2020).66

Figure 31 – Comparaison des lignes d'action du deltoïde selon deux méthodes : (A, B) un modèle multicorps rigides et (C, D) un modèle éléments finis. L'épaule est placée à 45° de rotation externe (A, C) et en position neutre (B, D). Lors de la rotation externe de l'humérus, le deltoïde moyen

bouge postérieurement dans le modèle multicorps. Dans le modèle 3D, les déplacements des fibres moyennes du deltoïde sont contraints par les autres fibres musculaires les entourant. Reproduction avec l'autorisation de Webb, et al. (2014b). Copyright (2020), avec la permission de Taylor & Francis.....70

Figure 32 – Des modèles de l'épaule utilisant différents niveaux de discrétisation pour la représentation musculaire. (a) est inspiré du modèle de Garner and Pandy (2001) avec 47 lignes d'action. (b) Le modèle est basé sur les données de Van der Helm (1994), Veeger, et al. (1997) avec 127 lignes d'action. (c) Le même modèle que (a) sauf pour la discrétisation du deltoïde et de la coiffe des rotateurs qui est celle du modèle b pour un total de 69 lignes d'action. (d) le même modèle que (a) sauf pour la coiffe des rotateurs qui est celle de (b), pour un total de 57 lignes d'action. Reproduction avec l'autorisation de Quental, et al. (2015b). Copyright (2020), avec la permission de Taylor & Francis.73

Figure 33 – Illustration de trajectoires non physiologiques obtenues avec un modèle multicorps rigides. Dans le cas (a) les lignes d'action du sous-scapulaire glissent de part et d'autre de la surface osseuse due au manque de contraintes liant les lignes d'action d'un même muscle. Dans le cas (b), le muscle du deltoïde adopte une trajectoire en forme de V.74

Figure 34 – Illustration du ratio de stabilité à l'articulation glénohumérale pour différents sites d'attachement du tendon du supraépineux. Reproduction avec l'autorisation de Leschinger, Birgel, Hackl, Staat, Müller, Wegmann, et al. (2019). Copyright (2020), avec la permission de Taylor&Francis.....85

Figure 35 – Illustration d'un potentiel schéma de modélisation musculosquelettique avec évaluation du modèle développé. Les modèles seront évalués (1) en comparant les déformations des tissus musculaires avec des images obtenues à l'aide d'IRM dynamique, (2) en comparant les bras de levier obtenus avec le modèle et les mêmes données d'imagerie, (3) en comparant les moments articulaires avec les moments mesurés expérimentalement. Reproduction avec l'autorisation de Blemker, et al. (2007). Copyright (2020), avec la permission de John Wiley and Sons.89

Figure 36 - Depiction of subject positioning in the MRI with the seven arm configurations and the corresponding scapulohumeral angle [plane of elevation, elevation, rotation] with respect to the anatomical position.....100

Figure 37 - Representation of the mesh model with the bone reconstruction from the CT-scan that come from a study with intracortical pins. The six lines of action in red represent the subscapularis with the origin O_n and insertion I_n point and moving nodes in-between ($N = xN, yN, zN$). Longitudinal springs are characterised by their equilibrium length ℓ_{L0} and their stiffness kL . It is the same for transversal springs where ℓ_{T0} represent the equilibrium length and kT the stiffness. Green and yellow lines represent the supraspinatus and the teres minor, respectively (infraspinatus not visible on this view).102

Figure 38 - Line of action lengths of the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis muscles during simulated 0° to 60° scapulohumeral flexion.....106

Figure 39 - Moment arms of the supraspinatus (left), infraspinatus (middle) and subscapularis (right) lines of action during arm flexion. Line in red (first vertical line) correspond to experimental measurement extracted from the literature (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 1997). Line in black (second vertical line) correspond to the data obtained by Quental, et al. (2015b) by comparing different musculoskeletal model.107

Figure 40 - Illustration of the method for the segmentation of a muscle in line of action on the deltoid muscle. (a) Shows the segmentation. (b) Digitisation of points to segment muscle boundary. (c) Pairs of points are formed between each side of the muscle. (d) According to theses pairs of points, centroids are determined.115

Figure 41 - Length of each line of action (LoA) for the seven arm configurations (mesh in orange (first values), line in blue (second values) and MRI in purple (third values)).116

Figure 42 - Lines of action during flexion for the subscapularis in red (A) and supraspinatus in green (B). The lines of action spread over the humeral head (A) or penetrate into the scapula (B) leading to sudden change in muscle length.....116

Figure 43 - Moments arm for MRI postures (anatomical, internal and external rotation) for the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis according to the flexion, abduction and rotation axes. Mesh corresponded to the first values, line to the second and MRI to the third values...117

Figure 44 - Moments arm for MRI postures (90° and full abduction with internal and external rotation) for the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis according to the flexion, abduction and rotation axes. Mesh corresponded to the first values, line to the second and MRI to the third values.118

Figure 45 - The finite element model of the left shoulder: bones in grey, supraspinatus in blue, subscapularis in green, infraspinatus in yellow and deltoid in transparent red. One line of action of the deltoid is illustrated on the back view. The bones axes (here the illustration of the humerus coordinate system) were defined in accordance with the recommendations of the Internal Society of Biomechanics (Wu et al. 2005b).124

Figure 46 - Representation of the lines of action for each muscle. a. Six lines of action for the subscapularis. b. The six lines of action for the infraspinatus with the illustration of the first point of contact in blue and the direction of the line of action (dark arrow). c. The six lines of action of the supraspinatus. d. The twelve lines of action of the deltoid.127

Figure 47 - Average moment arms in abduction from various studies (Hik and Ackland 2019a) and the mean (blue dashed line) and the standard deviation (blue line) from the model (Ackland, et al. 2008, Herrmann, et al. 2011, Kuechle, et al. 1997, Liu, et al. 1997, Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang, Saltzman, et al. 2013, Walker, Struk, Matsuki, Wright, Banks, et al. 2016).129

Figure 48 - Mean (n = 6 lines of action for the rotator cuff muscle; n = 4 for each part of the deltoid) moment arms in abduction for the 5 positions (reference in blue, 10 mm upward in red, downward in green, medial in purple and lateral in yellow) of the footprint area for each muscle and the corresponding illustration of insertion area for each muscle.133

Figure 49 - Average moment arms in rotation from various studies summarized in Hik and Ackland (2019a) and the mean (blue dashed line) and the standard deviation (blue line) from the FE model. Discontinuities in moment arms of the supraspinatus, subscapularis and infraspinatus are due to interaction between the structures changing the point considered to compute the moment arms. Discontinuities are not due to the method of calculation of moment arms (same results were obtained with more point on the line of action).146

Figure 50 - Average moment arms in flexion from various studies summarized in Hik and Ackland (2019a) and the mean (blue dashed line) and the standard deviation (blue line) from the FE model146

Figure 51- Mean moment arms in rotation of the six lines of action for various positions of insertion area for each muscle and the corresponding illustration of insertion area for each muscle.147

Figure 52 - Mean moment arms in flexion of the six lines of action for various positions of insertion area for each muscle and the corresponding illustration of insertion area for each muscle.....148

Figure 53 – Représentation des déformations musculaires de notre modèle éléments finis (vue antérieure et postérieure) pendant un mouvement (a,b) d’abduction et pendant un mouvement (c,d) de flexion.....149

Figure 54 – A cadaver equipped with three intracortical pins inserted into the bones: humerus (cyan), scapula (grey) and clavicle (dark). **a.** Anterior and **b.** posterior view of the deltoid: anterior (dark blue), middle (orange), posterior (dark green); and pectoralis major: superior part (yellow) and inferior part (light green). **c.** Posterior view infraspinatus: superior part (red) and inferior part (purple); and teres minor (light blue).159

Figure 55 – a. Flexion; b. Scaption; c. Abduction; d. Elevation at 120°. Each movement was performed from 0° to the maximum elevation with the humerus in neutral position.160

Figure 56 – Moments arms of glenohumeral muscles during flexion. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line accounts for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.....164

Figure 57 - Moments arms of glenohumeral muscles during elevation in the scapular plane. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line accounts for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.165

Figure 58 - Moments arms of glenohumeral muscles during abduction. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension,

adduction and internal rotation). Each line accounts for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.....166

Figure 59 - Moments arms of glenohumeral muscles during elevation in the plane of elevation at 120°. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line account for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.167

Figure 60 – Illustration of the footprints of one subject. Each colour represents one muscle: green for the subscapularis, blue for the supraspinatus, red for the infraspinatus and cyan for the teres minor.169

Figure 61 - a. Greyscale-coded superimposition of the external surfaces of an arm with the biceps contracted at 50% relative to rest (difference of 2 cm in white, 2 mm in white). b. Pennation angle for the biceps at 50% MVC.....177

Figure 62 - RMS values for the biceps, for each participant for 25% MVC and 50% MVC.178

Figure 63 - Positionnement du participant sur l'ergomètre pour les mesures des muscles du (a.) deltoïde; (b.) triceps; (c.) biceps.180

Figure 64 – Positionnement des marqueurs sur le bras du participant pour le recalage des images de déformation volumique.181

Figure 65 – Mesure de la moyenne des deux angles pour le deltoïde.182

Figure 66 – Comparaison des bras de levier en abduction (moyenne et écart type) obtenus avec notre modèle 2D (en bleu), notre modèle 3D (en rouge) et les mesures cadavériques (en vert) pour un mouvement d’abduction.190

Figure 67 – Comparaison des bras de levier en flexion (moyenne et écart type) obtenus avec notre modèle 2D (en bleu), notre modèle 3D (en rouge) et les mesures cadavériques (en vert) pour un mouvement de flexion.191

Liste des publications et communications

Publications dans des revues scientifiques à comité de lecture

Hoffmann M., Begon M., Lafon Y., Duprey S. Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2020.

Hoffmann M., Begon M., Abdelnour R., Duprey S. Changes in shoulder muscle geometry at different level of isometric contraction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2019, vol 22, 203-205.

Hoffmann M., Haering D., Begon M. Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2017, vol 20, 1175-1181.

Communications lors de congrès internationaux

Hoffmann M., Begon M., Abdelnour R., Duprey S. (2019) Changes in shoulder muscle geometry at different level of isometric contraction. *44^{ème} congrès de la Société de Biomécanique*. Poitiers, France. Communication orale.

Hoffmann M., Duprey S., Lafon Y., Begon M. (2019) Assessment of a shoulder finite element model to predict muscle trajectories, *16th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering and the 4th Conference on Imaging and Visualization*. New-York, États-Unis. Communication orale.

Hoffmann M., Haering D., Inthavong P., Lafon Y., Begon M. (2016) A rotator cuff spring mesh model, *19th Biennial Meeting of the Canadian Society for Biomechanics*. Hamilton, Canada. Communication orale.

Hoffmann M., Haering D., Inthavong P., Lafon Y., Begon M. (2016) Validation of a rotator cuff spring mesh model based on moment arms, *22nd congress of European Society of Biomechanics*. Lyon, France. Communication orale.

Communications lors de conférences locales

Hoffmann M., Duprey S., Begon M. (2019) Utilisation d'un modèle éléments finis pour prédire les trajectoires des lignes d'action. *Journée de la recherche de l'école de kinésiologie et des sciences de l'activité physique*, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Canada. Communication orale.

Hoffmann M., Begon M. (2018) Modèle volumique déformable de la coiffe des rotateurs pour l'étude des trajectoires musculaires. *Journée de la recherche du département de kinésiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication affichée.

Hoffmann M., Begon M. (2017) Modèle volumique déformable de la coiffe des rotateurs. *Journée Gabriel PLAA en pharmacologie et physiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication affichée.

Hoffmann M., Haering D., Begon M. (2016) Modèle musculaire de maillage de ressorts de la coiffe des rotateurs, *Journée de la recherche du département de kinésiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication affichée.

Hoffmann M., Haering D., Begon M. (2015) Validation par IRM d'un modèle de maillage des muscles de la coiffe des rotateurs, *Symposium des étudiants d'été de l'Axe*, Centre de recherche du CHU Sainte-Justine, Canada. Communication orale.

Hoffmann M., Haering D., Begon M. (2015) Validation par IRM d'un modèle musculaire de maillage de ressort grâce à l'IRM, *Journée de la recherche du département de kinésiologie*, Université de Montréal, Canada. Communication affichée.

Remerciements

C'est un mélange d'émotions qui s'entremêle alors que je m'appête à terminer ma thèse doctorale. Après 4 ans et quasiment un mois, c'est fini. Cette thèse n'aurait pas été possible sans un soutien sans faille de toutes les personnes ayant croisé mon chemin au cours des dernières années, et tout particulièrement toute l'équipe du S2M. Merci à tous.

Merci Mickaël pour tous tes conseils et ton encadrement durant ces dernières années. Je suis arrivée au sein de ton laboratoire en 2015 pour un stage, loin de me douter que cela me mènerait ici aujourd'hui. Merci de m'avoir donné cette opportunité et de m'avoir offert un suivi permanent d'une grande qualité. Tu as su me pousser à donner le meilleur de moi-même. Merci d'avoir pris le temps de partager tes connaissances et d'avoir un soutien en toute circonstance. Je n'aurai pas pu espérer un directeur plus humain.

Merci Sonia pour ta disponibilité et tes conseils pertinents qui ont contribué à faire avancer ce travail de doctorat dans la bonne direction. Ton expertise m'a permis d'avancer et de prendre du recul, faisant probablement de moi une meilleure chercheuse. Merci pour l'opportunité que tu m'as offerte en m'accueillant au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs à Lyon pendant 3 mois. Tes encouragements m'ont fait beaucoup de bien, surtout dans cette dernière étape de rédaction.

Je tiens également à remercier tous les membres du laboratoire d'anatomie de l'Université du Québec à Trois-Rivières pour m'avoir si bien accueillie lors de mes collectes de données. Merci Stéphane de m'avoir accordé ta confiance pour réaliser ses expériences et d'avoir pris le temps de partager tes connaissances avec moi. Merci Marc-Olivier d'avoir pris le temps de me dépanner et de m'aider dès que le besoin s'en faisait ressentir. Merci à tous pour votre bonne humeur quotidienne et vos précieux conseils.

Merci à tous les membres du laboratoire S2M. Vous savez comment pousser chacun à se dépasser dans l'excellence, tout en maintenant une cohésion sociale digne d'une grande famille. Vous

formez le cadre parfait pour imaginer, créer et réussir ses projets. Ariane, merci de permettre cette cohésion sociale qui fait qu'on se sent comme chez nous. À toutes les personnes qui ont fini avant moi, mais qui ont su me montrer la voie et partager leurs conseils : Diane, Élodie, Anaïs, Sylvain : merci! Colombe, Najoua et Clara, vous avez été des voisines de bureau incroyables et des amies formidables. Nos discussions quasi-quotidiennes ont sans nul doute contribué à faire avancer ce travail. Maryam, Yosra, notre soutien mutuel dans cette (très longue) dernière ligne droite a été essentiel. Merci d'être aussi des amies dans la vie. Étienne, merci pour tous tes conseils qui m'ont permis d'évoluer et surtout, sans nul doute, de finir ce manuscrit. Tu as su m'encourager, et tu n'as jamais perdu confiance en ma capacité à mener à bien ce projet. Anne-Laure, merci pour tes encouragements et tes précieux conseils au cours de ces derniers mois qui ont été un peu particulier. Merci à Alexandre pour la création du jeudi pâtisserie, c'était la meilleure journée de la semaine! À tous les autres que j'oublie, que vous ayez été là 3 mois ou 3 ans ou plus, merci d'avoir partagé un bout de cette aventure avec moi : Gauthier, Valentin, Romain, Benjamin, Julien, Tristan, Antoine, Théo, Camille, Élodie P, Laure, Rami. Vous savez allier sciences et activités sociales.

À tous les membres du laboratoire de biomécanique et mécanique des chocs, merci de votre accueil pendant ce stage de 3 mois. Votre aide précieuse m'a permis d'avancer sur mon projet. Merci à David Mitton, directeur du laboratoire et Brigitte d'avoir rendu possible ce séjour. Un merci particulier à tous ceux qui m'ont fait découvrir Lyon (Axel, Adrien, Maxime et Robin). Julien, merci de m'avoir fait découvrir la vie Lyonnaise. Benoît, merci pour ton accueil, pour tous les moments partagés que ce soit à Montréal ou à Lyon, et oui j'ai fini.

Margaux, Dimitry, Laura, merci pour tous pendant ses dernières années. La distance n'a en rien changé notre amitié et le support que vous m'avez apporté me permet aujourd'hui de finir ce travail. Florence, Théodore, merci pour tous les bons moments partagés à chacun de mes retours en Alsace. Vous avez été les premiers à finir votre doctorat, mais vous avez su me montrer le chemin à votre manière. Gatien, te rencontrer au laboratoire fût un plaisir et c'est toujours un plaisir de se retrouver à Strasbourg ou Paris.

Pauline et Quentin, ça y est, je suis arrivée au petit banc...je mérite ma pause! Vous êtes les meilleurs partenaires de randonnée! Pauline, merci pour ses appels de soutien de dernière minute. On se retrouvera à l'Alchimiste. À tous les autres membres de PS qui se reconnaîtront ici, merci pour votre soutien à distance (Rémi, Charlène, Norine). Dinesh, tu es comme un couteau suisse, tu es indispensable et surtout toujours là quand on en a besoin. Tu as toujours cru en cette fin.

À tous mes coloc, merci de m'avoir fait partager tant de bons moments. Stéphanie merci d'avoir été ma collègue de télétravail depuis 6 mois (j'en peux plus de ces chaises)! Stéphanie et Paul (merci pour les titres!), cette fin elle est aussi pour vous. Ces deux derniers mois ont été intense, entre travail, pâtisserie, sport, travail, apéro, travail,...ce fût le mélange parfait pour LA fin. Parce que vous avez su me supporter (et m'encourager) ces dernières semaines/mois, parce que cette fin n'a pas toujours été facile (pour vous ou pour moi), je peux le dire, ENFIN, j'ai soumis !!!

Enfin, tout cela ne serait rien sans le soutien sans faille de ma famille. J'ai pris la décision de partir faire mon doctorat pensant que ça me prendrait 3 ans, ça m'en a pris 4. Même à distance, je sais que vous êtes là pour m'encourager et croire en mes projets. Promis l'Alsace reste toujours ma destination favorite. Merci à tous.

Introduction

Contexte et problématique générale

Le corps humain intègre de nombreux systèmes interagissant ensemble et qui nous permettant d'interagir avec notre environnement. L'appareil musculosquelettique est constitué d'os, de ligaments, de cartilages, de tendons et de muscles travaillant ensemble pour nous permettre de nous mettre en mouvement. Ce système est soumis à de nombreuses variations entre les individus en termes de paramètres anthropométriques et de géométrie anatomique (Klemm et al. 2019) et à des dysfonctionnements venant affecter le comportement et les interactions avec l'environnement. Le complexe de l'épaule, quant à lui, implique quatre os (thorax, clavicule, scapula et humérus) et huit muscles multiarticulaires majeurs qui interagissent dans une biomécanique complexe pour permettre une grande amplitude de mouvement (Hurov 2009), particulièrement pour l'articulation glénohumérale. Il s'agit de l'articulation la plus mobile du corps humain. La tête humérale fait environ trois fois la surface de la glénoïde sur laquelle elle s'articule, ce qui rend l'épaule particulièrement vulnérable. L'interaction des différentes structures entre elles permet d'obtenir un équilibre entre flexibilité et stabilité (Veeger and Van Der Helm 2007) tout en permettant au bras de générer des forces importantes à travers une grande amplitude de mouvement. En travaillant ensemble, le complexe offre au membre supérieur une motricité fine de haute précision (geste sportif, pratique d'un instrument de musique, au travail). Toutefois, cette complexité anatomique rend l'épaule également particulièrement exposée aux pathologies musculosquelettiques. En effet, seuls les muscles profonds de la coiffe des rotateurs et les ligaments viennent maintenir la tête humérale à l'intérieur de la glène (Labriola et al. 2005). Ainsi, la répétition de mouvements de grande amplitude et/ou à grande vitesse (Wilk et al. 2009) peuvent fragiliser l'ensemble du complexe et peuvent créer des instabilités qui deviennent alors handicapantes dans la vie quotidienne (Ward et al. 2006).

Les blessures les plus communes sont les déchirures des tendons de la coiffe des rotateurs, les dislocations ou bien des instabilités cliniques (Browning and Desai 2004). Les déchirures de la

coiffe des rotateurs vont affecter 20% de la population âgée entraînant une instabilité de l'épaule et ultimement une perte de fonction du membre supérieur et donc d'autonomie (Yamamoto et al. 2010). Le complexe de l'épaule étant sollicité au cours de la plupart de nos mouvements, lorsque les douleurs à l'épaule surviennent, elles interfèrent avec les activités quotidiennes. Ces douleurs peuvent apparaître avec l'âge (Roldán-Jiménez and Cuesta-Vargas 2016), la pratique d'une activité sportive, plus particulièrement pour les sports de lancers (Caplan et al. 2007, Miranda et al. 2001) ou bien dans le cadre du travail, par exemple lors de tâches de manutention (Cromie et al. 2000). Étant donné que ces blessures vont affecter une grande variété de personnes (*e.g.* travailleurs (Woolf and Pflieger 2003), sportifs (Wang and Cochrane 2001) ou musiciens (Shafer-Crane and Clinics 2006)), ces troubles ont un impact économique non négligeable. Une meilleure compréhension du fonctionnement humain et plus particulièrement du complexe de l'épaule est nécessaire pour prévenir des blessures et offrir de meilleures stratégies de rééducation.

Une meilleure connaissance de la contribution et de la fonction de chaque muscle de l'articulation glénohumérale ainsi que des chargements articulaires permettrait de mieux comprendre et traiter ces troubles musculosquelettiques (Favre, Snedeker, et al. 2009, Prinold et al. 2013). En effet, l'analyse des chargements internes (tels que les forces musculaires et articulaires) et leurs impacts sur la cinématique sont une étape importante dans la compréhension des blessures et des pathologies (Bolsterlee et al. 2013). Étant donné que ces quantités ne peuvent pas être mesurées de façon non-invasive *in vivo*, elles sont estimées par le recours à des modèles musculosquelettiques (Erdemir et al. 2007). Cela permet également de s'affranchir des limites technologiques et éthiques que pourraient poser certaines études. C'est à partir de modélisations numériques (modèles multicorps rigides et modèles éléments finis) qu'il est possible de mieux comprendre le fonctionnement humain (Bolsterlee, et al. 2013, Zheng, Zou, Bartolo, et al. 2017). La modélisation numérique du corps humain participe de plus en plus à l'amélioration des diagnostics émis par les professionnels de la santé, consolidant ainsi les prises de décisions cliniques face à des problématiques médicales précises. Depuis les dernières années, le développement des modèles musculosquelettique a grandement augmenté dû aux avancées

technologiques associées. La puissance des ordinateurs actuels permet de lancer des simulations relativement complexes avec des temps de calcul raisonnables.

Les résultats cliniques prédits par les modèles sont d'autant plus fiables que le modèle musculosquelettique développé est complexe et personnalisé, à la fois au sujet et à la pathologie étudiée. La géométrie musculaire est particulièrement importante dans ces modèles, car elle intervient directement dans le calcul des forces musculaires (Ackland et al. 2012a, Blajer et al. 2010). De plus, cette géométrie est le reflet à la fois des trajectoires musculaires, des bras de levier permettant de déterminer la fonction du muscle et de la force musculaire. Il existe deux grandes familles de modèles musculosquelettiques : les modèles multicorps rigides et les modèles éléments finis. Chaque modèle permet une intégration différente de la géométrie musculaire. La géométrie musculaire est particulièrement importante dans ces modèles, car elle intervient directement dans le calcul des forces musculaires. Cependant, il existe toujours des instabilités dues aux calculs des trajectoires musculaires à cause d'une mauvaise prise en compte de la géométrie musculaire. Étant donné l'impact clinique que ces études peuvent avoir, permettant au patient de retrouver une meilleure qualité de vie, l'amélioration des techniques de modélisation de la géométrie musculaire est la principale contribution de cette thèse.

Innovation et objectif de thèse

Les modèles multicorps rigides sont depuis longtemps utilisés pour estimer les efforts articulaires en passant par des approches de dynamique inverse (Van der Helm 1994). En revanche, l'obtention des forces musculaires reste plus compliquée. Il est possible de passer par de l'optimisation statique pour les calculer et s'affranchir du problème de redondance musculaire, mais il faut s'assurer d'avoir une géométrie musculaire fiable (Quental et al. 2015b). Afin d'avoir une cohérence des forces musculaires dans les modèles musculosquelettiques, il faut s'assurer de la bonne prédiction des trajectoires musculaires et des bras de levier. Ces paramètres étant propres à chaque individu, il est parfois important de prendre en compte une géométrie personnalisée (Carbone et al. 2012a). De plus, une évaluation des modèles développés est une étape cruciale pour s'assurer que les résultats prédits sont physiologiques et peuvent être utilisés dans des applications cliniques. Cette évaluation est particulièrement complexe pour l'épaule due

aux manques de données permettant de caractériser le comportement musculaire au cours du mouvement, sur une grande amplitude de mouvement, particulièrement pour le comportement actif des muscles. Ainsi, avant de s'intéresser aux mécanismes de contraction musculaire, il est important d'avoir un comportement physiologique de nos modèles musculosquelettiques en passif.

L'objectif général de cette thèse est d'améliorer la géométrie musculaire des modèles musculosquelettiques de l'épaule. Ces améliorations permettront également d'offrir une meilleure compréhension des fonctions des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde lors de la réalisation de différents mouvements. Pour cela, plusieurs techniques de modélisation passive des muscles seront testées et les différences entre un comportement musculaire actif et passif seront expérimentalement quantifiées pour évaluer si une modélisation passive du muscle peut être considérée comme biofidèle. Ce travail, à terme, devrait également permettre une meilleure estimation des forces musculaires grâce à l'utilisation d'une géométrie plus physiologique.

Structure détaillée du manuscrit

Dans le présent manuscrit, le Chapitre 1 est dédié à la revue de littérature. Il permet de démarrer la réflexion sur les différentes problématiques de représentation des trajectoires musculaires dans les modèles musculosquelettiques du membre supérieur, ainsi que celles liées aux calculs des bras de levier. Ce chapitre permet de dégager les objectifs spécifiques de ce travail.

Le cœur de cette thèse réside dans les quatre études qui constituent les quatre chapitres suivants. Dans la première étude (Chapitre 2), nous avons cherché à améliorer la représentation des trajectoires musculaires dans les modèles multicorps rigides par l'implémentation de contraintes transverses. Dans la seconde étude (Chapitre 3), nous avons testé la fiabilité d'un modèle éléments finis pour la prédiction des bras de levier et évaluer la sensibilité de la prédiction des bras de levier aux incertitudes sur les insertions musculaires. Cette problématique découle directement des limitations rencontrées avec l'utilisation des modèles multicorps rigides pour la modélisation du membre supérieur. Dans la troisième étude (Chapitre 4), les valeurs 3D des bras de levier des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde sont calculées *in vitro*. Ces valeurs

expérimentales permettront l'évaluation des représentations musculaires proposées dans les chapitres précédents. Enfin, dans la quatrième et dernière étude (Chapitre 5), nous nous sommes intéressés aux différences architecturales des muscles entre passif et actif et lors de différents niveaux de contraction musculaire isométrique pour évaluer la validité des résultats des trois premières études, réalisées en passif.

Le Chapitre 6 discute l'ensemble des quatre études pour mettre en vis-à-vis les résultats de ces études avec les objectifs de cette thèse. Cela permet également de mettre en évidence leurs limitations respectives et de proposer des perspectives d'avancées à ce travail. Enfin, pour clore cette thèse, une conclusion générale permet de résumer les connaissances nouvelles apportées par ce travail.

Chapitre 1 - Revue de littérature

La présente revue de littérature est structurée en quatre grandes parties. La première partie décrit l'anatomie fonctionnelle de l'épaule et son amplitude de mouvement (section 1.1). La deuxième partie s'intéresse au fonctionnement mécanique des muscles et à l'étude de leurs fonctions (section 1.2). Dans la troisième partie, les principes généraux de modélisation musculosquelettique, d'évaluation des modèles et de détermination des paramètres géométriques sont détaillés (section 1.3). Les objectifs spécifiques de cette thèse sont finalement introduits en conclusion de ce chapitre (section 1.4).

1.1 Anatomie et mobilité de l'épaule

Le but de cette partie est de mieux comprendre l'anatomie fonctionnelle de l'épaule en se concentrant sur l'anatomie descriptive et fonctionnelle de celle-ci ainsi que sur ses amplitudes de mouvement possible. La première section détaille la composition des muscles et les différents arrangements de fibres musculaires possibles (section 1.1.1). Ensuite, une courte description de l'anatomie de l'épaule est donnée (section 1.1.2). La troisième partie offre un descriptif de la mobilité et des amplitudes de mouvements possibles au niveau de l'épaule (section 1.1.3). Enfin, la dernière et quatrième partie présente rapidement les risques de blessures au niveau de l'épaule.

1.1.1 Physiologie du muscle

Les muscles squelettiques recouvrent le squelette humain. Ils permettent de maintenir la posture et d'assurer les mouvements volontaires lors de leurs contractions. Les muscles peuvent être décrits par leurs deux points d'attache : l'origine et l'insertion. L'insertion est généralement le point distal alors que l'origine est le point proximal. Le muscle est un tissu contractile constitué d'un ensemble de cellules allongées contenant plusieurs noyaux : les fibres musculaires. Les fibres sont entourées d'une gaine de tissu conjonctif. Ce tissu forme les tendons et permet de fixer les extrémités des muscles sur les os. Ils possèdent des propriétés contractiles qui permettent au corps humain de bouger. Les fibres musculaires en question sont emprisonnées dans une

membrane fibroélastique qui recouvre ou enveloppe une structure anatomique, appelée fascia (Figure 1). Le fascia entourant les groupes musculaires prend le nom d'aponévrose. Il s'agit d'une structure passive permettant la transmission des contraintes générées par les contractions musculaires.

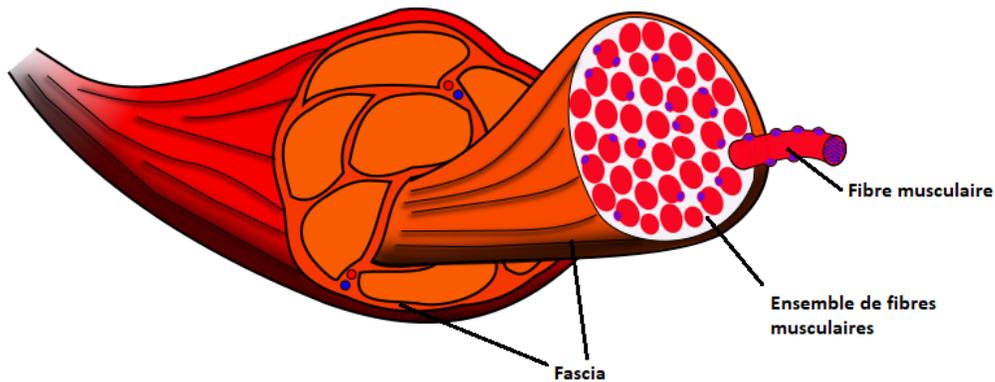


Figure 1 – Représentation d'un muscle avec ses fibres musculaires et le fascia. (Image libre de droits https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Muscle_fascicles_and_cells.png)

Les muscles squelettiques se différencient entre eux par leur structure interne. En effet, l'orientation des faisceaux musculaires définit la direction de la force développée. Cette orientation par rapport à l'axe du tendon qui transmet la force peut varier en fonction des muscles. Il existe plusieurs configurations d'orientation des faisceaux : faisceaux parallèles, convergents, pennés et bipennés (Figure 2). Il est important de connaître la structure interne du muscle étudié, car deux muscles ayant les mêmes caractéristiques, mais des faisceaux orientés différemment ne déploieront pas la même force. Dans une configuration en faisceaux parallèles (aussi appelés fusiformes), les fibres parcourent toute la longueur du muscle (Figure 2.D). Elles sont orientées parallèlement à l'axe défini par l'origine et l'insertion. Lors de la contraction musculaire, les faisceaux convergent vers le ou les tendons et exercent donc une force orientée dans l'axe du tendon. Chacune des extrémités se confond avec le tissu conjonctif qui forme les tendons. Lorsque les faisceaux sont convergents, les fibres convergent de l'origine à l'insertion (Figure 2.B). Lors de la contraction musculaire, la direction de la force résulte de l'action de ses différents faisceaux. Lorsque les faisceaux d'un muscle à faisceaux convergents se contractent de façon isolée, la direction de la force produite, et donc l'action du muscle, varie. Les muscles avec un arrangement en faisceaux pennés sont caractérisés par un tendon qui s'étend sur la longueur

du muscle, sur lesquels se fixent les faisceaux (Figure 2.C, 2.E et 2.F). Ils forment un angle avec l'axe principal du muscle qui est appelé angle de pennation. Lors de la contraction, les faisceaux exercent une force dans une direction oblique par rapport à l'axe du tendon. Les faisceaux peuvent être unipennés (rangés d'un seul côté du tendon) ou bien bipennés (disposés sur deux bords).

Faisceaux musculaires

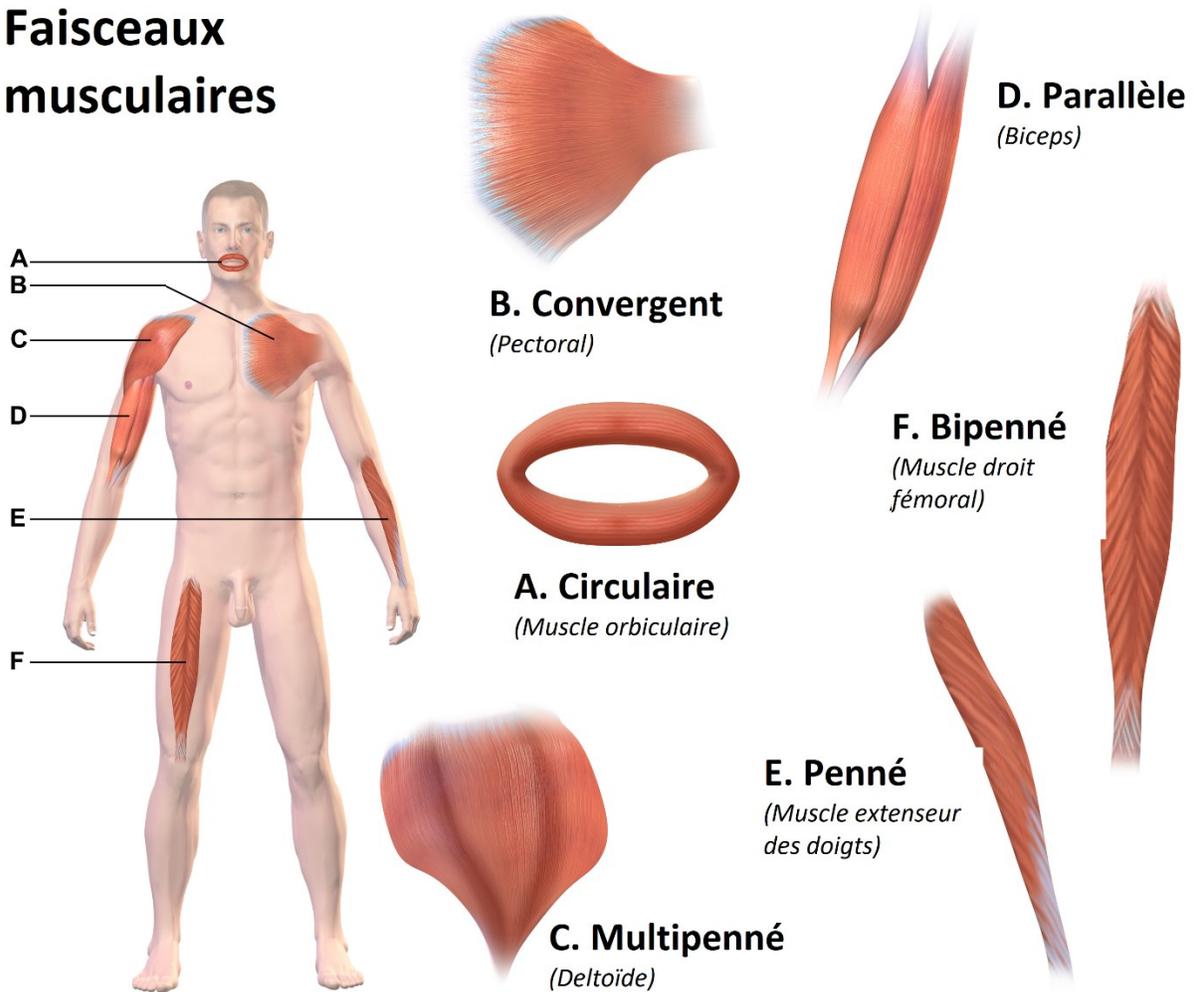


Figure 2 - Illustration des différentes orientations possibles des faisceaux de fibres musculaires. A. Faisceaux circulaires; B. Faisceaux convergents; C. Faisceaux multipennés; D. Faisceaux parallèles; E. Faisceaux pennés; F. Faisceaux bipennés (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Muscle_Types.png).

Pour comprendre l'impact de l'orientation des faisceaux de fibres musculaires, il faut s'intéresser à deux variables caractérisant les muscles : la coupe de section transverse

anatomique (ACSA pour l'acronyme en anglais de *anatomical cross-section area*) et la coupe de section transverse physiologique (PCSA pour *physiological cross-section area*) (Zajac 1992). L'ACSA est la section droite d'un muscle dans sa direction principale tandis que la PCSA est définie comme la section normale aux fibres (Figure 3). Étant donné que le muscle travaille dans l'axe de ses fibres, la PCSA représente la section efficace du muscle. Elle peut être obtenue en divisant le volume musculaire par la longueur des fibres (Halder et al. 2000) et la force musculaire maximale va lui être proportionnelle (Haxton 1944). Dans le cas des muscles fusiformes, les deux variables se confondent. Cette configuration permet alors un raccourcissement rapide des fibres, mais limite l'effort développé par le muscle. Dans le cas des muscles pennés, le nombre de fibres musculaires intersectées par la PCSA croît en fonction de l'angle de pennation. Donc pour le même encombrement, les muscles pennés développent des efforts plus importants. Cependant, leurs fibres étant moins longues, leur capacité de raccourcissement est plus faible. En conclusion, l'architecture pennée favorise le développement de la force tandis que l'architecture parallèle favorise la vitesse de contraction. La fonction motrice nécessite un compromis : une génération de mouvements de grande amplitude avec une production d'efforts importants (Zajac 1992).

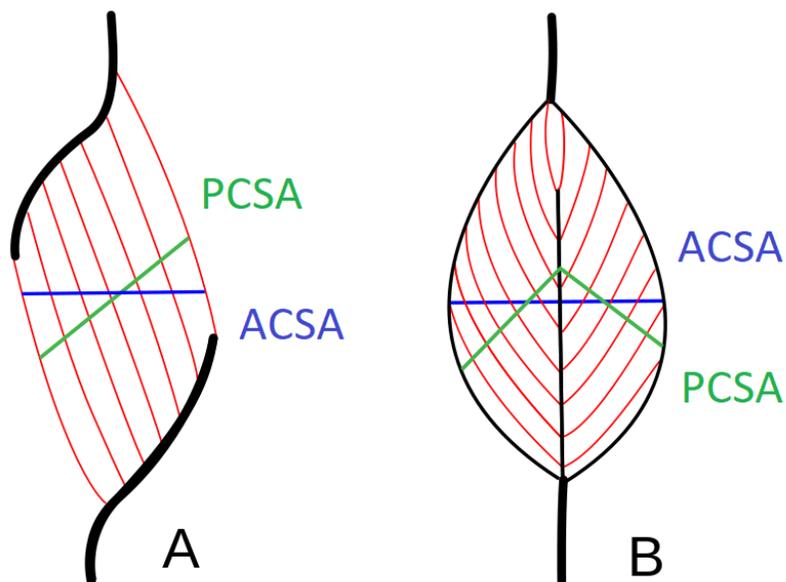


Figure 3 - Schématisation de la PCSA et de l'ACSA pour deux configurations différentes d'orientations des faisceaux de fibres (<https://en.m.wikipedia.org/wiki/File:Fiederung.svg>).

Conclusion section 1.1.1: Chaque muscle est constitué d'un ensemble de faisceaux de fibres dont la structure interne varie entre les muscles. Étant donné que ses propriétés géométriques (PCSA, angle de pennation) ont leur rôle à jouer dans la production de force, il faut s'assurer de la bonne représentation de la direction des fibres musculaires dans les muscles étudiés. Par exemple, pour un muscle à faisceaux convergents comme l'infra-épineux ou le sous-scapulaire, ou bien un muscle multipenné comme le deltoïde, il faut prendre en compte les différentes orientations des fibres puisque selon la fibre considérée, l'action du muscle va varier. Les muscles de la coiffe des rotateurs et le deltoïde ayant des architectures particulières, il est important de bien les prendre en compte dans la suite du travail.

1.1.2 Anatomie descriptive et fonctionnelle

Le complexe de l'épaule est constitué de quatre os : thorax, clavicule, scapula et humérus (Figure 4). Il comporte autant d'articulations : les articulations sternoclaviculaire, acromioclaviculaire, scapulothoracique et glénohumérale. C'est l'articulation glénohumérale qui confère à l'épaule sa grande mobilité due à l'agencement des différentes structures qui la compose. L'articulation est sujette à de l'instabilité due à sa configuration : la tête humérale fait environ trois fois la surface de la glénoïde sur laquelle elle s'articule. Lors de l'exécution des différents mouvements, l'articulation glénohumérale permet la stabilité du bras par rapport à l'épaule, tandis que les articulations acromioclaviculaire et sternoclaviculaire permettent la stabilité de la scapula et de la clavicule par rapport au sternum. L'organisation des différentes structures articulaires associée au contrôle musculaire actif permet le fonctionnement du complexe de l'épaule (Veeger and Van Der Helm 2007). Les muscles scapulothoraciques et glénohuméraux génèrent la force nécessaire pour l'exécution des différents mouvements possibles à l'épaule. Les mouvements scapulaires sur le thorax permettent l'alignement de la tête humérale dans la fosse procurant une base stable pour le mouvement huméral.

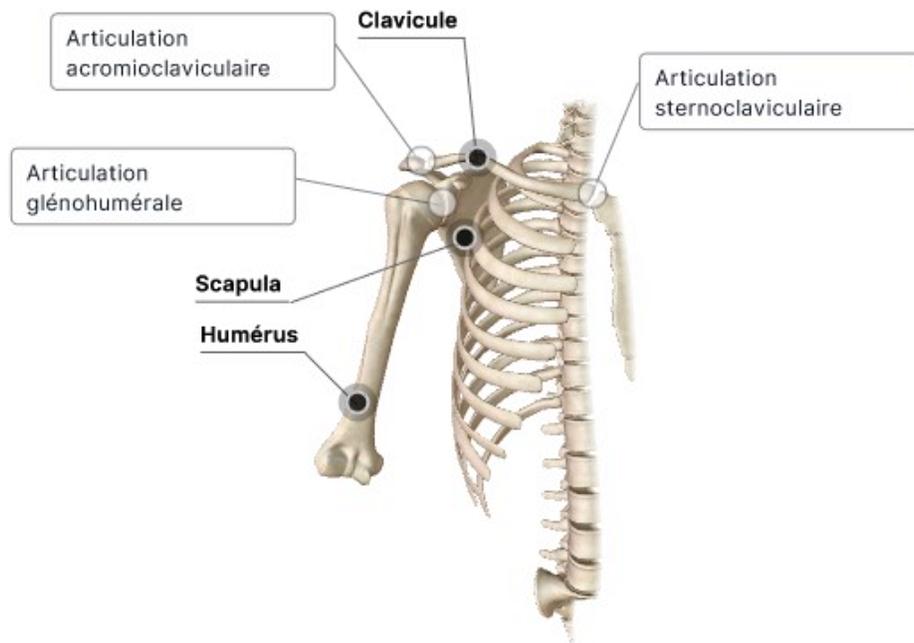


Figure 4 - Principaux os et articulations du complexe de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).

La mise en mouvement de l'articulation est possible grâce aux moments articulaires générés et permettant de combiner stabilité et mobilité (Veeger and Van Der Helm 2007). Les moments articulaires sont déterminés grâce aux forces musculaires et aux bras de levier. Le complexe articulaire de l'épaule implique environ 16 muscles dont le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs que sont le sous-scapulaire, le supraépineux, l'infraépineux et le petit rond (Figure 5). Le deltoïde permet principalement la mobilité de l'épaule grâce à son grand bras de levier, tandis que les muscles de la coiffe des rotateurs permettent d'assurer la stabilité de l'articulation en compressant la tête humérale dans la fosse glénoïdienne (Felstead and Ricketts 2017). Les mouvements de l'épaule sont complexes et le rôle de chaque muscle varie avec la position du bras dans l'espace (Felstead and Ricketts 2017). Afin de pouvoir allier mobilité et stabilité au niveau de l'articulation, chaque muscle est agoniste lors d'un certain mouvement et est antagoniste dans un autre cas.

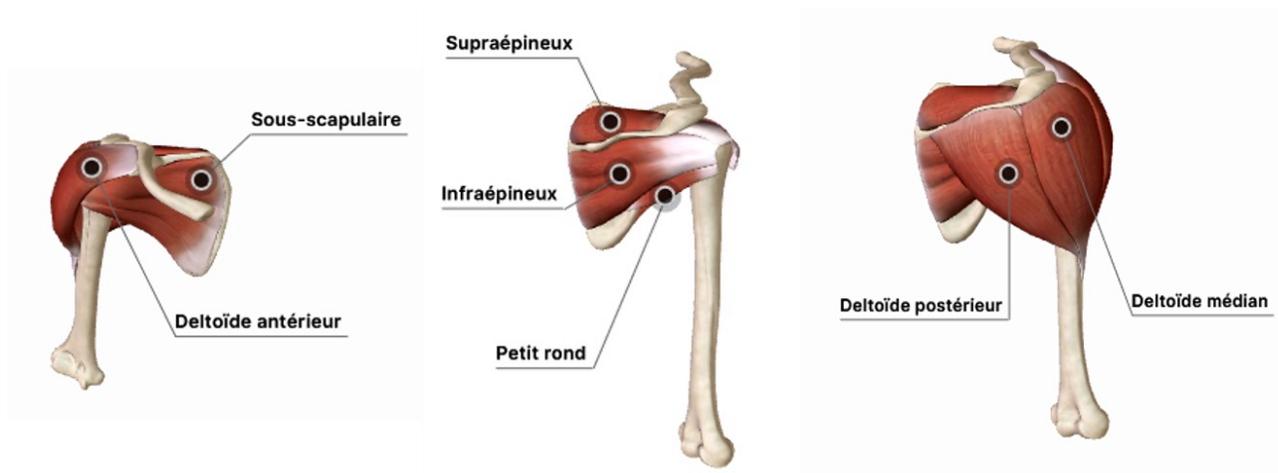


Figure 5 - Représentation antérieure et postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs: sous-scapulaire, supraépineux, infraépineux et petit rond ainsi que du deltoïde (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).

Le muscle du deltoïde peut se décomposer en trois parties : le deltoïde antérieur qui prend son origine sur la partie latérale de la clavicule, le deltoïde moyen s'accrochant sur l'acromion et le deltoïde postérieur prenant son origine sur l'épine scapulaire. Les trois chefs du deltoïde se réunissent dans un tendon commun qui s'insère sur la tubérosité deltoïdienne de l'humérus. Le supraépineux prend son origine sur la fosse supraépineuse et a son insertion sur la grande tubérosité de l'humérus. L'infraépineux prend son origine dans la fosse infraépineuse et sur l'épine scapulaire et va s'insérer sur la facette moyenne de la grande tubérosité. Le sous-scapulaire prend son origine sur la fosse sous-scapulaire et s'insère sur le tubercule mineur. Le petit rond a son origine sur le bord latéral de la scapula et son insertion se situe sur la facette inférieure de la grande tubérosité, inférieurement à l'insertion de l'infraépineux. Les muscles de la coiffe des rotateurs quant à eux s'insèrent tous sur la tête humérale. Leur tendon est d'ailleurs fusionné, recouvrant en partie la tête de l'humérus, les rendant difficilement dissociables les uns des autres (Curtis et al. 2006, Halder, et al. 2000). Un récapitulatif des différentes caractéristiques des muscles de l'articulation glénohumérale est disponible en Tableau 1.

Tableau 1 – Descriptif fonctionnel et anatomique des principaux muscles de l'articulation glénohumérale en position anatomique.

| Muscle | Chef | Fonction | Origine | Insertion | Arrangement des fibres | Caractéristiques |
|---------------------|-------------|--|--|---|-------------------------------|---|
| Deltoïde | Antérieur | Flexion Rotation interne | Clavicule | Humérus - Tubérosité deltoïdienne | Multipenné | Épais Donne sa forme arrondie à l'épaule |
| | Moyen | Abduction | Acromion | | | |
| | Postérieur | Extension Rotation externe | Épine scapulaire | | | |
| Supraépineux | | Abducteur | Scapula – fosse supra épineuse | Humérus – tubercule majeur | Convergent | Forme fusiforme |
| Sous- scapulaire | | Rotation interne Adduction | Scapula – fosse sous-scapulaire, face ventrale | Humérus – tubercule mineur | Convergent | Triangulaire |
| Infraépineux | | Rotation externe Adduction | Scapula – fosse infra épineuse | Humérus – tubercule majeur | Convergent | Triangulaire |
| Petit rond | | Rotation externe Extension Adduction | Scapula- partie supérieure du bord latéral de la scapula | Humérus – tubercule majeur | Convergent | Allongé et cylindrique |

Conclusion section 1.1.2 : L'épaule est une articulation complexe composée de nombreuses articulations et muscles. L'épaule possède la plus grande amplitude de mouvement due au fait qu'il y ait moins de contraintes que dans les autres articulations. Néanmoins, cela prédispose le complexe de l'épaule à développer diverses conditions pathologiques. La principale articulation en jeux dans ce complexe est l'articulation glénohumérale avec les muscles de la coiffe des rotateurs (assurant la stabilité) et le muscle du deltoïde, qui seront alors nos centres d'intérêt dans cette thèse.

1.1.3 Mobilité : amplitude de mouvement et articulations

L'articulation scapulo-humérale met en vis-à-vis l'humérus et la cavité glénoïdale de la scapula, ce qui lui vaut parfois d'être appelée articulation glénohumérale. La tête de l'humérus a l'allure des 2/3 d'une sphère, alors que la cavité glénoïdale est relativement plane. Cette configuration a pour avantage de rendre l'articulation scapulo-humérale particulièrement mobile dans l'espace. En contrepartie, elle la rend potentiellement instable. Comme l'illustre la Figure 6, les mouvements permis au niveau de l'articulation sont la flexion-extension autour de l'axe transversal, l'abduction-adduction autour de l'axe antéro-postérieur et enfin la rotation axiale autour de l'axe longitudinal (Wu et al. 2005c). Les amplitudes de mouvement du bras, par rapport à la scapula et au thorax sont présentées dans le Tableau 2. De plus, en raison de sa configuration, l'articulation glénohumérale permet aussi des translations de la tête humérale de quelques millimètres (Dal Maso et al. 2015b).

Tableau 2 - Description anatomique des amplitudes de mouvements cadavériques glénohumérale en rotation (Tillander et al. 2001) et translation (Tillander, et al. 2001), et thoracohumérale maximales.

| Segment proximal | Segment distal | Mouvement fonctionnel | Amplitude de mouvements |
|-------------------------|-----------------------|--------------------------------------|--------------------------------|
| Scapula | Humérus | Flexion / extension | - |
| | | Abduction / adduction | 90° / 0° |
| | | Rotation interne / externe | 60° / -73° |
| | | Translation antérieure / postérieure | 4 mm / -4 mm |
| | | Translation supérieure / inférieure | - / -4 mm |
| Thorax | Humérus | Flexion / extension | 170° / -60° |

Abduction / adduction
Rotation interne / externe

180° / 0°
90° / -70°

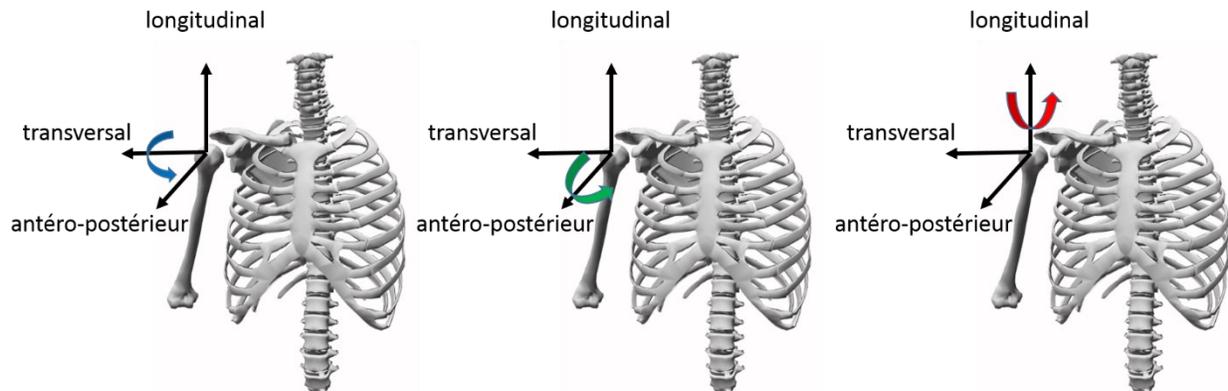


Figure 6 - Représentation des axes et des mouvements fonctionnels de l'humérus.

Bien que l'intérêt principal de ce travail de thèse vise l'articulation glénohumérale, il est à noter que le complexe articulaire de l'épaule est formé par les articulations scapulo-humérale, acromio-claviculaire et sterno-claviculaire. Cependant, malgré le fait que ces articulations puissent être décrites individuellement, leur rôle au sein de l'épaule ne peut pas être totalement dissocié. En effet, il n'est pas possible de solliciter l'une des articulations sans affecter les autres. L'interaction entre ces articulations s'appelle le rythme scapulo-huméral. Ce terme a été introduit par Inman et al. (1944b) pour désigner le rapport entre l'élévation glénohumérale et la sonnette externe. Les mesures effectuées ont d'ailleurs abouti à la mesure d'un rapport constant qui serait de 2 pour 1. La Figure 7 illustre le rythme scapulaire et la décomposition du rôle de chaque articulation dans la contribution de la mise en mouvement du bras. Bien que les mouvements de ces articulations démarrent en même temps, les premiers 30° d'abduction ou 45° de flexion du bras par rapport au thorax s'effectuent surtout à l'articulation scapulo-humérale. En premier, c'est la clavicule qui effectue une élévation. Pour des mouvements de plus grande amplitude de l'humérus, la scapula se déplace latéralement, antérieurement et supérieurement, ce qui correspond à une protraction, également appelée mouvement de sonnette externe. En dernier, c'est l'humérus qui va effectuer une élévation. Ainsi, tous les degrés de liberté des articulations de l'épaule interagissent ensemble ce qui permet l'élévation maximale du bras avec une

amplitude de mouvement qui permet à la main d'atteindre les objets de son environnement. Malgré le fonctionnement difficilement dissociable de toutes les articulations, nous nous intéresserons principalement à l'articulation glénohumérale dans ce travail de thèse.

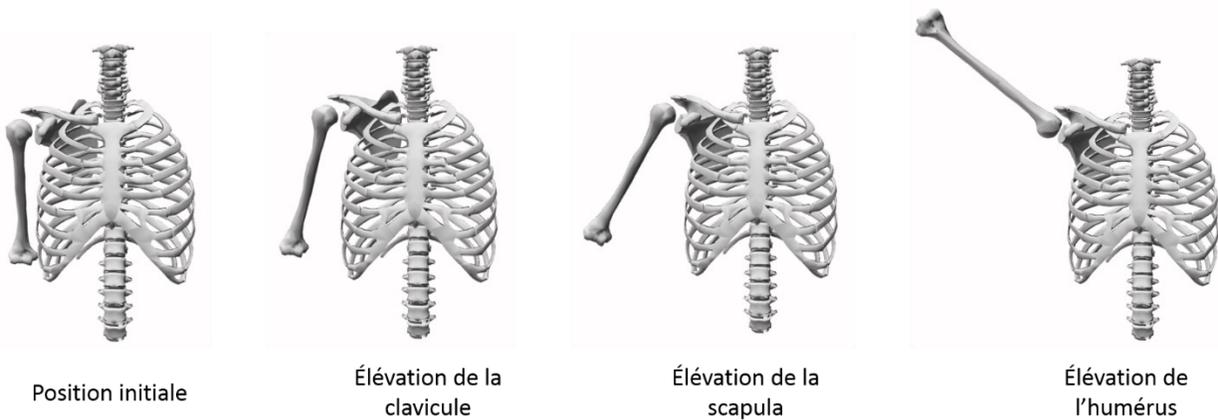


Figure 7 - Illustration du rythme scapulo-huméral lorsque le bras est élevé en abduction.

Conclusion section 1.1.3 : L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain. En effet, c'est grâce au fonctionnement conjoint des quatre articulations constituant le complexe qu'elle peut atteindre sa grande amplitude de mouvement. Les amplitudes de mouvements thoraco-humérales vont jusqu'à 180° en flexion et en abduction, et jusqu'à 90° en rotation axiale. Ainsi, pour bien caractériser le complexe de l'épaule, il est important de s'intéresser à l'articulation sur toute son amplitude de mouvement. Il peut également être intéressant de faire le lien entre l'amplitude de mouvement et les risques de blessures au niveau de l'épaule.

1.1.4 Pathologie de la coiffe des rotateurs

Certains facteurs comme l'âge, la fatigue, la répétitivité ou l'entraînement peuvent engendrer des blessures ou des douleurs chroniques qui vont venir modifier et affecter la fonction de l'épaule. Les blessures les plus courantes à l'épaule touchent principalement les muscles de la coiffe des rotateurs. Les déchirures de la coiffe des rotateurs représentent la blessure de l'épaule qui est le plus souvent opérée par les chirurgiens, mais aussi celle qui est la plus présente dans la population. Une étude menée au Japon au sein de la population montre que parmi les 664 participants, 22.1% présentent des déchirures de la coiffe des rotateurs (Minagawa et al. 2013).

En effet, ces déchirures peuvent affecter 20% de la population indépendamment de la présence ou non de symptômes et les risques de blessures augmentent avec l'âge (45.8% après 70 ans) (Yamamoto, et al. 2010). Chez les sportifs, les troubles à l'épaule représentent 22% à 50% des blessures (Caplan, et al. 2007, Kaplan et al. 2005, Wang and Cochrane 2001). Les déchirures de la coiffe des rotateurs sont particulièrement handicapantes, car elles peuvent créer de l'instabilité au niveau de l'articulation (Aurora et al. 2007, Neri et al. 2009b) et elles peuvent ultimement engendrer une perte de fonction du membre supérieur (Ainsworth and Lewis 2007, Rejeski et al. 2008) ainsi qu'une perte d'autonomie.

Les déchirures de la coiffe des rotateurs peuvent varier en termes de tailles et de localisation. Le supraépineux est généralement le premier muscle touché par ce type de blessures. Ces déchirures peuvent être couplées à une déchirure de l'infraépineux ou du sous-scapulaire (Collin et al. 2014, Nho et al. 2009, Yoo et al. 2014). Quel que soit le muscle impliqué, la taille des déchirures peut aller jusqu'à 50 mm (Burkhart et al. 2001, Meyer et al. 2012) pour une longueur de tendon qui varie entre 100 et 150 mm (Langenderfer et al. 2004). Pour une même caractéristique de déchirure de la coiffe des rotateurs, certains patients vont être symptomatiques alors que d'autres vont être asymptomatiques et conservent donc leur amplitude de mouvement. Le mécanisme selon lequel les déchirures asymptomatiques deviennent symptomatiques est encore mal compris (Lawrence et al. 2019).

Lors de la rééducation, il faut faire attention, car certains mouvements, en particulier les mouvements d'amplitude maximale, peuvent s'avérer risqués, car la capacité de régénération (Matthews et al. 2007) ainsi que la structure mécanique (Juncosa et al. 2003) du tendon sont affaiblis. De plus, lorsque les déchirures sont trop importantes et qu'une simple chirurgie ne peut pas être envisagée, une chirurgie de transfert des tendons peut être effectuée. Cela consiste à insérer le tendon d'un autre muscle sur la tête humérale afin de récupérer de la fonction et de la mobilité (Magermans et al. 2004a). Or un mauvais rattachement des tendons peut engendrer une modification de la fonction musculaire ce qui peut être la cause d'un déséquilibre se traduisant par une modification de la mobilité de l'articulation (Yamamoto et al. 2007). Ces déséquilibres musculaires engendrent des adaptations et altérations cinématiques chez les sportifs et les travailleurs pouvant directement affecter leur performance (Kelly et al. 2005). Une meilleure

compréhension de la fonction musculaire pourrait permettre de comprendre les différences entre les patients symptomatiques et asymptomatiques ainsi que les mécanismes de compensation qui sont mis en place par les muscles (Baumer et al. 2017, Vidt et al. 2016).

Conclusion générale 1.1 : La structure anatomique de l'épaule est complexe dû aux différentes interactions entre les structures et les grandes zones d'attaches des muscles qui la composent. C'est cet arrangement anatomique qui lui permet d'avoir une grande mobilité mais, qui en contrepartie, lui confère de l'instabilité pouvant mener à des blessures. Les déchirures de la coiffe des rotateurs sont particulièrement handicapantes, car elles peuvent créer des instabilités et ainsi engendrer une perte de mobilité affectant la vie quotidienne. Les paramètres architecturaux sont propres à chaque muscle et leurs prises en compte dans la représentation des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde sont essentielles pour garantir des trajectoires musculaires physiologiques. Cela est d'autant plus important que les trajectoires musculaires vont directement influencer les relations force-longueur et force-vitesse et donc le comportement prédit par le modèle musculosquelettique. C'est dans cette optique que la section suivante va s'intéresser au comportement mécanique des muscles.

1.2 Comportement mécanique des muscles

Après s'être intéressé aux propriétés architecturales des muscles dans la section 1.1, le but de cette partie est de mieux comprendre le comportement mécanique des muscles en se penchant d'abord sur les relations force-longueur et force-vitesse qui régissent les muscles (section 1.2.1). Puis nous nous intéresserons au bras de levier et longueur musculaire comme outil pour déterminer la fonction musculaire en fonction du mouvement réalisé et de son amplitude (section 1.2.2).

1.2.1 Comportement mécanique des muscles : relation force-longueur, force-vitesse et dynamique d'activation

Le comportement mécanique des muscles est caractérisé par leur capacité à générer de la force lorsqu'ils sont soumis à des variations de vitesse ou de longueur (allongement, raccourcissement ou conservation de la longueur musculaire). Ce comportement peut être décrit par les relations force-longueur et force-vitesse à travers le modèle générique de Hill (Hill 1938). Le muscle activé est assimilé à un simple ressort modélisant ainsi l'effet de la longueur sur la force. Il est associé en parallèle à un élément visqueux traduisant l'influence de la vitesse sur la force produite. Le muscle au repos est représenté par une composante élastique, en parallèle avec une composante contractile (visqueuse). Le modèle de Hill, initialement développé, est défini par trois composantes (Figure 8) : une composante contractile (CE), une composante élastique parallèle (PE) et une composante élastique tendineuse en série (SE). La composante contractile est responsable de générer la force active (qui est dépendante de la longueur musculaire et de la vitesse de raccourcissement) produite lorsque le muscle est stimulé. La composante contractile représente le comportement mécanique des sarcomères et les propriétés force-longueur et force-vitesse. L'amortissement explique l'influence de la vitesse sur la force développée. Les éléments élastiques en parallèle et en série avec l'élément contractile vont influencer la force, la longueur et la vitesse des fibres. La composante élastique parallèle représente les structures passives du muscle, c'est-à-dire sa tension de repos. Cet élément correspond aux tissus conjonctifs constituant et entourant le muscle. La composante élastique tendineuse en série

représente l'effet élastique du tendon. L'élément élastique en série assure la liaison entre la composante contractile et la périphérie.

Le modèle de Hill a évolué au cours des années permettant de prendre en compte certains paramètres mis de côté tels que l'angle de pennation du muscle, ou bien la définition du comportement passif. La force passive est définie comme une force provenant des éléments structurels et qui n'est pas associée à la consommation d'énergie. Les éléments élastiques, responsables de la tension passive, modélisent le rôle des tissus conjonctifs qui entourent et organisent les fibres musculaires. Des recherches récentes montrent que la protéine élastique titine serait responsable de cette tension passive dans les muscles et qu'il faudrait intégrer son comportement aux modèles (Herzog 2018). Cependant, le rôle de cette protéine est encore sujet à débat et continue à être exploré (Herzog 2017). Nous pouvons également citer les modèles de Huxley and Tideswell (1996), qui sont des modèles biophysiques représentant principalement les interactions entre l'actine et la myosine (molécules impliquées dans la contraction musculaire). Ces modèles permettent de mieux comprendre les mécanismes de la contraction musculaire au niveau moléculaire et trouvent principalement des applications dans les domaines de biochimies et de thermodynamiques. Bien que ces modèles soient plus complets, ils représentent un niveau de complexité qui n'est pas le but de cette thèse. Nous resterons donc sur un modèle de Hill classique.

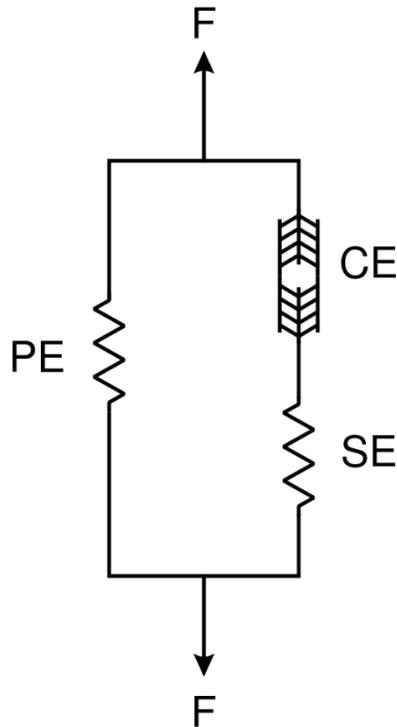


Figure 8 – Modèle de Hill à trois composantes : la composante active (CE), la composante passive (PE) et la composante élastique tendineuse (SE). (Image libre de droits : https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hill_muscle_model.svg).

Pour une même condition d'excitation, la force développée va dépendre de la longueur et de la vitesse à laquelle s'effectue la contraction. Ce sont les relations force-longueur et force-vitesse qui rendent compte de ces propriétés. Les propriétés mécaniques du muscle associées au développement de la force (relation force-longueur) peuvent être obtenues à partir d'expériences simples en réalisant des tests sur les muscles isolés (Zajac 1989). Il en résulte la relation force-longueur (Figure 9). En absence d'activation musculaire, le muscle développe uniquement une force passive pour lutter contre l'étirement de ce dernier. Au contraire, lorsqu'il y a de l'activation, le muscle génère en plus de la force active. La force totale est alors la somme de la force active et passive générée. De plus, la relation force-longueur traduit le fait qu'il existe une longueur optimale l_o^M à laquelle la force musculaire produite est maximale F_o^M . À partir d'un certain niveau d'étirement musculaire, une tension passive apparaît et croît exponentiellement avec la longueur jusqu'à une limite au-delà de laquelle survient le déchirement des structures : il s'agit de la participation de la composante élastique parallèle. La contribution mécanique de cette

composante est nulle aux longueurs plus faibles que la longueur optimale. Généralement, la relation entre la force passive et l'augmentation de la longueur est exponentielle, mais les formes de courbe, ainsi que les valeurs de longueurs optimales et de force maximale vont varier selon les muscles (Figure 10). Il est alors difficile d'avoir des résultats expérimentaux sur tous les muscles (Herzog 2017). Bien que les courbes force-longueur et force-vitesse aient toujours la même allure, des différences peuvent être observées suivant l'architecture interne du muscle (section 1.1.1). La longueur musculaire, en partie conditionnée par la définition des points d'origine et d'insertion, a une influence directe sur l'estimation de la force musculaire. En effet, une mauvaise estimation de la longueur musculaire implique de se trouver sur la mauvaise partie de la courbe force-longueur (la sensibilité des paramètres musculaires est détaillée dans la section 1.3.3). De plus, la tension de repos du muscle dépend à la fois de la longueur, mais aussi de la vitesse de changement de cette longueur qui caractérise le comportement viscoélastique. Cette tension de repos, qui peut aussi être qualifiée de précontrainte n'est pas connue. Elle dépend également de l'historique du muscle, car il existe un phénomène d'hystérésis sur la courbe force-longueur passive (Heidlauf et al. 2017). La force isométrique d'un muscle est plus élevée à la suite d'un allongement musculaire actif que la force correspondante d'une contraction purement isométrique à la même longueur finale (Seydewitz et al. 2019). Nous n'irons cependant pas dans ce niveau de détail dans le cadre de cette thèse.

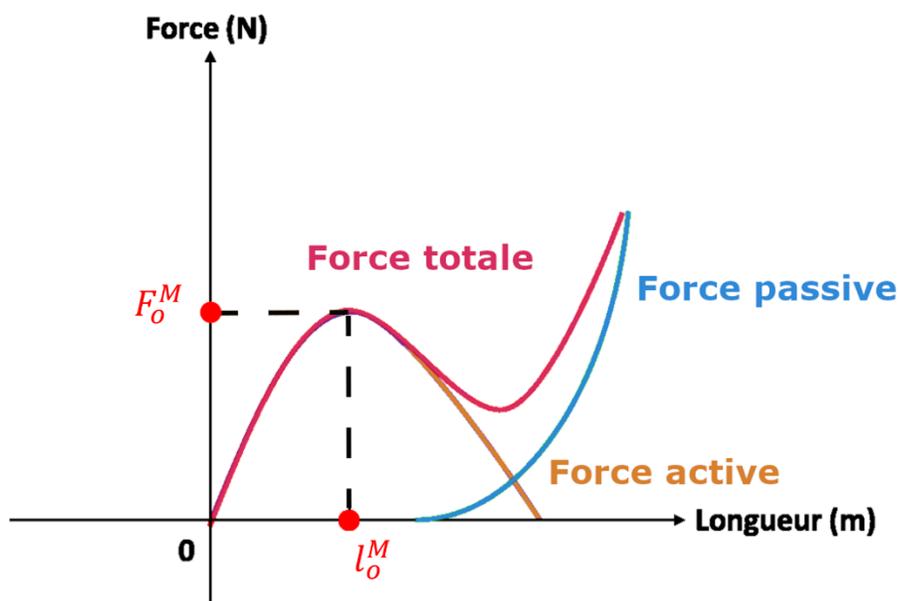


Figure 9 – Relation force-longueur d'un muscle. La longueur optimale l_0^M est la longueur à laquelle la force maximale F_0^M est produite. La force totale (courbe en rose) est la somme de la force active (courbe en orange) et de la force passive (courbe en bleu).

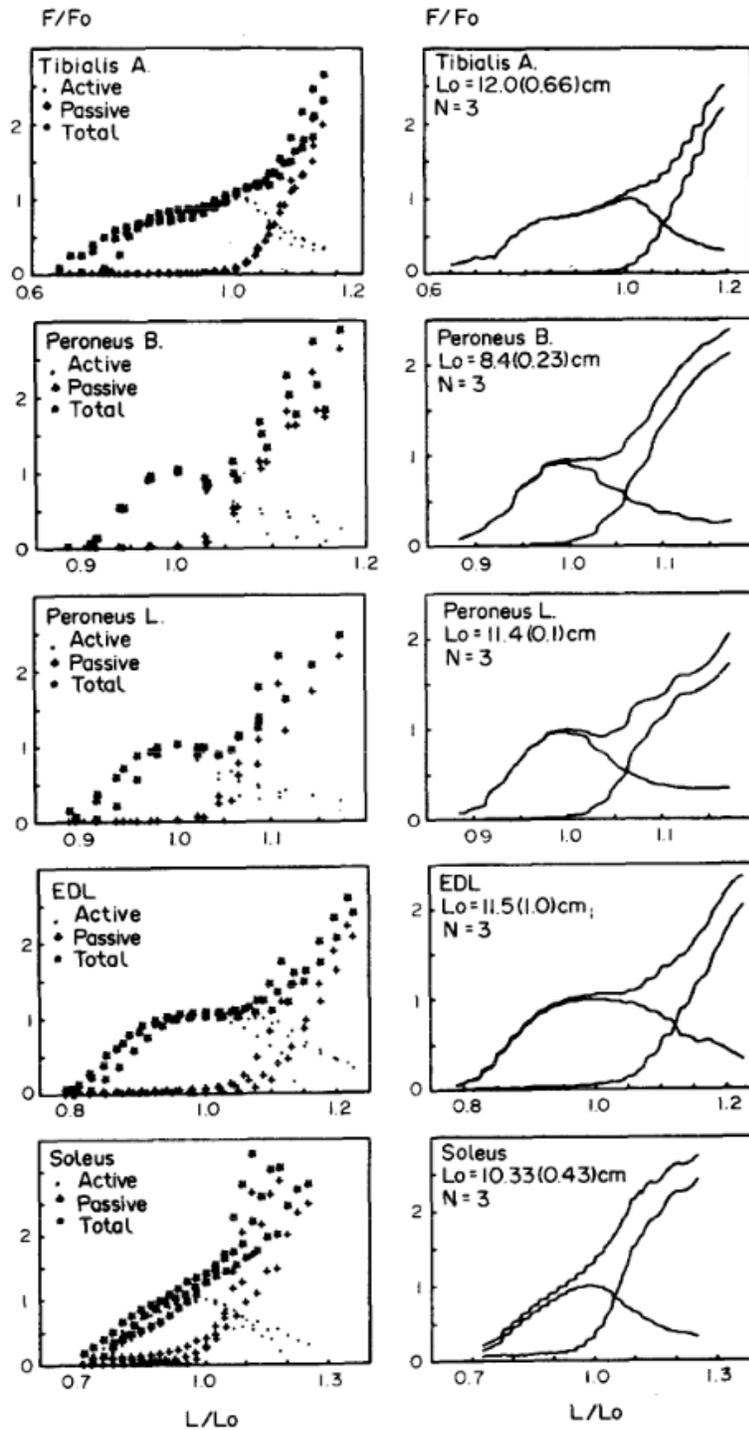


Figure 10 – Exemple de courbe issue d'expérience sur cinq muscles différents montrant différentes allures de courbe force-longueur. Reproduction avec l'autorisation de Gareis et al. (1992). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier.

En plus de la relation force-longueur, il existe également une relation entre la vitesse de raccourcissement du muscle et la quantité de force qu'il produit (Figure 11). La vitesse à laquelle un muscle se raccourcit dépend de la force qui lui est opposée. Afin d'établir cette relation, des tests ont été faits en tétanisant un muscle dans des conditions isométriques puis en lui permettant de se raccourcir contre une charge constante (Durfee and Palmer 1994). En concentrique, c'est-à-dire quand le muscle se raccourcit, plus la vitesse de raccourcissement est lente et plus la force musculaire produite est élevée. Inversement, plus la vitesse de raccourcissement est élevée et plus la force produite est faible. En excentrique, c'est-à-dire quand le muscle s'allonge, plus la vitesse d'allongement est élevée (en valeur absolue), plus la force musculaire produite est élevée, et inversement. De manière générale, les forces musculaires en excentrique sont plus élevées qu'en concentrique. L'efficacité de production de la force décroît à mesure que la vitesse augmente. Il est difficile de mesurer les mécanismes moléculaires qui sont responsables de cette dépendance entre la vitesse et l'efficacité contractile. La vitesse semble dépendre de la création de ponts entre les molécules d'actine et de myosine. Des études s'intéressent alors à comment la production de force, l'utilisation d'énergie et la puissance de sortie varient en fonction de la création des ponts d'actine et myosine (Fenwick et al. 2017). Ces études permettent de mieux comprendre comment les propriétés moléculaires expliquent les changements d'efficacité contractile dépendant de la vitesse lors des mouvements musculaires (Fenwick, et al. 2017).

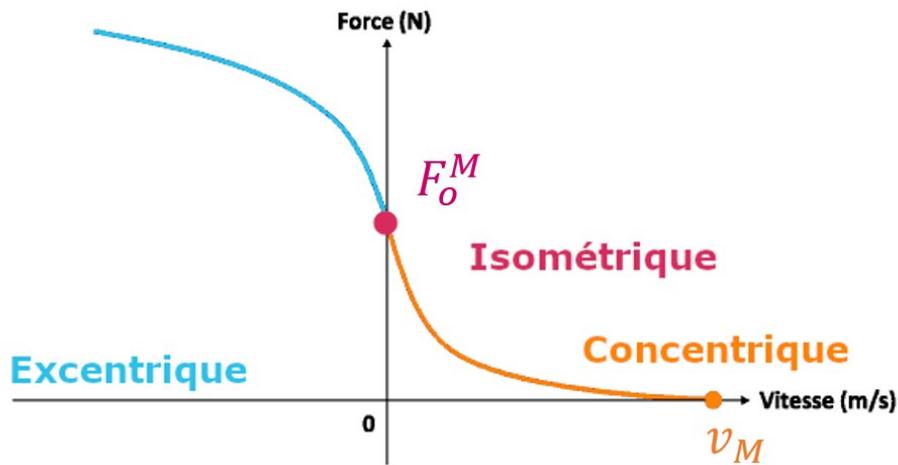


Figure 11 – Relation force-vitesse d'un muscle. La force maximale isométrique du muscle est F_o^M et v_M est sa vitesse maximale de raccourcissement.

Bien que les efforts principaux soient le long des lignes d'action, il y a aussi des efforts et des déformations sur les axes transverses (Randhawa and Wakeling 2018). Si on prend l'exemple des muscles pennés, les faisceaux sont orientés selon un angle de pennation par rapport à la ligne d'action (section 1.1.1). Deux muscles ayant les mêmes longueurs de fibres et la même section physiologique (Figure 12), mais des angles de pennations différents (par exemple un muscle penné *versus* un muscle avec un arrangement en fibres parallèles), produisent une force différente (Woittiez and Huijing 1983). Dans leur étude, Randhawa and Wakeling (2018), a étudié les déformations transversales des faisceaux musculaires produites lors de contractions d'un muscle penné (le muscle gastrocnémien). Il en ressort qu'à mesure que la longueur des faisceaux du muscle gastrocnémien diminue, l'angle de pennation augmente. Les faisceaux grossissent transversalement tout en s'amincissant dans la direction orthogonale. Lorsque des muscles de ce type se contractent, une composante de leur force agit pour diminuer l'épaisseur du ventre tandis que les faisceaux ont tendance à augmenter en épaisseur pour rester à un volume constant (Siebert et al. 2012), entraînant donc une augmentation de leur angle de pennation (Randhawa and Wakeling 2015). Les faisceaux musculaires ne se déforment pas de la même façon selon l'axe des lignes d'action et selon l'axe transversal (Randhawa and Wakeling 2015) et les paramètres architecturaux (angle de pennation, longueurs musculaires, enveloppe musculaire externe)

changent avec la contraction musculaire. L'étude des déformations transverses du ventre musculaire est importante d'un point de vue fonctionnel et peut influencer à la fois les contraintes au niveau des fascias, des tendons, ainsi que la force résultante générée par le muscle. Ces efforts transverses contribuent probablement à la stabilité articulaire, notamment pour le système tête-cou, mais également pour les membres inférieurs (Stelletta et al. 2017) et supérieurs. Hodges, Pengel, Herbert and Gandevia (2003) a étudié les changements de paramètres architecturaux pendant les contractions sur des muscles du membre inférieur en mesurant les changements par échographie. Les résultats montrent que les paramètres architecturaux varient considérablement au cours des contractions. Cependant, les implications de ces comportements sur la fonction musculaire restent largement inexplorées (Dick and Wakeling 2018). Comprendre les interactions de l'enveloppe musculaire avec les déformations des fascias et la géométrie demande plus d'information sur les déformations 3D (en termes de géométrie et d'angle de pennation).

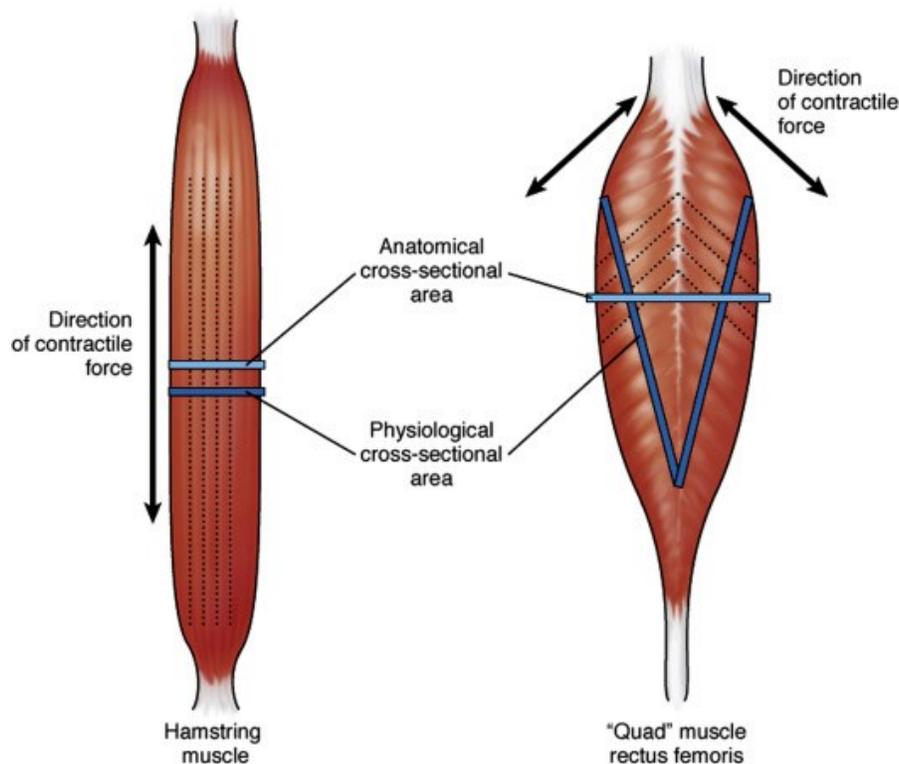


Figure 12 – Illustration de la différence architecturale entre un muscle avec des fibres parallèles (ischio-jambier) et un muscle penné (quadricèpe). Reproduction avec l'autorisation de Carlson (2019). Copyright (2020), avec la permission de Elsevier.

Conclusion section 1.2.1: À travers les relations force-longueur et force-vitesse transparait donc la nécessité de définir précisément la géométrie musculosquelettique (longueurs musculaires, points d'origines et d'insertion, angle de pennation) afin de prédire les efforts musculaires. En effet, la trajectoire musculaire va conditionner la longueur. Le changement de trajectoire va conditionner la vitesse, d'où l'importance de modéliser des trajectoires physiologiques sur toute l'amplitude de mouvement d'intérêt. Il est à noter que les précontraintes (tension au repos du muscle passif) influencent probablement la trajectoire musculaire, mais qu'il est difficile d'évaluer l'impact réel de ses précontraintes étant donné qu'elles ne sont pas mesurées. De plus, bien que les efforts principaux soient le long des lignes d'action, il y a aussi des efforts et des déformations sur les axes transverses. Ces déformations (angle de pennation, déformation de l'enveloppe musculaire) devraient être caractérisées afin de mieux comprendre leur influence sur les mécanismes et les fonctions musculaires ainsi que sur la stabilité articulaire. La fonction musculaire peut être définie, au travers de la trajectoire musculaire, grâce à l'estimation des bras de levier musculaires et des longueurs musculaires.

1.2.2 Compréhension de la fonction des muscles : bras de levier et longueur musculaire

L'efficacité d'un muscle en tant qu'actionneur dépend de l'orientation de celui-ci par rapport au centre de rotation. Elle peut être quantifiée grâce au bras de levier qui mesure la tendance d'une unité de force musculaire à provoquer la rotation d'un segment du corps autour d'une ligne unique dans l'espace appelée axe de rotation instantané du corps. C'est une quantité vectorielle égale au moment appliqué par le muscle par unité de force musculaire (Pandy 1999). L'effort produit (\vec{M}) par un muscle à l'articulation se calcule comme le produit vectoriel du vecteur bras de levier (\vec{r}) avec la force (\vec{F}) (Équation 1) :

$$\vec{M} = \vec{r} \wedge \vec{F} \quad \text{Équation 1}$$

Si théoriquement et en deux dimensions, la compréhension d'un bras de levier d'un muscle monoarticulaire représenté par une ligne droite est simple (Figure 13), c'est une tout autre

histoire pour un muscle en trois dimensions et qui pourrait recouvrir plusieurs articulations (Pandy 1999).

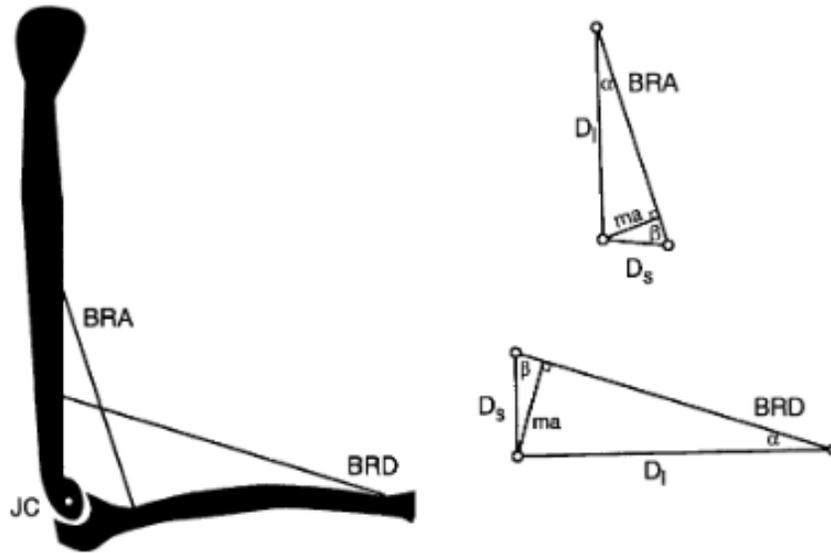


Figure 13 – Une représentation géométrique simplifiée, en 2D, de l’articulation du coude avec deux chemins musculaires modélisés par des lignes droites pour le muscle brachial et brachial-radial. Plus précisément, le centre articulaire et les sites d’origines et d’insertion forment un triangle. Basé sur la géométrie, le bras de levier (*ma* pour ‘moment arm’ sur la figure) est la distance la plus courte entre le centre de l’articulation et les sites d’attaches du muscle sur l’os. Reproduction avec l’autorisation de Murray et al. (2002a). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

Le bras de levier est un indicateur du rôle du muscle dans la mise en mouvement de l’articulation : la valeur du bras de levier représente l’effet de levier du muscle sur une articulation, tandis que le sens du bras de levier détermine, pour un mouvement donné, si le muscle a une fonction agoniste ou bien une fonction antagoniste (Ackland et al. 2010a, Graichen et al. 2001, Otis et al. 1994). Les muscles ayant de grands bras de levier ont un avantage mécanique leur permettant de générer un moment articulaire plus important. Ils fonctionnent souvent comme moteur principal. Au contraire, les muscles ayant des bras de levier plus petits ne peuvent générer que des efforts limités et ont tendance à avoir une fonction stabilisatrice (An et al. 1984, Graichen, et al. 2001). C’est l’action combinée des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde qui permet un compromis entre stabilité et mobilité (Figure 14).

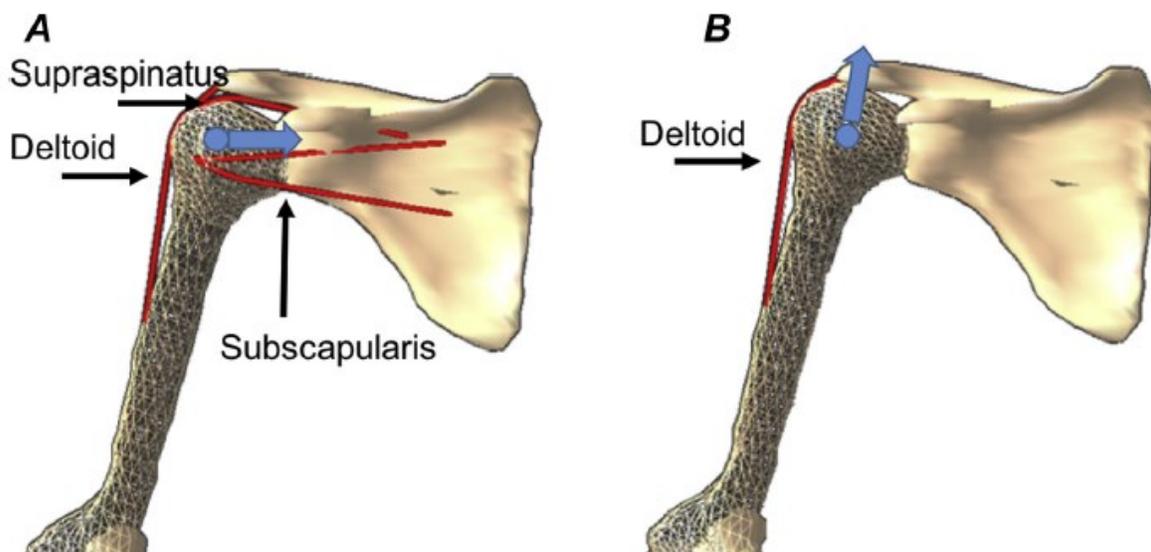


Figure 14 – (A) Représentation d’une épaule saine : le deltoïde et le supraépineux se partagent la charge où l’action de ce dernier aide la force résultante à comprimer la tête humérale contre le deltoïde (flèche bleue). (B) En l’absence de muscle de la coiffe des rotateurs, la force du deltoïde n’a pas d’opposition ce qui entraîne un déplacement supérieur de l’humérus (flèche bleue). Reproduction avec l’autorisation de Wolff and Rosenzweig (2017). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

Il existe deux méthodes différentes pour mesurer les bras de levier : la méthode d’excursion des tendons (section 1.2.2.1) qui est basée sur le principe des puissances virtuelles et la méthode géométrique (section 1.2.2.2) (Halder, et al. 2000, Hik and Ackland 2019b) (Figure 15). Chaque méthode présente ses avantages et ses inconvénients qui sont détaillés dans les sections suivantes (voir Tableau 3). Quelle que soit la méthode de calcul utilisée, il est important d’appliquer rigoureusement les méthodes de calculs et d’être clair sur ce qui est calculé et avec quelles hypothèses (Ingram et al. 2015). Bien que l’étude de Pandy (1999) montre que les deux méthodes sont mathématiquement équivalentes, si les principes de calcul ne sont pas rigoureusement appliqués, il peut en résulter des différences significatives entre les bras de levier calculés par la méthode géométrique et ceux obtenus par la méthode d’excursion (Hughes et al. 1997a). Après avoir présenté ces deux techniques, nous ferons un bilan des différentes fonctions des muscles de l’épaule en fonction de l’amplitude de mouvement (section 1.2.2.3). En dernier, nous parlerons de l’importance des bonnes estimations des longueurs musculaires (section 1.2.2.4).

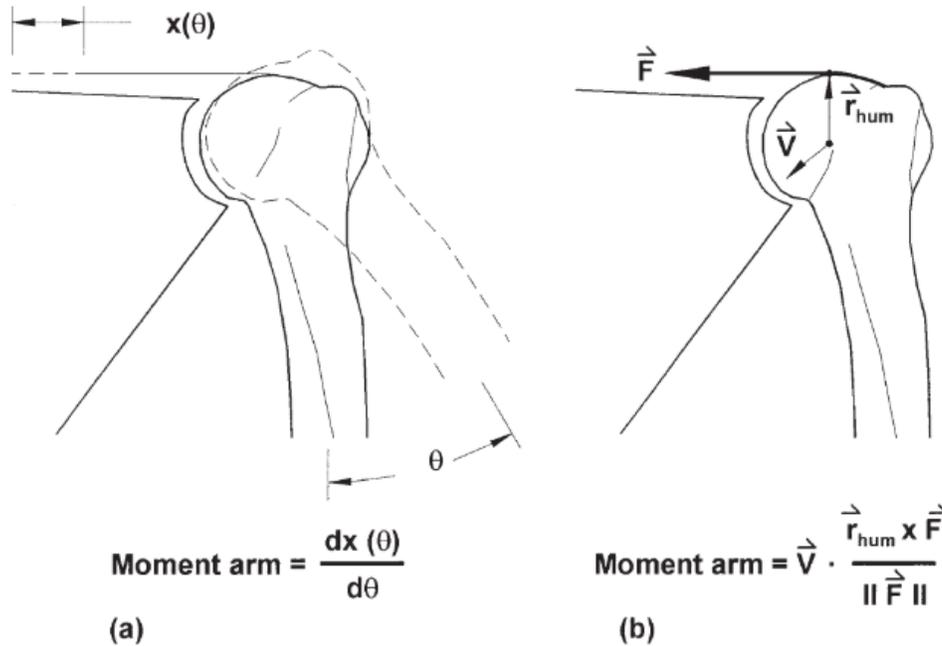


Figure 15 – Illustration des deux méthodes permettant de calculer les bras de levier : (a) la méthode par excursion des tendons et (b) la méthode géométrique. Dans la méthode d’excursion du tendon, $x(\theta)$ est l’excursion du tendon associée à un angle de rotation glénohumérale θ . Dans la méthode géométrique, \vec{v} est un vecteur unitaire pointant le long de l’axe de rotation; \vec{F} est le vecteur de force représentant la direction de la ligne d’action au point tangent avec la tête humérale; et \vec{r}_{hum} est un vecteur joignant le centre de rotation avec le point tangent à la tête humérale. Reproduite avec l’autorisation de Hughes, et al. (1997a). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

1.2.2.1 Excursion des tendons

Les premières mesures de bras de levier ont été faites pour des expériences sur sujets cadavériques, en mettant en relation le changement de longueur musculaire avec le changement d’angle de rotation (An, et al. 1984, An et al. 1983). Cette définition expérimentale a été formalisée en se servant du principe des puissances virtuelles (principe fondamental en mécanique postulant un équilibre de puissance dans un mouvement virtuel) et a fini par aboutir à la méthode d’excursion des tendons (Figure 15 a). Le bras de levier (r) est défini comme la dérivée de la longueur musculaire ($l(\theta)$) par rapport au degré de liberté (θ) (An, et al. 1984) (Équation 2):

$$r = \frac{dl(\theta)}{d\theta}$$

Équation 2

L'avantage de cette méthode est que le bras de levier peut être calculé de façon continue sur toute l'amplitude de mouvement (Ackland et al. 2008, An, et al. 1984, Kuechle et al. 2000, Otis, et al. 1994). Le bras de levier est obtenu en évaluant la pente de la courbe de la longueur du muscle en fonction de l'angle de l'articulation sur toute l'étendue du mouvement. En raison de sa simplicité de mise en œuvre, le calcul par l'excursion des tendons a été largement utilisé pour calculer et valider les bras de levier de modèle musculosquelettique (Garner and Pandy 2001, Holzbaur et al. 2005b). Cependant, il faut être rigoureux lors de l'utilisation de cette méthode. En effet, la méthode d'excursion des tendons est dépendante du choix des coordonnées généralisées et doit être utilisée en conséquence (Ingram, et al. 2015). Lorsque le mouvement de l'os est limité à un seul plan et que le muscle agit dans ce même plan, nous pouvons montrer que la dérivée de la longueur musculaire par rapport à l'angle est égale à la distance perpendiculaire entre l'axe de rotation et la ligne d'action (Pandy 1999). Lorsque le nombre d'articulation ou de degrés de liberté augmente, le calcul devient presque impossible. Par exemple, si on voulait calculer le bras de levier du grand pectoral, il faudrait prendre en compte les deux degrés de liberté de l'articulation sternoclaviculaire, les trois de l'articulation acromioclaviculaire et les trois de l'articulation glénohumérale et calculer chaque dérivée partielle associée. De plus, nous ne pouvons pas avoir accès aux différentes composantes des bras de levier selon les trois axes anatomiques (flexion, abduction et rotation) qui pourraient nous aider à mieux comprendre les mécanismes de stabilisation de l'épaule dans les mouvements de la vie quotidienne.

La méthode d'excursion des tendons est le plus souvent utilisée pour des mesures *in vitro* (Figure 16) (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 2000, Liu et al. 1997, Otis, et al. 1994) mais peuvent aussi être utilisés pour calculer les bras de levier dans des logiciels de simulation musculosquelettique en définissant la jacobienne des longueurs (Delp and Loan 1995). Lors des expérimentations sur sujets cadavériques, les muscles d'intérêt sont alors enlevés et remplacés par des câbles allant du point d'origine au point d'insertion du muscle (Figure 16). Les câbles sont fixés par des sutures au niveau de l'insertion et passent dans un système de poulie et de poids après l'origine.

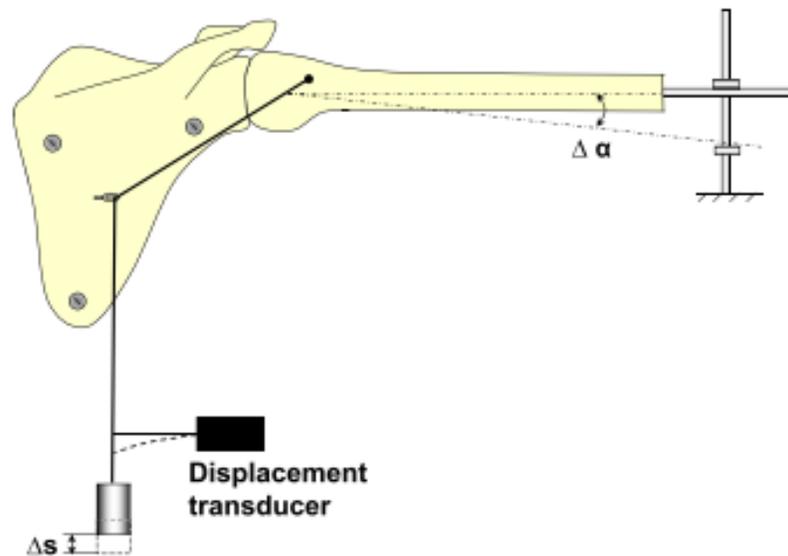


Figure 16 – Illustration d’un montage expérimental pour la mesure de bras de levier par la méthode d’excursion des tendons. Le câble représenté en noir modélise le muscle. La mesure de l’excursion du tendon est possible grâce à un capteur de déplacement placé après l’origine. Reproduite avec la permission de Favre, Jacob, et al. (2009). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

Plusieurs techniques différentes se retrouvent dans la littérature pour mesurer la variation de la longueur des muscles. Par exemple, Kuechle et al. (1997) et Liu, et al. (1997) utilisent des potentiomètres. Chaque câble est enroulé autour d’un potentiomètre et le système est calibré pour que la sortie du potentiomètre donne l’excursion des tendons en millimètre. Otis, et al. (1994) utilisent une jauge permettant de mesurer les différences de déplacement des câbles. Une référence est fixée au cadre tandis que les câbles modélisant les lignes d’action sont reliés à la jauge, après être passés dans le système de poulies. Des poids sont ajoutés aux tiges de chaque jauge pour maintenir un minimum de tension. Si lors d’un mouvement de l’humérus le poids descend, c’est qu’il y a un raccourcissement du muscle et inversement. Une troisième méthode permettant de mesurer les variations de longueurs est d’utiliser un système de capture de mouvement constitué de caméra VICON (Ackland, et al. 2008). Des marqueurs sont placés sur les poids au bout des câbles et les déplacements verticaux résultant de l’excursion des tendons peuvent ainsi être mesurés.

Tout comme la technique de mesure de la variation de longueur varie, la représentation des muscles change également selon les études. Par exemple, dans l'étude de Kuechle, et al. (1997), les muscles de la coiffe des rotateurs sont considérés comme une seule unité joignant l'origine à l'insertion (Figure 17). Cela revient à faire l'hypothèse que toutes les fibres d'un même muscle vont avoir la même fonction pendant le mouvement. Or les muscles de l'épaule possèdent de larges zones d'insertion (section 1.1.2, Figure 5) donc la fonction du muscle pourrait varier en fonction de la position de la fibre par rapport au centre de rotation. Plusieurs études montrent que certains muscles, notamment le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs, possèdent des sous-régions qui fonctionnent indépendamment (Inman et al. 1944a). De plus, le fonctionnement indépendant de ces sous-régions varie également selon le mouvement et au cours du mouvement.

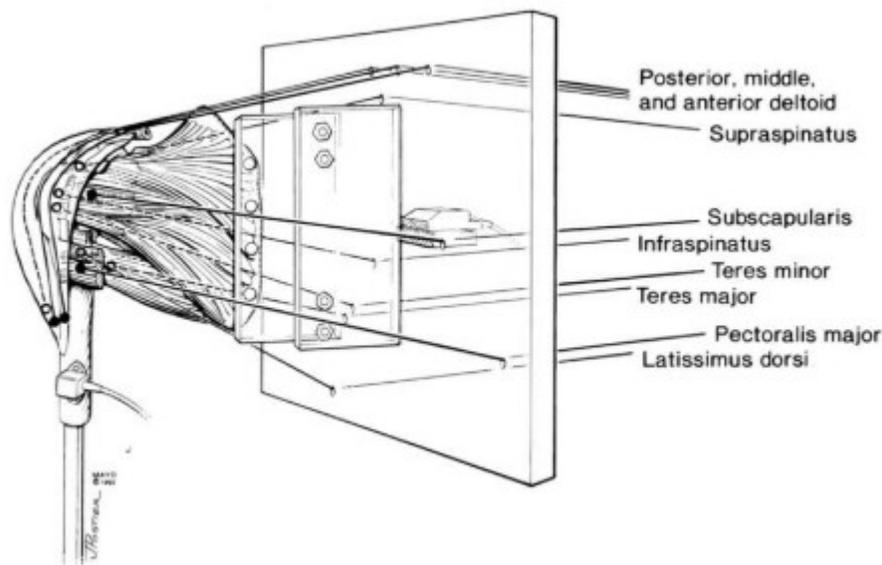


Figure 17 – Représentation d'un montage expérimental avec l'épaule monté sur un cadre de test. Tous les muscles sont représentés par une seule ligne d'action joignant l'insertion à l'origine. Reproduite avec la permission de Kuechle, et al. (1997). Copyright (2020) avec la permission d'Elsevier.

Dans certaines études, comme Otis, et al. (1994), les muscles sont découpés en plusieurs sous-régions (Figure 18). Ainsi, l'infraépineux, le supraépineux, le sous-scapulaire et le deltoïde étaient tous divisés en trois sections. Chaque muscle est représenté par trois câbles et trois bras de levier

par muscle sont calculés pour chacun des mouvements étudiés. Les seules différences significatives qu'ils ont pu observer au niveau des bras de levier étaient sur la partie antérieure et postérieure du supraépineux bien que des différences d'amplitudes de bras de levier sont observables sur toutes les différentes parties des muscles. Cela peut s'expliquer par le choix du mouvement étudié qui reflète moins les différences entre les parties des muscles de la coiffe des rotateurs et par la simplification de la modélisation de la géométrie. En effet, dans cette étude les parties musculaires et tendineuses sont retirées et remplacées par des câbles et donc les interactions qu'il peut y avoir entre les portions de la coiffe de rotateur dues aux tendons communs de la coiffe des rotateurs ne sont pas prises en compte. Chaque ligne d'action d'un même muscle est définie indépendamment par une ligne droite joignant l'origine à l'insertion. Il est cliniquement envisageable que même si une partie du tendon d'un des muscles de la coiffe des rotateurs est endommagé, l'unicité tendineuse puisse permettre de compenser la perte de fonction dépendamment de la taille de la localisation de la déchirure (Kolk et al. 2017). Langenderfer, Patthanacharoenphon, et al. (2006) a calculé les bras de levier pour différentes parties des muscles de la coiffe des rotateurs, en disséquant les muscles, mais en gardant intacts les tendons (trois parties pour le supraépineux et deux parties pour l'infraépineux). Ainsi, les câbles sont attachés du tendon à l'origine (Figure 18), conservant l'unicité des tendons. Les résultats montrent des différences significatives au niveau des bras de levier entre les différentes régions du supraépineux et de l'infraépineux.

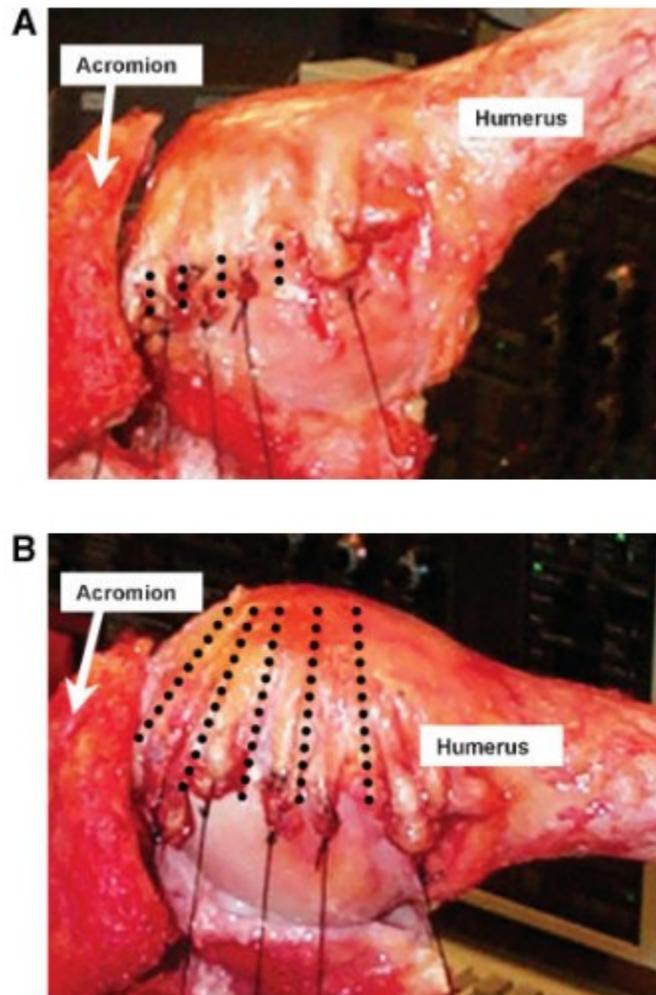


Figure 18 – La tête humérale est représentée avec les tendons de la coiffe des rotateurs et les câbles qui sont suturés au niveau de l’insertion. Les divisions sont représentées par les traits en pointillés. Reproduite avec la permission de Langenderfer, et al. (2006). Copyright (2020), avec la permission de John Wiley and Sons.

Ackland, et al. (2008) a également mené une étude cadavérique en considérant différentes sous-régions des muscles. Leurs résultats montrent aussi des différences au niveau des fonctions d’un même muscle. Par exemple, la partie antérieure du supraépineux est capable d’avoir un bras de levier en flexion significativement plus grand que la partie postérieure (Figure 19 A). Des différences significatives sont également observées entre la partie inférieure et supérieure du sous-scapulaire (Figure 19 B). Un muscle peut donc avoir plusieurs fonctions en fonction de son point d’insertion et d’origine. Les différents résultats soulignent bien l’importance de prendre en

compte les différentes fibres musculaires pour avoir une idée claire de l'ensemble des fonctions du muscle lors des mouvements.

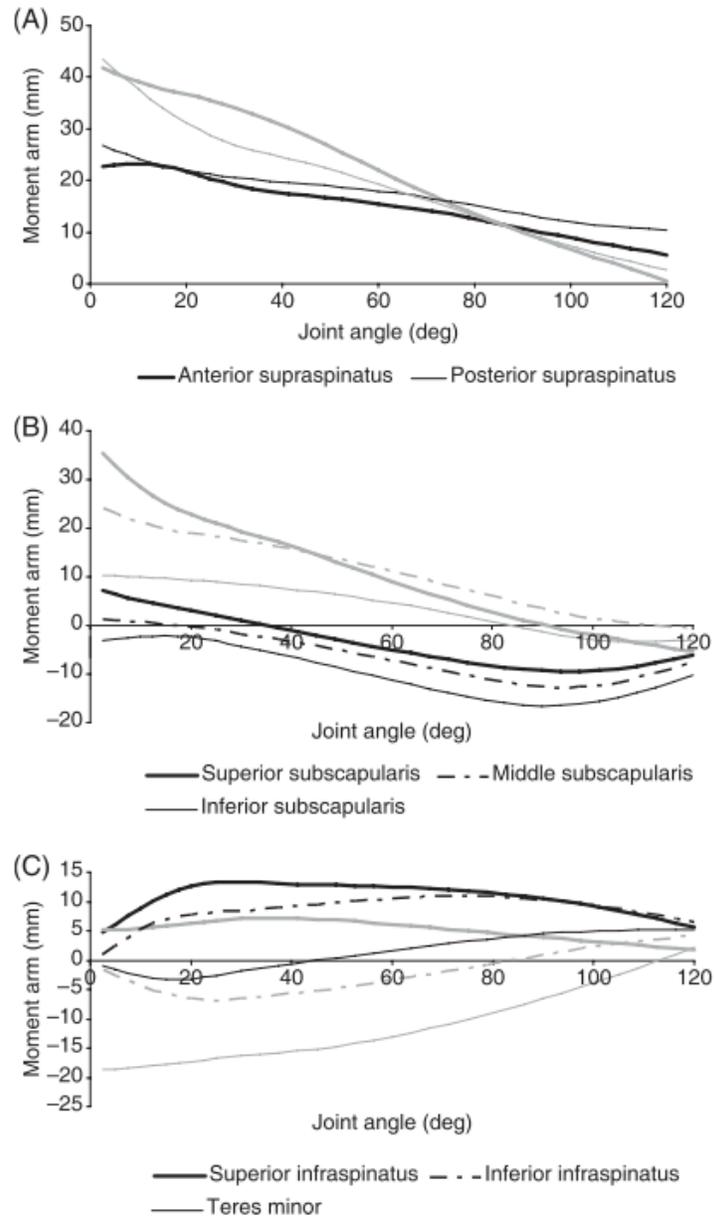


Figure 19 – Bras de levier pour les sous-régions des muscles de la coiffe des rotateurs : (A) supraépineux; (B) sous-scapulaire; (C) infraépineux et petit rond. Les lignes en noires indiquent les données pour un mouvement d'abduction et celles en gris sont associées à un mouvement de flexion. Reproduite avec l'autorisation de Ackland, et al. (2008). Copyright (2020), avec la permission de John Wiley and Sons.

En remplaçant les parties musculaires et tendineuses par des câbles, les auteurs font également l'hypothèse que les volumes musculaires peuvent être négligés. En effet, avec cette méthode, les muscles prennent le plus court chemin entre l'origine et l'insertion sans prendre en compte les déformations musculaires qui se produisent réellement dues aux interactions entre les structures. La représentation filaire par ligne d'action empêche l'évaluation de la distribution spatiale des propriétés mécanique des tissus. Or la répartition de la masse des tissus mous évolue en fonction du mouvement et de l'activation musculaire (Clark and Hawkins 2010). Dans une étude menée par Stelletta (2015), sur le membre inférieur, des simulations sont faites pour comparer la prise en compte des contacts (interactions entre les différents tissus mous et entre les os et les tissus mous) versus la non-prise en compte de ceux-ci. Les résultats montrent que les interactions jouent un rôle important dans l'évaluation des trajectoires musculaires et des forces musculaires : des différences allant jusqu'à 34.4% sont observées sur l'estimation des forces avec ou sans contact. Cela est d'autant plus valable pour l'épaule qui est une articulation complexe avec de nombreuses interactions entre les structures. Il est donc préférable d'utiliser une autre méthode permettant de prendre en compte les géométries musculaires lors du calcul des bras de levier.

Les mouvements réalisés et les amplitudes de mouvement changent comme on peut le constater dans le Tableau 3. Par exemple, Ackland, et al. (2008) ont étudié uniquement un mouvement de 0° à 90° d'abduction dans le plan scapulaire. Adams et al. (2007) se sont intéressés à un mouvement de rotation interne et externe de -45° à 45° en gardant le bras à 0° d'élévation. Les amplitudes de mouvements maximales sont résumées dans la Figure 20. Dans la plupart des cas, les mouvements sont limités à des gestes simples selon un seul degré de liberté : 90° d'abduction dans le plan frontal et scapulaire, 120° en flexion et de 45° de rotation interne à 45° de rotation externe (Ackland, et al. 2008, Hik and Ackland 2019b). Or ces mouvements ne sont pas représentatifs de l'amplitude de mouvement possible à l'épaule (Haering, Raison, et al. 2014b) ni de la mobilité de l'épaule dans des tâches de la vie quotidienne. Ce sont d'ailleurs les mouvements au-delà de 90° d'élévation du bras qui sont les plus à risques de développer des troubles musculosquelettiques à l'épaule. De plus, cette méthode permet de donner les valeurs du bras de levier uniquement selon un axe de rotation. Les résultats sont plus difficilement interprétables pour des mouvements impliquant plusieurs degrés de liberté. Les mouvements de la vie

quotidienne impliquant le membre supérieur ont lieu autour des trois axes de rotation. Connaître les bras de levier selon les trois axes de rotation est important pour avoir des données de validation, car les muscles peuvent avoir un rôle de stabilisation (Figure 14). En effet, ce n'est pas parce que le muscle a un bras de levier faible selon l'axe de mouvement, qu'il ne contribue pas selon les deux autres degrés de liberté à maintenir la tête humérale dans la glène. Il serait donc intéressant de constituer une base de données renseignant sur les bras de levier et les fonctions musculaires des muscles glénohuméraux pour une amplitude de mouvement plus variée selon les trois degrés de liberté. De plus, la représentation des résultats est souvent limitée : comment séparer l'angle thoraco-huméral des trois degrés de liberté de l'articulation glénohumérale et du rythme scapulaire.

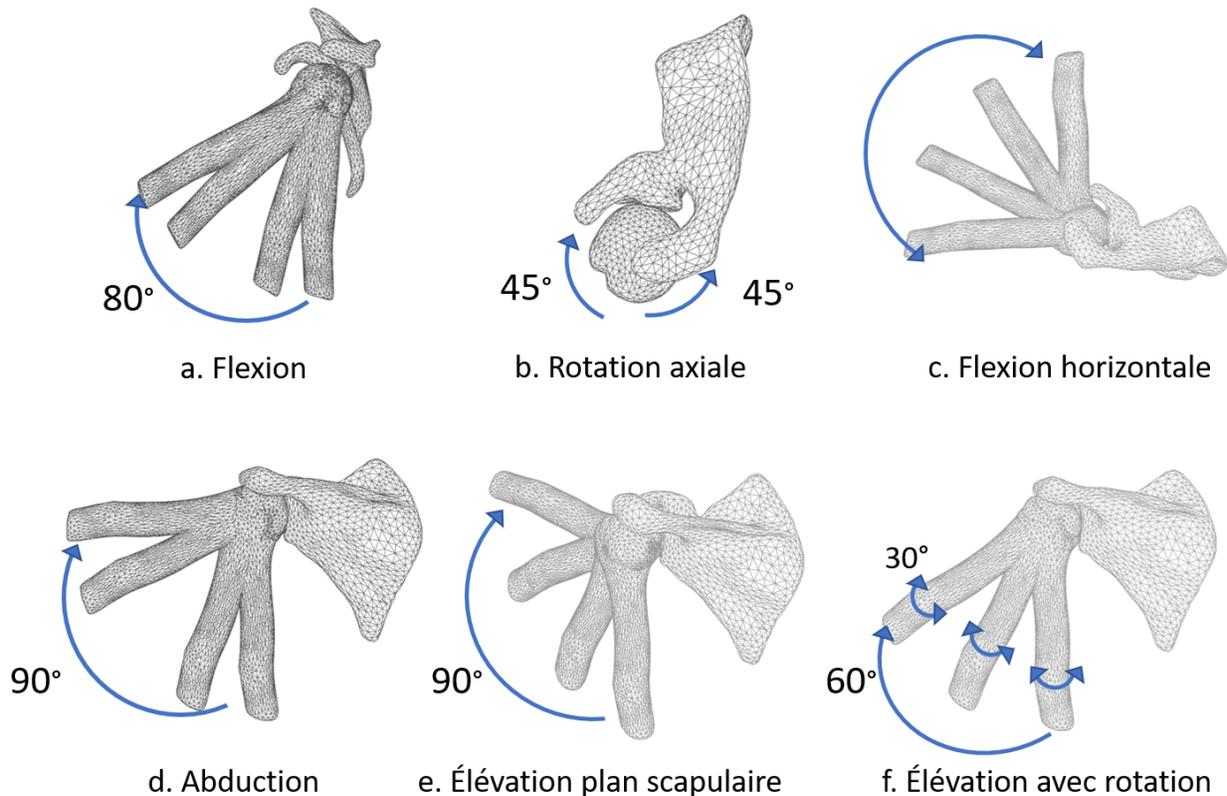


Figure 20 – Résumé des différentes amplitudes de mouvements étudiées dans la littérature pour le calcul des bras de levier.

Conclusion section 1.2.2.1: En résumé, la méthode d'excursion des tendons est largement utilisée dans la littérature pour obtenir les bras de levier selon un degré de liberté due à la simplicité de

mise en œuvre. Cependant, il faut être minutieux quant à l'application de la définition pour le calcul des bras de levier. De plus, cette méthode ne permet pas de tenir compte de la géométrie musculaire, que ce soit au niveau du volume musculaire ou bien de la division en sous-région musculaire (bien que possible en utilisant plusieurs fils par muscles, il est difficile de prendre en compte l'interaction entre les fibres d'un même muscle). Les amplitudes de mouvements sont souvent restreintes et peu représentatives des mouvements de la vie quotidienne. En outre, cette méthode présente aussi des limites au niveau de la représentation des résultats qui ne permet pas clairement de séparer l'angle thoraco-huméral des trois degrés de liberté de l'articulation glénohumérale et du rythme scapulaire.

1.2.2.2 Méthode géométrique

La méthode géométrique (Figure 21) repose sur la mesure directe du bras de levier c'est-à-dire le calcul de la distance perpendiculaire entre la direction de la ligne d'action musculaire et le centre de rotation (Garner and Pandy 2001, Graichen, et al. 2001). La difficulté d'implémentation de cette technique réside dans le fait qu'il faut connaître la localisation de la direction de la fibre musculaire et du centre de rotation fonctionnelle ou anatomique. Le centre de rotation de l'articulation glénohumérale est souvent déterminé en cherchant le centre d'une sphère qui coïnciderait avec la tête humérale, mais il faut prendre en compte qu'il peut y avoir jusqu'à 7 mm de translation de la tête humérale pendant l'abduction et 12 mm lors de la rotation interne (Dal Maso et al. 2015a, Werner et al. 2004). Cette méthode requiert l'utilisation de techniques d'imagerie médicale pour avoir accès aux géométries et permet des mesures quasiment directes des bras de levier musculaires.

Elle est utilisée pour des mesures *in vivo* grâce à des techniques d'imagerie médicale non invasives comme l'échographie ou bien l'imagerie par résonance magnétique (IRM) permettant d'avoir accès aux volumes musculaires et osseux (Graichen, et al. 2001, Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Finsen, et al. 2000). Dans le cas de l'échographique, la sonde doit être placée parallèlement à la direction de la ligne d'action (Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Holst, et al. 2000). Pour les images IRM, la reconstruction en 3D des volumes musculaires permet de connaître la direction principale du muscle pour interpoler la ligne d'action (Graichen, et al. 2001). Bien que cela permette de prendre en compte le volume musculaire et donc les déformations, les mesures sont prises sur

un nombre restreint de configurations de l'articulation et de façon passive (muscle au repos) pour des raisons techniques : maintien de la position pour le patient pendant toute la durée de l'acquisition, durée de la prise des images et espace souvent restreint à l'intérieur des dispositifs d'imagerie médicale. À ces limites vient aussi s'ajouter la prise en compte de la gravité qui peut légèrement influencer les déformations musculaires selon comment le sujet est positionné (allongé, debout). Dans la plupart des études, les bras de levier sont calculés pour la position anatomique, des postures avec de la rotation interne et externe du bras et quelquefois des positions d'abduction. De plus, il est uniquement possible d'avoir des images d'une position donnée de l'articulation et non ce qui se passe pendant toute une phase de mouvement dû aux limitations techniques des équipements utilisés. Il n'est pas possible d'avoir accès aux bras de levier *in vivo* par cette méthode tout au long d'un mouvement. Il faudrait pouvoir acquérir plusieurs images de l'articulation dans différentes positions, représentatives de l'amplitude de mouvement de l'épaule, pour avoir une meilleure connaissance des rôles des muscles de l'épaule lors des différents mouvements.

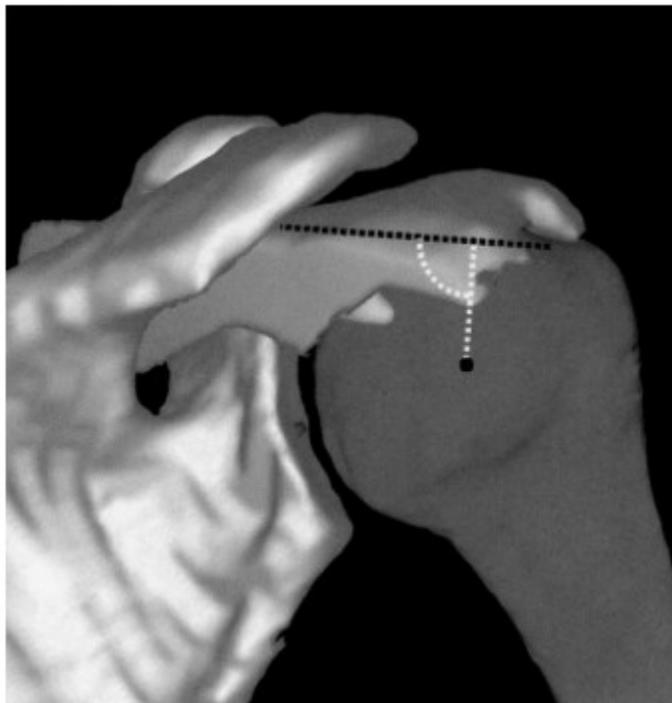


Figure 21 – Reconstruction en 3D de l'épaule avec la représentation schématique du calcul du bras de levier (distance entre le centre de rotation et la ligne d'action du muscle). La distance

minimale (ligne blanche) entre le milieu de la tête humérale (point noir) et la direction principale du supraépineux (ligne en noire) est déterminée en appliquant une transformation de distance euclidienne en 3D. Reproduite avec l'autorisation de Graichen, et al. (2001). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier.

La méthode géométrique (Figure 22) peut également être utilisée *in silico* via des modèles musculosquelettiques dont la géométrie osseuse a été acquise grâce à des images tomodensitométriques obtenues *in vitro* (Greiner, Schmidt, König, Perka and Herrmann 2013, Herrmann et al. 2011). Les zones d'insertion et d'origine peuvent être identifiées expérimentalement en plaçant des marqueurs radio-opaques sur les zones d'intérêt avant le passage au CT-scan (Herrmann, et al. 2011). La géométrie musculaire est alors reconstruite sous forme de ligne droite joignant l'origine à l'insertion grâce à un algorithme de plus courte distance entre les deux points. Étant donné l'arrangement complexe des structures de l'épaule (section 1.1.2, Figure 5), il peut arriver que la représentation de la ligne d'action par une simple ligne joignant l'origine à l'insertion soit non physiologique, car elle intersecte des surfaces osseuses. Dans ce cas des objets de contournement sont utilisés pour empêcher la ligne d'action d'entrer en contact avec les surfaces osseuses (Greiner, et al. 2013). Même si cette technique permet de représenter plusieurs lignes d'action pour chaque muscle et donc prendre en compte les différentes fonctions, elle ne tient pas compte des déformations du volume musculaire dans le cas de prédiction *in silico*. En effet, la trajectoire est limitée à la plus courte distance entre l'insertion et l'origine, tout comme dans le cas de la méthode d'excursion des tendons.

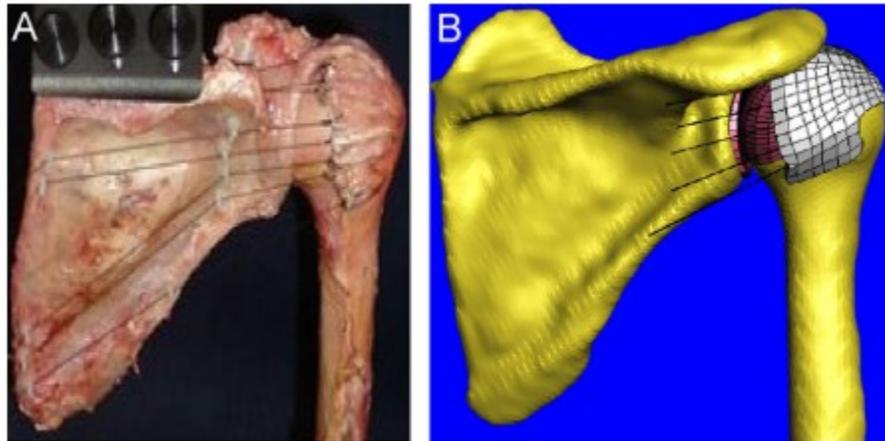


Figure 22 – La représentation expérimentale (A) ainsi que le modèle éléments finis (B) associés pour mesurer les bras de levier de l’infraépineux et du petit rond. La géométrie est obtenue in vitro par CT-scan et les muscles sont représentés comme des câbles. Reproduite avec l’autorisation de Adams, et al. (2007). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

Conclusion section 1.2.2.2: En résumé, l’utilisation de la méthode géométrique sur des sujets in vivo nous permettrait de prendre en compte la géométrie musculaire dans le calcul des bras de levier. Cependant, cette technique ne pouvant être utilisée sur toute l’amplitude de mouvement, il faudrait acquérir plusieurs images in vivo dans des configurations du bras différentes, qui représenteraient l’amplitude de mouvement de la vie quotidienne. Les prédictions in silico par des modèles musculosquelettiques pourraient venir compléter ces résultats en estimant les bras de levier sur le reste de l’amplitude de mouvement.

Tableau 3 – Récapitulatif des différentes méthodes utilisées ainsi que des amplitudes de mouvements étudiés lors du calcul des bras de levier dans la littérature

| Étude | Nombre de sujets | Méthode de mesure | Type d'étude | Représentation des muscles | Mouvements étudiés |
|------------------------|------------------|--|-----------------|--|---|
| Otis, et al. (1994) | 10 | Excursion du tendon | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par des câbles : supraépineux (2), infraépineux (3), sous-scapulaire (3) et deltoïde (3). | Abduction dans le plan de la scapula de 0° à 60° avec l'humérus en position neutre, 30° de rotation interne et 30° de rotation externe; 45° de rotation interne à 45° de rotation externe avec l'humérus positionné à 0°, 15°, 45° et 60° d'abduction dans le plan de la scapula. |
| Liu, et al. (1997) | 10 | Excursion du tendon | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par des câbles : supraépineux (1), infraépineux (1), sous-scapulaire (1) et deltoïde (3). | L'humérus est élevé de 0° au maximum possible dans le plan de la scapula pour cinq conditions de rotation : neutre, 30° et 60° de rotation interne, 30° et 60° de rotation externe. |
| Hughes, et al. (1997a) | 10 | Excursion du tendon Méthode géométrique | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par un câble chacun : supraépineux, infraépineux et sous-scapulaire. Des points sont numérisés sur les surfaces osseuses pour reconstruire les lignes d'action et la tête humérale qui est assimilée à une sphère. | Un mouvement d'abduction est étudié avec l'humérus en position de repos, en rotation interne ainsi qu'en rotation externe. Un mouvement d'abduction est étudié avec l'humérus en position de repos, en rotation interne ainsi qu'en rotation externe. |
| Kuechle, et al. (1997) | 12 | Excursion du tendon | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par des câbles : supraépineux (1), infraépineux (1), sous-scapulaire (1) et deltoïde (3). | Flexion horizontale suivant le plan d'élévation à 90°, élévation maximale dans le plan scapulaire, le plan sagittal et le plan coronal. |
| Nakajima et al. (1999) | 10 | Excursion du tendon | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par des câbles : sous-scapulaire (5). | Un mouvement de 0° à 60° d'abduction est réalisé. |

| | | | | | |
|---|----|---------------------|--|---|---|
| Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Finsen, et al. (2000) | 20 | Méthode géométrique | <i>In vivo</i> | Des images IRM sont acquises pour calculer les bras de levier du supraépineux. | Les images ont été prises en position neutre de l'humérus ainsi que pour une position de 34° d'abduction dans le plan scapulaire. |
| Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Holst, et al. (2000) | 8 | Méthode géométrique | <i>In vivo</i> | Les sujets passent une IRM ainsi qu'une échographie pour comparer les deux techniques de mesure des bras de levier pour le muscle de l'infraépineux et du supraépineux. | Les bras de levier sont calculés uniquement en position neutre de l'humérus. |
| Graichen, et al. (2001) | 10 | Méthode géométrique | <i>In vivo</i> | Les sujets sont placés dans un système d'IRM ouvert et on s'intéresse uniquement au muscle du supraépineux. | Les épaules sont examinées dans cinq conditions d'élévation passive : 30°, 60°, 90°, 120° et 150° d'abduction dans le plan scapulaire; puis un poids de 1 kg est ajouté pour les conditions à 60°, 90° et 120° d'élévation. |
| Adams, et al. (2007) | | Excursion du tendon | Construction d'un modèle à partir de données <i>in vitro</i> | Le muscle de l'infraépineux est représenté par 4 lignes d'action et une seule pour le petit rond. | Un mouvement de 45° de rotation interne à 45° de rotation externe est effectué. |
| Ackland, et al. (2008) | 8 | Excursion du tendon | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par des câbles : infraépineux (2), supraépineux (2) sous-scapulaire (3) et deltoïde (3). | Le bras est abducté jusqu'à 90° dans le plan scapulaire puis remis en position initiale. |
| Herrmann, et al. (2011) | 7 | Méthode géométrique | <i>In vitro</i> | Les zones d'insertion du sous-scapulaire et du petit rond sont repérées sur le CT-scan grâce à des marqueurs radio-opaques et un modèle numérique est reconstruit | Les mouvements simulés sont 15°, 30°, 45° et 60° d'abduction. |

| | | | | | |
|--|----|-----------------------|--|---|---|
| | | | | avec 3 segments pour chaque muscle. | |
| Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang and Saltzman (2013) | 8 | Excursion du tendon | <i>In vitro</i> | Le muscle du deltoïde est remplacé par 6 câbles. | Les bras de levier sont mesurés pour la position de repos; à 45° et 90° d'abduction. |
| Hamilton et al. (2013b) | 1 | Méthode géométrique | Modèle | Les muscles sont considérés chacun comme 3 segments. | L'humérus est articulé de 45° de rotation interne à 45° de rotation externe. |
| Greiner, et al. (2013) | 7 | Méthode géométrique | Modèle construit à partir de données <i>in vitro</i> | Les muscles du sous-scapulaire et du petit rond sont chacun représentés par 3 segments. | Les bras de levier sont évalués pour la position de repos, 30°, 45° et 60° d'abduction. |
| Hamilton et al. (2013a) | 1 | Méthode géométrique | <i>In vitro</i> | Les bras de levier du deltoïde postérieur (3), de l'infraépineux (3) et du petit rond (3) sont calculés. | Le mouvement étudié est une rotation allant de 45° de rotation interne à 45° de rotation externe. |
| Hamilton et al. (2015) | 1 | Méthode géométrique | <i>In vitro</i> | Les bras de levier du sous-scapulaire (3), infraépineux (3), petit rond (3), deltoïde antérieur (3), deltoïde moyen (3) et deltoïde postérieur (3). | Les mouvements étudiés sont : abduction de 0° à 140° dans le plan scapulaire; rotation interne de 30° à 60° de rotation externe avec le bras placé à 30° d'abduction. |
| Kuechle, et al. (2000) | 12 | Excursion des tendons | <i>In vitro</i> | Les muscles sont remplacés par des câbles : infraépineux (1), supraépineux (1), sous-scapulaire (1), petit rond (1) et deltoïde (3). | Les mouvements étudiés sont des mouvements de rotation axiale avec l'humérus élevé à 90° dans le plan coronal, scapulaire, sagittal et en position neutre. |
| Walker, Struk, Matsuki, | 12 | Méthode géométrique | <i>In vivo</i> | Le muscle du deltoïde est représenté par trois lignes d'action. | Un mouvement d'abduction du bras est simulé. |

1.2.2.3 Rôle des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde

Le bras de levier musculaire est un indicateur du rôle des muscles dans la mise en mouvement de l'articulation. Leur valeur représente l'effet de levier du muscle sur l'articulation considérée. Cela nous permet de savoir si le muscle a une fonction agoniste ou bien antagoniste. Certaines variations notables peuvent être observées entre les études. Par exemple, pendant un mouvement d'abduction, Walker, Struk, Matsuki, Wright and Banks (2016) prédit que la partie postérieure du deltoïde aura une fonction adductrice puis abductrice vers la fin de l'élévation, tandis que Kuechle, et al. (1997) prédit uniquement une augmentation de la capacité à générer de l'abduction pendant le mouvement. Pour le deltoïde antérieur, pendant un mouvement de flexion, les résultats de Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang and Saltzman (2013) montrent une diminution de l'amplitude du bras de levier, alors que Ackland, et al. (2008) mesure une augmentation du bras de levier en flexion. De même, lorsqu'on regarde le bras de levier en position anatomique, il peut y avoir de grandes différences (10 mm pour l'infraépineux selon Hughes, et al. (1997a) et -9 mm pour Kuechle, et al. (1997)). Bien qu'il y ait des variations notables entre les études en ce qui concerne l'amplitude des bras de levier, même pour un même muscle dans des positions identiques, nous pouvons trouver des concordances pour établir un portrait général de la fonction des muscles pendant les mouvements.

Les deltoïde antérieur et moyen possèdent un grand bras de levier en élévation, mais sont de faibles rotateurs axiaux. Plus l'angle de flexion et d'abduction augmente et plus le bras de levier du deltoïde antérieur augmente. Bien que les bras de levier du deltoïde moyen et antérieur soient similaires dans le plan coronal et scapulaire, le deltoïde postérieur, quant à lui, a une fonction dépresseur plus grande pendant l'abduction dans le plan coronal que pendant de l'élévation dans le plan scapulaire, surtout en milieu-fin d'élévation. Étant donné que les trois chefs du deltoïde sont actifs pendant l'élévation, une plus grande force combinée peut être générée dans le plan coronal.

Le supraépineux a un bras de levier très faible en rotation axiale, mais agit en partenariat avec le deltoïde, ayant un grand bras de levier dans le début des phases de flexion et d'élévation dans le plan coronal et scapulaire. En effet, comme le deltoïde a un bras de levier plus faible dans les

premiers degrés d'élévation, il semblerait que le supraépineux soit responsable de l'initiation des mouvements d'élévation (Ackland, et al. 2008). Cela peut également expliquer pourquoi il y a une grande prévalence de blessure au niveau du tendon du supraépineux dû à son implication constante dans les mouvements de la vie quotidienne du membre supérieur (Steinbacher et al. 2010). Si on regarde les différentes actions du supraépineux les fibres antérieures ou postérieures on remarque que la partie antérieure du supraépineux présente un bras de levier en flexion plus grand que la partie postérieure en début de flexion (Ackland, et al. 2008).

Le sous-scapulaire, quant à lui, a des bras de levier différents en flexion et abduction selon le chef (inférieur ou postérieur) considéré. Le sous-scapulaire aide à la rotation interne alors que l'infraépineux et le petit rond contribuent à la rotation externe. Ces muscles peuvent s'activer simultanément pendant les mouvements du membre supérieur permettant la stabilisation de la tête humérale dans la fosse glénoïdienne grâce à l'action opposée des deux muscles. La partie supérieure de l'infraépineux a un bras de levier plus grand en début d'abduction que la partie inférieure. En flexion, la partie inférieure de l'infraépineux est principalement un extenseur tandis que la partie supérieure est purement un fléchisseur. Il est donc important de prendre en compte la position de la ligne d'action par rapport au centre de rotation de l'articulation.

Conclusion section 1.2.2.3: En résumé, malgré les désaccords sur les amplitudes de bras de levier au niveau des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde selon les hypothèses et méthodes de calcul utilisé, un portrait global de la fonction des muscles peut être réalisé. Le supraépineux aide au début de l'élévation, puis le deltoïde avec son grand bras de levier permet les grandes élévations. L'infraépineux et le petit rond ont plus un rôle en rotation externe, s'opposant au sous-scapulaire aidant à la rotation interne. Ces trois muscles agissent ensemble pour aider à la stabilité de l'articulation glénohumérale. En plus de la connaissance des bras de levier, l'estimation des longueurs musculaires est également un paramètre à prendre en compte dans la caractérisation des muscles, car elle nous permet de remonter jusqu'aux forces et moments internes.

1.2.2.4 Longueur du muscle

Comme nous l'avons vu dans les sections précédentes (section 1.2.1 et section 1.2.2), la fonction musculaire est directement liée aux variations de longueurs et aux bras de levier qui donnent

l'amplitude et la direction du couple articulaire. Il existe un couplage entre la mécanique articulaire et les propriétés architecturales des muscles (Ward, et al. 2006). Une mauvaise estimation de la longueur musculaire affecte la prédiction de la force musculaire due à la relation force-longueur-vitesse. De plus, les prédictions des bras de levier peuvent aussi être biaisées si on passe par la méthode d'excursion des tendons (jacobienne des longueurs) pour les calculer et la fonction musculaire peut être changée (Ackland, et al. 2012a). La connaissance des longueurs musculaires l_{mus} nous permet de remonter jusqu'au moment musculaire τ_{mus} en multipliant la jacobienne de la longueur du muscle avec la force F_{mus} (Équation 3) :

$$\tau_{mus} = \frac{\partial l_{mus}}{\partial q} F_{mus} \quad \text{Équation 3}$$

Finalement, la connaissance des valeurs des bras de levier ainsi que des forces musculaires nous donne accès aux forces et moments internes, permettant une meilleure compréhension du fonctionnement du muscle. Or, lors de certaines opérations de chirurgie, des muscles peuvent être réattachés afin de combler une perte de fonction à la suite d'une déchirure complète d'un muscle (Neri, et al. 2009b). Lors d'intervention de réparation de tendon, il est possible que les points d'insertion et d'origine bougent entraînant des changements sur les longueurs musculaires (Apreleva et al. 2002). Ainsi, d'un point de vue clinique, nous pouvons facilement imaginer que des changements, même minimes, de longueur musculaire peuvent avoir pour conséquence des changements dans la fonction musculaire (Lieber and Friden 2000).

Il est possible de mesurer directement les longueurs musculaires *in vivo* en utilisant des techniques d'imagerie médicale telle que l'échographie (Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Holst, et al. 2000) ou bien l'imagerie par résonance magnétique (Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Finsen, et al. 2000). Lorsque l'échographie est utilisée, la longueur est mesurée en repérant les points d'origines et d'insertions des muscles sur les os et en calculant la distance entre ces points. Cependant, il est difficile d'observer les fibres musculaires et les volumes musculaires avec cette technique d'imagerie, en partie dû au fait que les muscles d'intérêt, dans le cas de la coiffe des rotateurs, sont des muscles profonds. L'imagerie par résonance magnétique permet d'avoir accès directement aux volumes musculaires, mais reste cependant limitée à l'acquisition de données pour une position de l'articulation donnée. Il est difficile d'obtenir des données pour

toute l'amplitude de mouvement puisque les acquisitions ne peuvent pas être faites en dynamique. Les propriétés architecturales des muscles de la coiffe des rotateurs ne sont pas bien connues. Bien que quelques études aient commencé à établir des valeurs de longueurs musculaires (Bassett et al. 1990, Ward, et al. 2006), très peu de valeur sont disponibles dans la littérature bien que ce soit un paramètre qui entre en compte dans la prédiction de la fonction musculaire. Pour avoir une bonne idée de la fonction musculaire, il faut donc prendre en compte les longueurs musculaires et les bras de levier.

Conclusion section 1.2.2.4 : En résumé, les propriétés architecturales sont importantes pour estimer les fonctions musculaires. La longueur musculaire permet à travers les relations force-longueur et force-vitesse de comprendre l'impact d'une variation de longueur sur la production de force à l'articulation. Cependant, très peu de données sont disponibles dans la littérature bien qu'il faille la prendre en compte dans la modélisation de la coiffe des rotateurs. Ce paramètre vient s'ajouter à la connaissance des bras de levier pour des amplitudes de mouvement de l'épaule variées.

Conclusion de la section 1.2 : Les deux méthodes d'estimation des bras de levier ont chacune des sources d'erreurs, que ce soit dans la simplification de la géométrie pour la méthode d'excursion ou bien dans la détermination du centre de rotation de la tête humérale pour la méthode géométrique. Même si elles ont permis de quantifier les différentes fonctions des muscles de l'épaule, aucune de ces deux méthodes n'a permis, à notre connaissance, de quantifier l'action des différents muscles, selon les trois degrés de liberté, sur une gamme de mouvements variée. Des études in vitro pourraient être réalisées en se servant de la définition de la méthode géométrique pour calculer les bras de levier plutôt que la méthode d'excursion des tendons. D'un autre côté, des images IRM pourraient être acquises dans différentes configurations de l'épaule pour avoir des données in vivo. Néanmoins, il y a un besoin de quantification plus précise sur les différentes fonctions tout au long d'un mouvement. Des prédictions in silico avec des modèles musculosquelettiques ayant une meilleure représentation de la géométrie musculaire pourraient être réalisées et validées avec des

estimations de bras de levier obtenues in vivo. Plusieurs types de modèles musculosquelettiques existent et peuvent être implémentés avec différents niveaux de représentation de la géométrie musculaire.

1.3 Modélisation musculosquelettique du membre supérieur

Après s'être intéressé au comportement mécanique des muscles et aux moyens d'évaluation de la fonction musculaire (section 1.2), le but de cette partie est de détailler les différentes techniques de représentation du système musculosquelettique en se penchant d'abord sur la modélisation corps entier avec des modèles multicorps rigides ou bien des modèles éléments finis (section 1.3.1). Puis, nous nous concentrerons particulièrement sur les modèles du membre supérieur (section 1.3.2). Enfin, nous analyserons la sensibilité des modèles aux paramètres musculaires (section 1.3.3) pour ensuite conclure par l'évaluation des modèles musculosquelettiques en termes de comportement musculaire (section 1.3.4).

1.3.1 Les modèles musculosquelettiques

À travers les relations force-longueur et force-vitesse transparait la nécessité de définir avec précaution la géométrie musculosquelettique en termes de points d'origine et d'insertion des muscles, de trajectoires musculaires et de longueurs musculaires (section 1.2.1). Deux grandes catégories de modèles existent : les modèles multicorps rigides (section 1.3.1.1) et les modèles éléments finis (section 1.3.1.2). L'utilisation d'une technique plutôt qu'une autre dépend de l'utilisation du modèle et de l'application à laquelle il est destiné.

1.3.1.1 Les modèles multicorps rigides

Les modèles multicorps rigides sont basés sur la dynamique des corps rigides. Les logiciels OpenSim (Delp et al. 2007) et AnyBody (Damsgaard et al. 2006) sont les plus utilisés pour développer des modèles multicorps rigides corps entier. D'autres outils se développent pour permettre des analyses biomécaniques comme Biorbd (Michaud and Begon 2018). Dans ces modèles, les os sont représentés sous forme de segments rigides indéformables, reliés par des articulations représentées par des liaisons parfaites, tandis que les muscles sont représentés sous forme d'une multitude de lignes d'action (Figure 23). Les lignes d'action sont des segments reliant le point d'origine du muscle à son point d'insertion. Généralement, la trajectoire de ces lignes est calculée en utilisant un algorithme de plus courte distance entre les points d'attache (Delp and Loan 1995), ce qui peut générer des pénétrations de ces lignes d'action musculaires dans les os par exemple.

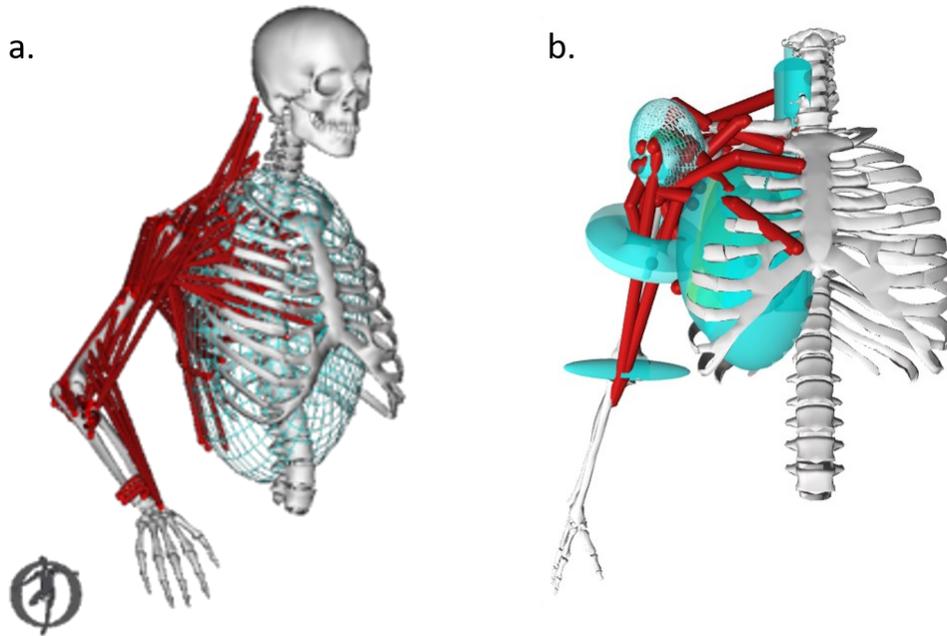


Figure 23 -Deux modèles multicorps rigides de membre supérieur avec une représentation des muscles par des lignes d'action obtenus avec le logiciel OpenSim. Le modèle (a) est le modèle de Van der Helm (1994), le modèle (b) est celui de Wu et al. (2016).

Les modèles multicorps rigides sont principalement appréciés pour leur simplicité et rapidité d'implémentation (Van der Helm 1994). Les coûts numériques moindres de ces modèles permettent de représenter un grand nombre de structures musculaires et d'estimer les forces de réaction sur une articulation à partir de données cinématiques et de la géométrie musculaire. À partir des données cinématiques, il est possible de remonter jusqu'aux moments articulaires (Holzbaur, et al. 2005b) grâce à la dynamique inverse (Figure 24). Les moments nous renseignent sur l'action combinée des muscles, ligaments, contacts osseux sur les articulations. Dans l'approche inverse, il faut renseigner comme données d'entrée les coordonnées généralisées du modèle musculosquelettique et leurs dérivées, c'est-à-dire les angles, les vitesses et les accélérations. Les paramètres inertiels segmentaires du modèle (masse, position du centre de masse, inertie) doivent être estimés en utilisant des équations de régression (Winters 1990) ou des méthodes géométriques (Hatze 1980). L'approche inverse est utilisée, non seulement pour sa simplicité d'implémentation, mais aussi parce qu'elle se base sur des données facilement accessibles *in vivo*. Il existe également des approches dites par dynamique directe qui peuvent

prendre, par exemple, comme données d'entrées les activations ou excitations musculaires (Figure 25). La cinématique musculaire est obtenue en donnée de sortie. L'approche directe nécessite de nombreuses intégrations pour pouvoir passer des activations musculaires aux angles articulaires. Cela implique un temps d'implémentation assez élevé. De plus, dans le cas où l'approche directe se base sur l'utilisation de signaux EMG comme données d'entrée, il faut être vigilants quant aux erreurs de mesures qui pourraient se répercuter sur les calculs menant à la cinématique articulaire. Des erreurs peuvent également se retrouver au niveau des paramètres musculaires ou bien au niveau de la géométrie osseuse qui ne correspond pas spécifiquement au sujet. Cette approche est moins utilisée dans la littérature que l'approche inverse.

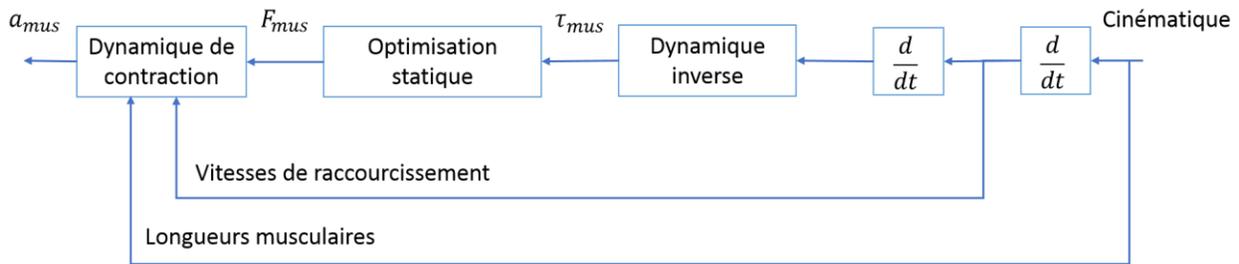


Figure 24 – Schéma illustrant le principe de la dynamique inverse qui prend en entrée les coordonnées généralisées (q, \dot{q}, \ddot{q}) et donne en sortie les moments articulaires τ_{mus} ainsi que le principe de l'optimisation statique.

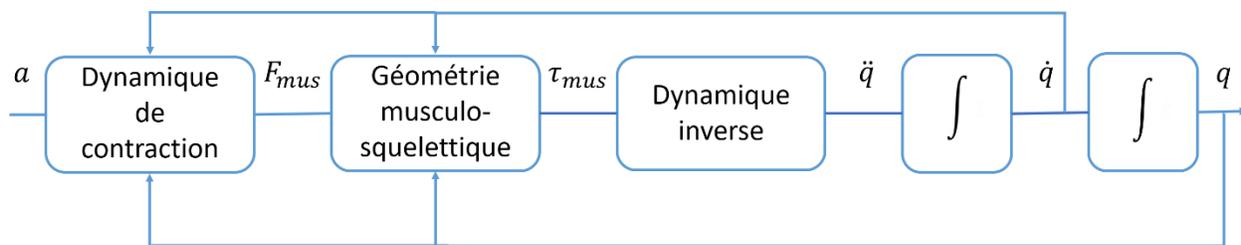


Figure 25 -Schéma illustrant le principe de la dynamique directe qui prend comme donnée d'entrée l'activité musculaire a et donne en sortie la cinématique musculaire (q, \dot{q}, \ddot{q}).

Dû à la redondance musculaire, la production d'un couple donné autour d'une articulation (ou d'une cinématique donnée) peut être due à plusieurs combinaisons de forces musculaires. Pour s'assurer l'obtention d'une solution unique, il faut passer par une méthode d'optimisation. Les méthodes d'optimisation présentes dans la littérature sont basées sur l'approche directe, inverse ou bien une combinaison des deux. Dans l'optimisation statique, à chaque instant du mouvement,

une fonction-objectif est minimisée, tandis que dans l'optimisation dynamique la résolution est faite sur l'ensemble des instants. Il existe différentes fonctions-objectifs comme par exemple, minimiser la somme des forces musculaires (Van der Helm 1994), minimiser la somme des contraintes musculaires (Crowninshield and Brand 1981), minimiser la somme des activations au carré (Delp, et al. 2007), ou bien minimiser la fatigue musculaire (Buchanan et al. 1993). Le choix de la fonction-objectif peut avoir une influence sur les forces musculaires prédites pour un même mouvement étudié. De plus, puisque cette optimisation nécessite de partir de la cinématique articulaire qui dérive de la trajectoire des marqueurs cutanés, des erreurs peuvent être engendrées à cause des artéfacts de tissus mous et l'amplification des bruits de hautes fréquences lors des dérivations successives. Dans leur étude Anderson and Pandy (2001a) ont montré qu'en termes d'estimation de forces musculaires et de force de contact, l'approche dynamique et statique sont quasiment similaires. Une alternative peut également être d'utiliser une approche « *EMG-driven* » dans laquelle le signal EMG et les angles articulaires sont utilisés pour calculer les forces musculaires. Outre le choix de la fonction-objectif, il reste également la question de la prise en compte de la géométrie musculaire. En effet, il serait intéressant de s'intéresser à l'impact de la géométrie musculaire (considérée ici comme une ligne en 1D) sur la prédiction des forces de réaction à l'articulation. Cette question pourrait faire l'objet d'un champ de recherche à part entière qui n'est pas le but de cette thèse.

Les muscles s'enroulent généralement autour de multiples obstacles anatomiques (os, tissus mous voisins) de sorte que la plupart des trajectoires musculaires ne peuvent pas être représentées de manière physiologique par une simple droite reliant ses points d'attache. Il faut contraindre les trajectoires afin d'éviter les pénétrations dans les surfaces anatomiques. Pour se faire, une approche est de fixer des points de passage (appelés « *via points* ») qui sont des points fixes par rapport aux segments et par lesquels la ligne d'action est obligée de passer (Delp, et al. 2007) (Figure 26). Les lignes d'action sont alors représentées par une série de segments. Pour ajouter un peu de réalisme, ces points peuvent être implémentés de manière dynamique et donc dépendre de l'orientation du segment auquel ils sont liés (Vasavada et al. 2008). Cependant, pour se faire il faut savoir comment va se déformer la ligne d'action en fonction du mouvement imposé. Avoir accès à de telles données est compliqué. Il reste donc difficile actuellement de placer les

points de passage afin que les lignes d'action aient une trajectoire physiologique pour tous les mouvements. Le nombre et la position des points de passage doivent être définis pour chaque ligne d'action. Donc, plus le nombre de muscles, de lignes d'action et de degré de liberté augmente, et plus il va être difficile d'implémenter tous les points de passages nécessaires pour maintenir de bonnes trajectoires. La procédure devient alors rapidement complexe. Or, comme la longueur musculaire et la trajectoire permettent de définir la fonction musculaire, de mauvais placements des points de passage peuvent entraîner de mauvaises longueurs musculaires et donc des mauvaises estimations des bras de levier (Marsden 2010).

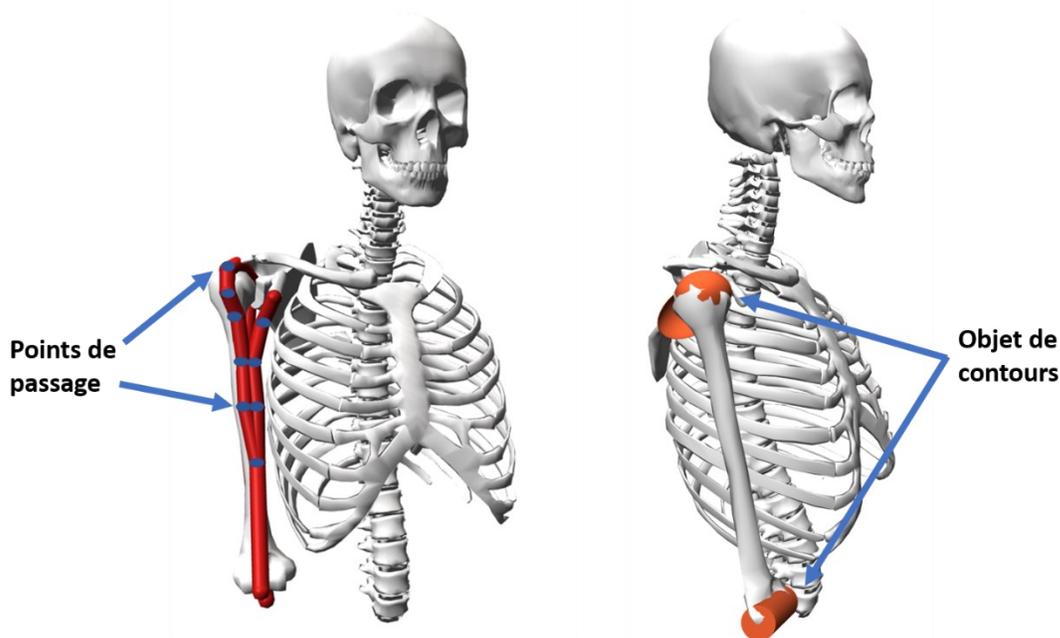


Figure 26 – Représentation des lignes d'action dans un modèle multicorps dans le logiciel OpenSim. Les points de passage sont représentés en bleu sur la figure de gauche. Les objets de contournement sont modélisés en orange sur la figure de droite.

Une autre solution permettant de contraindre les lignes d'action et d'éviter les interpénétrations avec les autres tissus est l'utilisation d'objets géométriques simples tels que des sphères ou des cylindres, appelés objets de contours ou « *wrapping objects* » en anglais (Garner and Pandy 2000) (Figure 26). Un objet de contour est un solide rigide utilisé pour représenter une structure anatomique. Dans son modèle, Holzbaur, et al. (2005b) a utilisé des sphères, des cylindres et des ellipses pour représenter l'articulation de l'épaule en approximant les géodésiques des surfaces

par des courbes. Le principe est de calculer le plus court chemin entre le point d'origine et le point d'insertion du muscle, tout en tenant compte des surfaces à travers lesquelles le muscle ne peut pas passer (Figure 27). Afin de calculer le plus court chemin, c'est la tangente à la surface circulaire qui est calculée. Il est possible de prendre en compte l'épaisseur du muscle et du tendon en augmentant la taille de la forme géométrique à contourner. Bien qu'il soit assez simple de calculer le plus court chemin lorsqu'il y a un seul objet de contour, cela devient plus compliqué lorsqu'il faut passer par plusieurs objets ayant chacune des formes différentes. Plusieurs études ont été menées pour répondre au problème (Charlton and Johnson 2001, Gao et al. 2002, Garner and Pandy 2000). Ces approches sont souvent des approches géodésiques qui reposent sur un processus itératif. Patrick and Abdel-Malek (2007) ont repris le travail de Charlton and Johnson (2001) pour permettre à la ligne d'action de s'enrouler autour de plusieurs objets. La méthode consiste à d'abord contourner un objet, puis d'utiliser l'origine effective (le point auquel la ligne d'action quitte la première surface) comme origine pour contourner l'objet suivant. Puis l'insertion effective du second objet (c'est-à-dire le point où la ligne arrive sur l'objet) est utilisée pour recalculer le chemin autour du premier objet. Ce processus itératif est répété jusqu'à ce qu'il n'y ait quasiment plus aucune différence observée sur le trajet de la ligne d'action. Le gros désavantage de ces différentes méthodes permettant de contraindre les lignes d'action est qu'il faut définir manuellement chaque objet, sa taille et sa position dans l'espace. Bien qu'il puisse être facile de les placer en position anatomique, plus l'amplitude de mouvement va être importante et plus il va être compliqué de placer physiologique tous les objets de contournements.

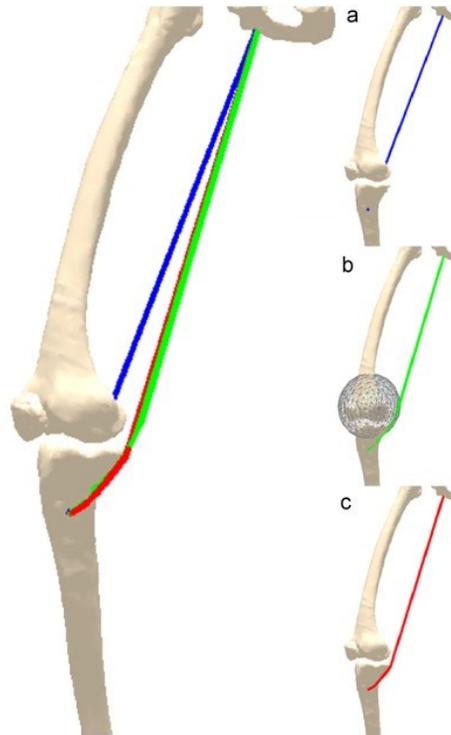


Figure 27 – Exemples de trois lignes d’action, du muscle semi-tendineux, obtenues à partir de trois méthodes différentes : (a) la ligne d’action en bleue est la trajectoire obtenue en considérant une ligne droite; (b) la ligne d’action en vert est calculée par un algorithme de contournement sur un ellipsoïde; (c) la ligne d’action en rouge est obtenue avec un algorithme de contournement convexe. Reproduction avec l’autorisation de Desailly et al. (2010). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

Des méthodes de prédiction automatique des lignes d’action commencent à être développées (Favre et al. 2010). Ces méthodes reposent sur les techniques des éléments finis (Blemker and Delp 2005b). Au lieu de simplifier les structures par des formes géométriques, la vraie géométrie osseuse est utilisée et des algorithmes de détection de contact permettent de contraindre les lignes d’action. Dans Favre, et al. (2010), les os sont représentés par leur volume maillé en 3D tandis que les muscles sont modélisés comme une série d’éléments 1D avec une faible rigidité à la flexion. Les muscles sont attachés à leur insertion, avec une certaine orientation, mais ne sont pas reliés à l’origine. L’algorithme vient alors placer le nœud d’origine du muscle vers son origine préalablement définie. Grâce aux algorithmes de détection de contact, les éléments musculaires viennent s’enrouler autour des surfaces osseuses (Figure 28). Cette technique a l’avantage de demander peu de préconditionnement du modèle, contrairement aux méthodes de

contournements classiques qui demandent de renseigner la taille et l'orientation de chaque objet pour chaque ligne d'action. Néanmoins, bien que cette méthode soit réaliste dans la prédiction des lignes d'action, elle est extrêmement coûteuse en termes de temps de calcul et en fait perdre l'avantage numérique des modèles multicorps rigides. Ce n'est donc pas la méthode la plus intéressante.

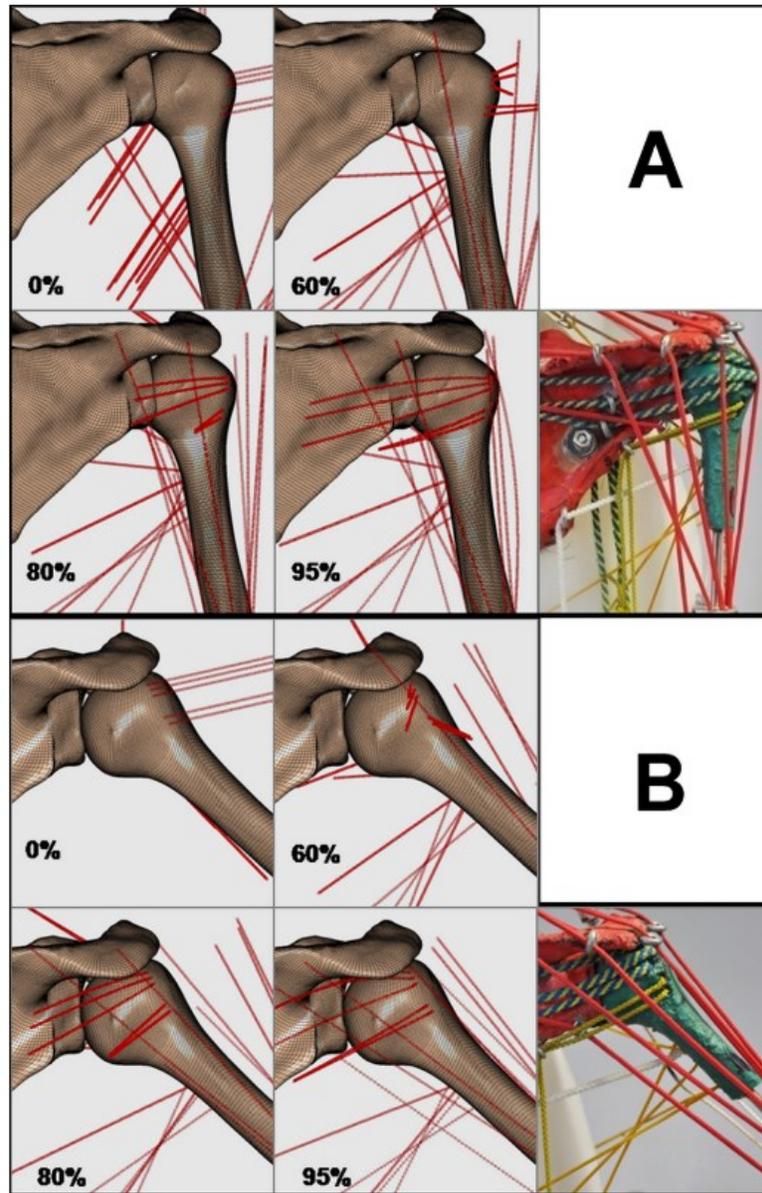


Figure 28 – Prédiction des lignes d'action de façon automatique grâce à un algorithme de détection de contact avec (a) l'humérus à 10° et (b) l'humérus à 50° d'élévation dans le plan scapulaire, sans rotation axiale. Le pourcentage indique la progression de l'algorithme de

contournement. L'image de droite montre une réplique du modèle dans la même configuration articulaire. Reproduction avec l'autorisation de Favre, et al. (2010). Copyright (2020), avec la permission d'Elsevier.

Des techniques d'optimisation non-linéaires peuvent également être utilisées pour prédire la trajectoire des lignes d'action (Audenaert and Audenaert 2008, Marsden and Swailes 2008). Par exemple, Marsden and Swailes (2008) modélise les lignes d'action comme un ensemble de ressort en série. Pour calculer la trajectoire de la ligne d'action, il faut minimiser l'énergie des ressorts, avec comme contrainte les équations des surfaces à contourner. Cette approche à l'avantage de permettre l'utilisation de plusieurs objets de contournements pour une même ligne d'action et donne de bonnes approximations des chemins musculaires, à condition que la discrétisation du muscle soit adéquate (c'est-à-dire qu'il est modélisé par un nombre suffisant de ressorts). Si le nombre de ressorts est trop faible, les trajectoires risquent d'être biaisées, car elles risquent de ne pas être lissées. De plus, la méthode de Audenaert and Audenaert (2008) semble donner de meilleures estimations que celle de Garner and Pandy (2000), car elle empêche la formation de regroupement de ligne d'action (Figure 29). En effet, la méthode ne choisit pas forcément le plus court chemin entre les points d'attache, mais essaye d'avoir des trajectoires lisses. Cependant, bien que les temps de calcul soient raisonnables, plus le niveau de discrétisation va augmenter, et plus les calculs vont être longs. Cette approche semble efficace si le nombre de ressorts nécessaire par ligne d'action reste faible. Étant donné que la représentation des trajectoires musculaires est une approche filaire, il n'est pas possible de représenter la géométrie réelle des ventres musculaires. Par conséquent, ces modèles ne permettent pas d'estimer les contraintes et déformations locales des tissus ni de prendre en compte les interactions mécaniques qui existent entre les différents solides dus aux efforts transversaux et tangentiels qui transitent par les aponévroses (Epstein et al. 2006).

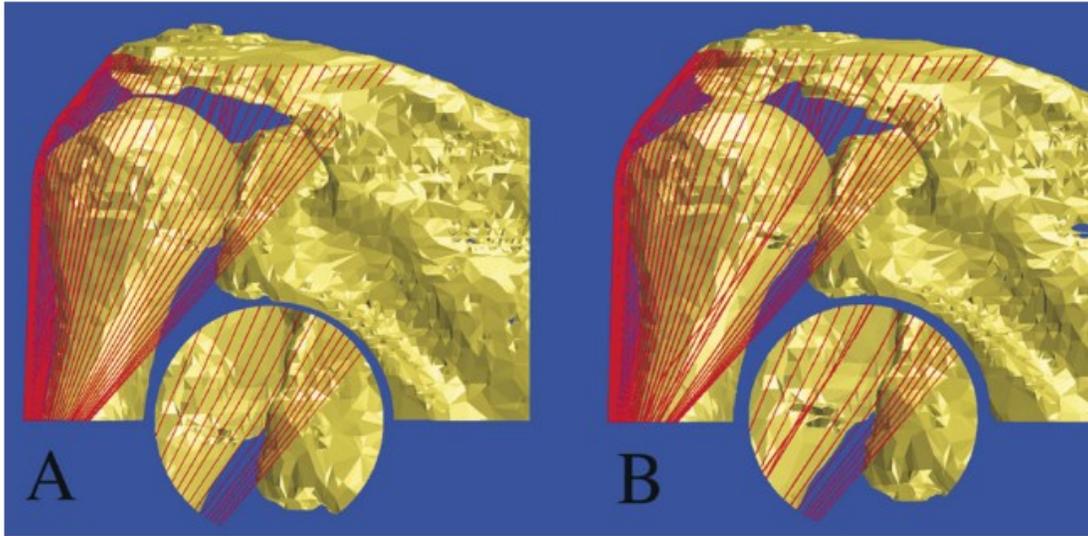


Figure 29 – Représentation des lignes d’action du deltoïde obtenues par deux méthodes : (a) la méthode d’optimisation et (b) la méthode classique de contournement d’objets. Reproduction avec l’autorisation de Audenaert and Audenaert (2008). Copyright (2020), avec la permission d’Elsevier.

Dans les modèles multicorps rigides, la dynamique musculaire est prise en compte en considérant les effets de la dynamique d’excitation neurale, de la dynamique d’activation musculaire ainsi que les relations force-longueur et force-vitesse. Les caractéristiques musculaires sont déterminées en utilisant un modèle de Hill avec les paramètres suivants pour chaque ligne d’action : la longueur musculaire, la force maximale isométrique, l’angle de pennation et la longueur du tendon au repos. Ces paramètres sont difficilement mesurables *in vivo* et sont souvent issus de données cadavériques. Par exemple, pour le membre supérieur, les études de Breteler et al. (1999) et Minekus (1997) permet d’avoir accès aux longueurs des tendons, à l’angle de pennation, à la longueur des fibres ainsi qu’aux sites d’insertions des muscles. Ces données ont notamment permis la construction du modèle d’épaule de Delft (Nikooyan et al. 2010). Bien que l’utilisation de données cadavériques soit pertinente pour obtenir un modèle qui représente un humain, l’inconvénient est qu’il est difficile d’avoir accès à des morphotypes variables. La solution est de créer un modèle sujet-spécifique qui pourra alors être mis à l’échelle afin d’étudier un autre morphotype. Les mises à l’échelle peuvent être faites par différents moyens. Des modèles statistiques peuvent être réalisés afin de connaître la variation de chaque paramètre selon l’individu (Lu et al. 2013). Pour cela il faut avoir accès à une grande base de données regroupant

différents morphotypes. Par exemple, Shi et al. (2014) a effectué une analyse en composante principale pour déterminer la géométrie de la cage thoracique en fonction de l'âge, du sexe et de l'indice de masse corporel. Mais pour se faire, ils ont eu accès à une base de données de 89 sujets, ce qui est difficile à obtenir. Des méthodes dites de krigeage peuvent également être utilisées (Jolivet et al. 2015). Le but est de faire correspondre des points cibles avec des points contrôle qui pourraient par exemple être obtenus par palpation et pointage sur un sujet. L'analyse en composante principale peut aussi être utilisée sur des paramètres non géométriques tels que l'angle de pennation (Lu, et al. 2013) mais nécessitent généralement d'avoir accès à de grandes bases de données et de faire des expérimentations *in vitro*. Il faudrait avoir accès à de nouvelles données caractérisant ces paramètres, tels que les points d'origine et d'insertion permettant de caractériser les longueurs.

Conclusion section 1.3.1.1: Certains logiciels comme AnyBody ou OpenSim permettent de faire de la modélisation corps entier. Il est alors possible de faire de la cinématique et de la dynamique inverse, combinées à de l'optimisation statique pour estimer les efforts musculaires. Bien que ces modèles présentent un avantage numérique permettant de modéliser un grand nombre de structures musculaires et d'estimer les forces de réaction à partir d'une cinématique et d'une géométrie musculaire, la représentation de la géométrie est très simplifiée. En effet, il est difficile d'implémenter les bonnes contraintes permettant de représenter fidèlement les trajectoires musculaires. C'est pourquoi les modèles éléments finis pourrait fournir une alternative à une meilleure estimation des trajectoires musculaires.

1.3.1.2 Les modèles éléments finis

Les modèles éléments finis sont basés sur la mécanique des milieux continus. La mécanique des milieux continus s'intéresse à l'évolution temporelle des déformations spatiales que subit tout solide sous l'action de chargements mécaniques. Les lois de la mécanique des milieux continus s'efforcent de décrire analytiquement les relations qui existent entre les déformations, les contraintes, les propriétés physiques du solide et les forces auxquelles il est soumis. Ces modèles possèdent l'avantage de pouvoir estimer la distribution des contraintes et des déformations dans les tissus mous et dans les os. Le principe est de discrétiser – ou mailler – des structures complexes en un nombre fini de composants ayant une géométrie simple (généralement un maillage

triangulaire en 2D, ou tétraédrique en 3D). Les différentes géométries sont représentées par leurs volumes maillés (Figure 30), auxquelles sont associées des propriétés matériaux caractérisant la structure.

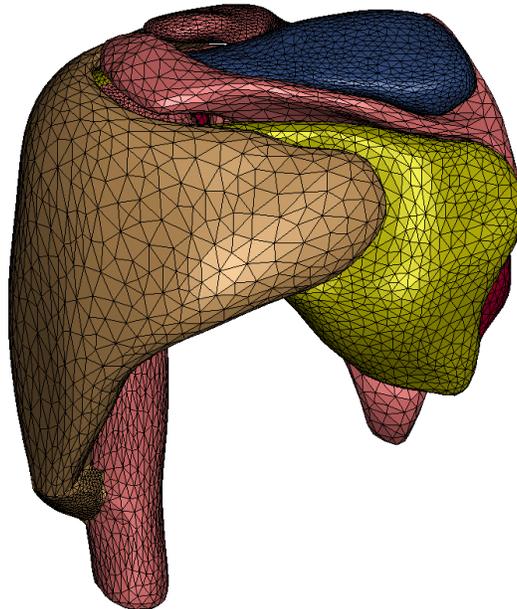


Figure 30 – Exemple de modèle élément finis de l'épaule avec les volumes en 3D maillés par des éléments tétraédriques (Hoffmann, Begon, Lafon and Duprey 2020).

Les modèles éléments finis demandent de renseigner la géométrie des structures. Différentes approches peuvent être utilisées pour acquérir ses données : utilisation de données de littérature (Friedman et al. 1992), une mise à l'échelle à partir de dimension moyenne (Walia et al. 2013), segmentation de données d'imagerie médicale pour construire un modèle sujet-spécifique (Büchler and Farron 2004, Quental et al. 2014, Webb et al. 2014b). La méthode la plus commune, pour les applications cliniques, est d'utiliser l'imagerie par tomodensitométrie pour acquérir les géométries osseuses (Wang et al. 2014). Dans certaines études, la géométrie osseuse est simplement issue d'études cadavériques ou de données publiées dans la littérature (Ellis et al. 2010, Favre et al. 2012a, Seki et al. 2008, Wakabayashi et al. 2003). Pour la modélisation des tissus mous, la géométrie peut être acquise par l'utilisation d'imagerie par résonance médicale (Adams, et al. 2007, Luo et al. 1998, Sano et al. 2006). Cependant, certaines structures restent difficilement accessibles comme par exemple le cartilage articulaire et les tendons. Dans la plupart des études,

les données géométriques sont acquises *in vitro*. De plus, quand les données sont acquises par imagerie médicale, le sujet est souvent allongé ce qui peut engendrer des artefacts sur les tissus mous. Il est préférable d'avoir des données obtenues *in vivo* et dans des conditions réelles pour étudier le fonctionnement du complexe de l'épaule.

Une fois les géométries définies, il faut spécifier les propriétés matériaux de chaque structure. Étant donné la grande complexité des comportements mécaniques des matériaux biologiques, il est difficile de connaître les paramètres des propriétés matériaux permettant de représenter fidèlement un individu par un modèle éléments finis. Dans la plupart des études s'intéressant au mouvement, les os sont assimilés à des corps rigides ou à des matériaux isotropes linéaires élastiques avec un grand module de Young. Cette hypothèse semble raisonnable, car la déformation des os est moindre comparée aux déformations des tissus mous lors des mouvements humains. Cependant, il est nécessaire de mieux définir les propriétés matériaux, dans le cas où l'objectif de l'étude repose sur l'étude de fracture, par exemple. Bien que les tissus mous aient été identifiés comme hyper-élastique (Martins et al. 2006a), les muscles ainsi que les tendons sont modélisés comme des matériaux isotropes linéaires élastiques dans de nombreuses études (Adams, et al. 2007, Luo, et al. 1998, Sano, et al. 2006, Seki, et al. 2008, Terrier et al. 2007). Des études plus récentes commencent à considérer la non-linéarité de ses propriétés (Inoue et al. 2013) en se servant des courbes déformations/contraintes obtenues grâce à des expériences réalisées *in vitro* (Nakajima et al. 1994). Cependant, cette modélisation inclut uniquement le comportement passif des muscles. Contrairement au modèle multicorps rigides, l'intégration d'une activation musculaire dans les modèles est beaucoup plus compliquée. Quelques stratégies ont été développées pour permettre l'intégration de cette activation. Par exemple, Blemker et al. (2005) introduit une rigidité transverse qui permet de prendre en compte les efforts dans les différentes directions. Il ne s'agit pas vraiment d'une approche d'activation, mais d'une rigidification qui introduit peu d'instabilité numérique, d'où son succès dans la littérature. Webb, et al. (2014b) utilise le même matériau hyper-élastique et transversalement isotrope pour caractériser le comportement passif des muscles. Le comportement actif est pris en compte : l'activation musculaire est spécifiée en entrant son niveau compris entre 0 et 1. De manière générale, les tissus mous biologiques ont généralement un comportement mécanique compliqué,

qui est anisotrope et non homogène avec un comportement non-linéaire et viscoélastique qui requiert donc l'identification de nombreux paramètres. Identifier ces paramètres par méthode inverse à partir de données expérimentales est un travail de grande ampleur et des analyses de sensibilité seraient nécessaires pour mieux comprendre l'impact des différentes propriétés matériaux (Viceconti et al. 2005). Pour cette thèse, nous faisons l'hypothèse que les simplifications faites ici n'influencent pas les résultats des simulations. De ce fait, nous ferons l'hypothèse que le muscle peut être représenté par un matériau hyper-élastique et isotrope. Pour confirmer la simplification, un matériau anisotrope a également été testé et l'impact sur les déformations est minime pour de faibles amplitudes de mouvements (la convergence des calculs n'a pas été obtenue pour de grandes amplitudes) (Hoffmann, Begon, Lafon and Duprey 2020).

Les modèles éléments finis peuvent être utilisés afin de connaître la distribution des contraintes sur les surfaces articulaires. Cependant, il faut définir des conditions aux limites (c'est-à-dire les contraintes s'appliquant sur le système) en entrée du modèle. Dans certains cas, on se fie aux mesures réalisées lors d'expériences cadavériques ayant servi à construire le modèle (Adams, et al. 2007, Gatti et al. 2010, Inoue, et al. 2013). Par exemple Moore et al. (2010), se sert de la même cinématique que celle enregistrée sur le spécimen cadavérique ayant servi à construire le modèle. Cela peut également faciliter la validation du modèle (section 1.3.4). Bien que ces modèles ne soient pas initialement destinés à simuler des mouvements, dans certains modèles, les auteurs imposent artificiellement les rotations et les déplacements de certains os (Ellis, et al. 2010, Webb, et al. 2014b). Cependant, établir des conditions aux limites physiologiques permettant de simuler un mouvement reste un défi (Zheng, Zou, Peach, et al. 2017). Des études essaient actuellement de déterminer les forces musculaires à partir des modèles multicorps rigides, et de les réintégrer dans les modèles éléments finis comme condition aux limites (Quental, et al. 2014, Terrier, et al. 2007). Malheureusement, les analyses sont souvent effectuées seulement en 2D (Terrier, et al. 2007). L'idéal serait de pouvoir utiliser des forces musculaires physiologiques comme condition aux limites, sans ajouter de contrainte artificielle comme ce qui a été réalisé dans l'étude de Favre, et al. (2012a) en libérant progressivement l'humérus de toutes contraintes. Cela a déjà été fait sur le fémur (Speirs et al. 2007). Néanmoins, ce genre d'étude reste sur des conditions statiques

ou quasi-statiques et ne permet pas encore de simuler un mouvement entier à partir des forces musculaires uniquement.

Bien que ces modèles soient réalistes, et plus précis que des modèles multicorps, ils sont également très coûteux en temps de calcul. Par exemple, pour une simulation de mouvement d'abduction thoraco-humérale et de rotation interne de l'épaule, il faut compter environ 20h de calcul sur une machine avec un processeur quadricœur de 20 Go de RAM (Webb, et al. 2014b). La taille du maillage et le niveau de discrétisation peuvent également jouer sur les temps de calcul. Il faut alors passer par des études de convergence pour connaître la taille de maillage nécessaire permettant d'obtenir des résultats cohérents, mais avec des temps de calcul raisonnables. Les modèles éléments finis présentent aussi l'avantage de pouvoir prendre en compte les interactions entre les structures grâce à des interfaces de contact, ce qui simplifie la représentation des lignes d'action. De plus, cette prise en compte à des impacts sur les trajectoires musculaires comme le montre Webb, et al. (2014b) en comparant un modèle multicorps rigides avec un modèle éléments finis (Figure 31).

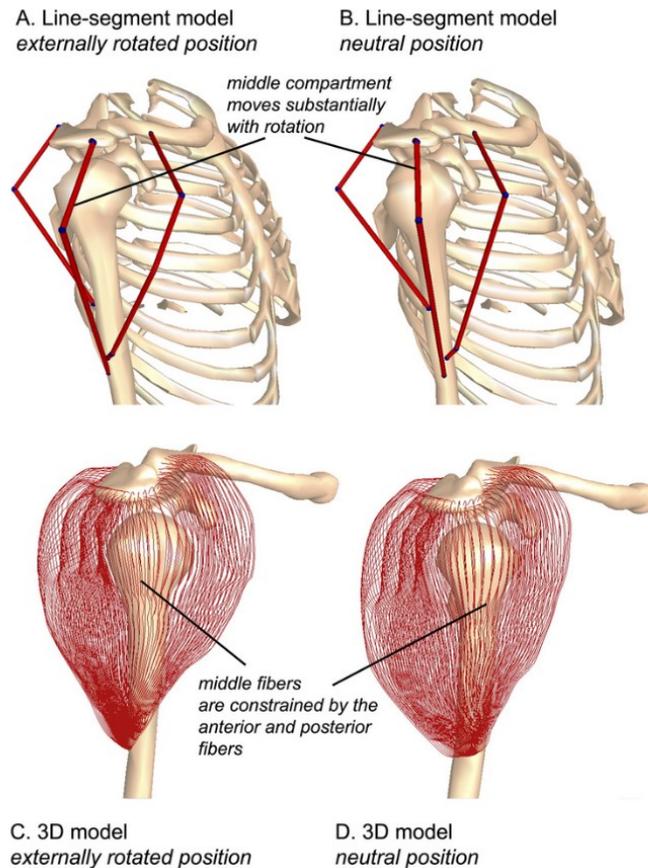


Figure 31 – Comparaison des lignes d’action du deltoïde selon deux méthodes : (A, B) un modèle multicorps rigides et (C, D) un modèle éléments finis. L’épaule est placée à 45° de rotation externe (A, C) et en position neutre (B, D). Lors de la rotation externe de l’humérus, le deltoïde moyen bouge postérieurement dans le modèle multicorps. Dans le modèle 3D, les déplacements des fibres moyennes du deltoïde sont contraints par les autres fibres musculaires les entourant. Reproduction avec l’autorisation de Webb, et al. (2014b). Copyright (2020), avec la permission de Taylor & Francis.

Conclusion section 1.3.1.2: Les temps de calcul pour des modèles éléments finis étant beaucoup plus important, les modèles se concentrent généralement sur une partie spécifique de l’anatomie et peu de modèles complets existent. De plus, l’implémentation est plus compliquée et longue que pour des modèles musculosquelettiques, car ils nécessitent de renseigner les géométries de chacune des structures, les propriétés matériaux et les conditions aux limites. Bien que ces modèles ne puissent pas être utilisés pour de l’optimisation statique, car ils seraient trop longs en temps de calcul, ils ont l’avantage de fournir de meilleure représentation géométrique puisqu’ils prennent en compte le volume et les interactions entre les structures.

Conclusion de la section 1.3.1 : Les deux types de modélisation présentent des avantages et inconvénients. Les modèles multicorps rigides sont appréciés pour leur facilité et rapidité d'implémentation. Ils offrent des temps de calcul avantageux dans une optique d'optimisation statique voire d'estimation optimale. Cependant, la géométrie musculaire y est très simplifiée. A l'opposé, les modèles éléments finis ont un coût élevé de temps de simulation, mais permettent de prendre en compte une géométrie beaucoup plus précise et fidèle. De manière générale, la complexité et le niveau de développement du modèle dépendent de l'application à laquelle le modèle est destiné. Il reste à voir comment ces avantages et inconvénients sont pris en compte dans les modèles s'intéressant spécifiquement à l'épaule.

1.3.2 Représentation géométrique de l'épaule

Après avoir détaillé les différentes techniques de modélisation musculosquelettique, il est important de s'intéresser à l'application de ces techniques à l'épaule. Les paragraphes suivants vont permettre de mieux comprendre quelles représentations sont les mieux adaptées à la représentation du complexe de l'épaule. Les différents types de modèles ont largement été utilisés sur des applications concernant le membre inférieur, et commencent maintenant à être utilisés pour représenter le membre supérieur. Cependant, les hypothèses sont différentes et il n'est pas facile de représenter les choses de la même façon du fait de la disparité de leurs géométries et de leurs fonctions.

1.3.2.1 Modèles multicorps rigides du membre supérieur

Il existe de nombreux modèles multicorps rigides du membre supérieur (Prinold, et al. 2013). Ces modèles, bien que représentant la même anatomie, sont tous basés sur des hypothèses différentes : paramètres anthropométriques utilisés, paramètres musculaires utilisés pour le modèle de Hill, définition des lignes d'action et nombre de lignes d'action utilisées pour représenter un muscle (Tableau 4). Les modèles multicorps rigides sont souvent définis à partir de données physiologiques et anatomiques (force maximale, insertion et origine, bras de levier) provenant de spécimens cadavériques du fait de la difficulté de les mesurer *in vivo* (Tableau 4). Les modèles ne sont pas tous construits à partir des mêmes hypothèses. Il peut s'agir de données provenant d'un seul spécimen comme dans Van der Helm (1994), ou bien de la combinaison de

plusieurs paramètres de spécimens différents, provenant d'études différentes comme dans Charlton and Johnson (2006), ce qui peut engendrer des erreurs. En effet, les paramètres anthropométriques (longueurs de segments, paramètres inertiels, points d'origine et insertion) peuvent affecter la cinématique, la cinématique inverse et les trajectoires musculaires calculées par le modèle. Comme le montre le Tableau 4, les modèles ne sont pas tous construits à partir des mêmes hypothèses. Il est alors compliqué de construire correctement un modèle sujet-spécifique. Même si on développait un modèle sujet-spécifique, il serait difficile de le mettre à l'échelle pour le faire correspondre à d'autres individus. Par exemple, dans OpenSim, la mise à l'échelle est effectuée en faisant correspondre une paire de marqueurs placée sur un sujet au même marqueur placé sur le modèle. En effet, les processus de mises à l'échelle basés sur les longueurs des segments ne garantissent pas une bonne position des origines et insertions musculaires. Il est important de prendre en compte les variabilités morphologiques qui existent entre les individus.

Le nombre de lignes d'action utilisé pour modéliser un même muscle varie également beaucoup selon les études (Tableau 4). Par exemple, dans le modèle de Van der Helm (1994) le deltoïde est représenté avec 15 lignes d'action, alors que dans le modèle de Dickerson et al. (2007) il n'y en a que trois. Il est alors important de se demander quel est l'impact du choix du nombre de lignes d'action pour la représentation des muscles de l'articulation glénohumérale. Quental, et al. (2015b) a réalisé une étude pour comparer différents niveaux de discrétisation de modèles du membre supérieur (Figure 32). Les résultats montrent qu'un niveau bas de discrétisation donne de mauvaises estimations des forces musculaires. Par exemple, l'infraépineux va développer un grand niveau de force qui augmente avec l'élévation pour compenser le fait que son bras de levier baisse dans le modèle avec le plus faible niveau de discrétisation. De plus, une discrétisation insuffisante ne permet pas de représenter toutes les fonctions d'un muscle possédant de larges zones d'attaches. En effet, le modèle de Van der Helm (1994) et Veeger et al. (1997) utilisent plusieurs lignes d'action (Figure 32) pour représenter l'infraépineux et le sous-scapulaire. Cette représentation permet de voir que les muscles peuvent assister et s'opposer au mouvement en même temps, comme cela est également constaté dans la littérature (Ackland, et al. 2008). Au contraire dans le modèle multicorps rigides de Garner and Pandy (2001), une seule ligne d'action

est utilisée pour la représentation des muscles, ce qui ne permet pas de prendre en compte les deux fonctions musculaires. Une importance particulière doit être apportée à la modélisation des muscles ayant de grandes zones d'attaches comme ceux de la coiffe des rotateurs. Bien que Van der Helm and Veenbaas (1991) suggèrent l'utilisation de 95 lignes d'action pour représenter l'effet mécanique de 20 muscles, aucun consensus n'existe actuellement pour savoir exactement le nombre de lignes d'action nécessaire à la représentation de chaque muscle.

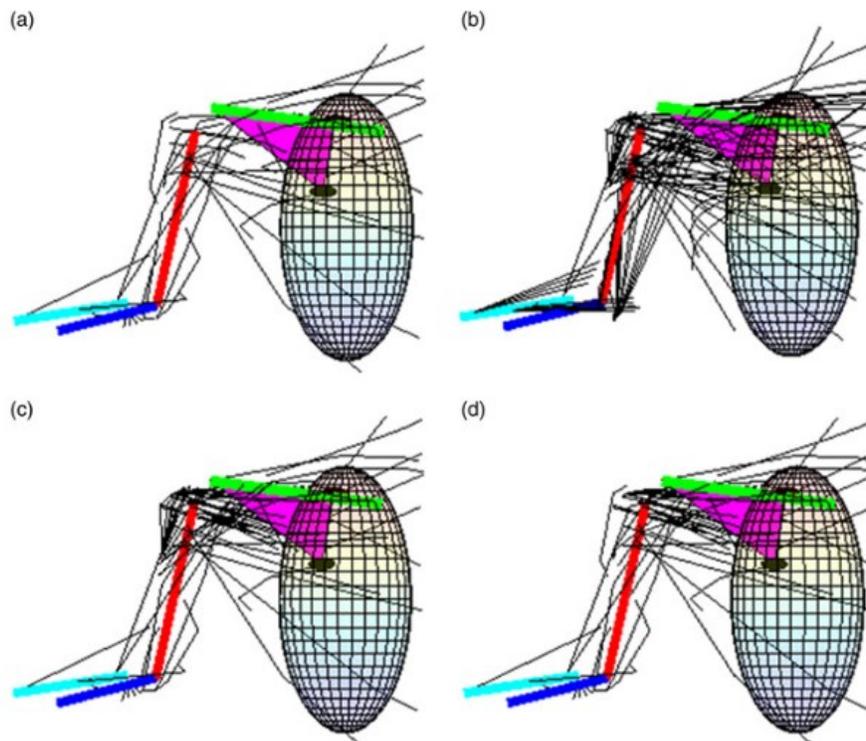


Figure 32 – Des modèles de l'épaule utilisant différents niveaux de discrétisation pour la représentation musculaire. (a) est inspiré du modèle de Garner and Pandy (2001) avec 47 lignes d'action. (b) Le modèle est basé sur les données de Van der Helm (1994), Veeger, et al. (1997) avec 127 lignes d'action. (c) Le même modèle que (a) sauf pour la discrétisation du deltoïde et de la coiffe des rotateurs qui est celle du modèle b pour un total de 69 lignes d'action. (d) le même modèle que (a) sauf pour la coiffe des rotateurs qui est celle de (b), pour un total de 57 lignes d'action. Reproduction avec l'autorisation de Quental, et al. (2015b). Copyright (2020), avec la permission de Taylor & Francis.

De plus, comme vu à la Figure 31, les modèles multicorps rigides sous-contraindent les trajectoires musculaires. En effet, chaque compartiment musculaire est représenté par une ligne d'action mécaniquement indépendante pouvant se déplacer librement par rapport aux autres, ce qui n'est

pas conforme à la physiologie musculaire. En réalité, les fibres au sein d'un compartiment musculaire sont mécaniquement et cinématiquement contraintes par les interactions avec les fibres voisines. En outre, certaines méthodes de contournements des surfaces osseuses (Dickerson, et al. 2007, Van der Helm 1994, Veeger, et al. 1997) peuvent donner lieu à des configurations de bras de levier non réaliste, particulièrement au niveau du deltoïde. En effet, les lignes d'action d'un même muscle peuvent glisser de part et d'autre de la surface osseuse traduisant un comportement non physiologique (Figure 33 a). L'utilisation de points de passages peut aussi engendrer de mauvaises trajectoires musculaires, surtout au niveau du deltoïde qui peut prendre des trajectoires en V lors de certains mouvements (Figure 33 b). Les valeurs des bras de levier sont alors réduites en amplitude et des changements soudains sur les moments appliqués par le deltoïde sont observés (Marsden 2010). Des méthodes commencent à émerger afin de contraindre les lignes d'action et éviter les trajectoires non physiologiques. Par exemple, Marsden and Swailes (2008) propose d'introduire des contraintes sous forme de ressorts transverses afin de lier les lignes d'action d'un même muscle et d'éviter le glissement des trajectoires de part et d'autre de la surface osseuse. Cette méthode montre de bons résultats sur le deltoïde, mais n'a pas encore été testée pour les muscles de la coiffe des rotateurs.

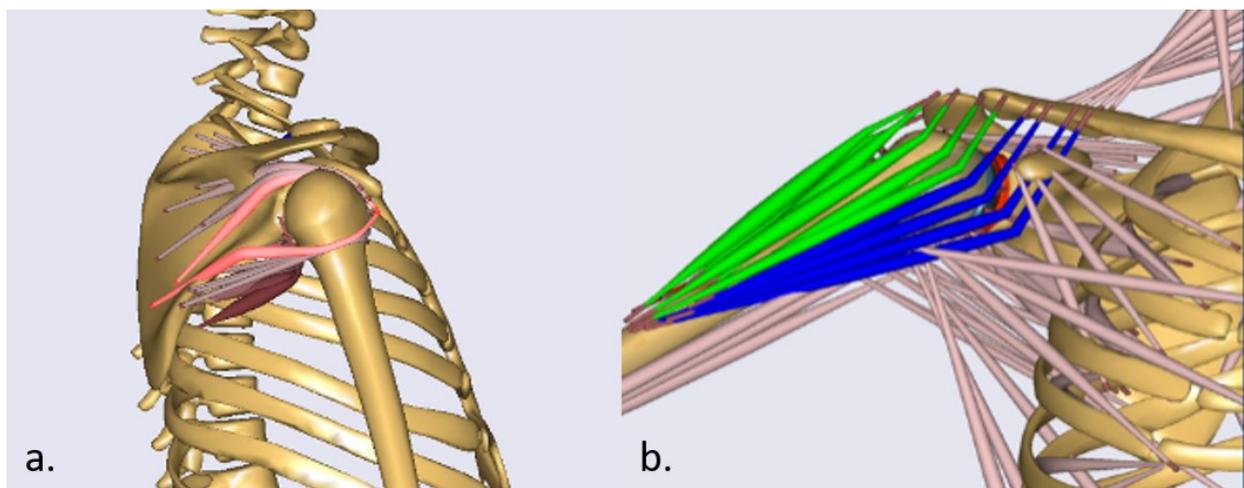


Figure 33 – Illustration de trajectoires non physiologiques obtenues avec un modèle multicorps rigides. Dans le cas (a) les lignes d'action du sous-scapulaire glissent de part et d'autre de la surface osseuse due au manque de contraintes liant les lignes d'action d'un même muscle. Dans le cas (b), le muscle du deltoïde adopte une trajectoire en forme de V.

Tableau 4 – Comparatif des paramètres géométriques des modèles multicorps rigides les plus utilisés dans la littérature, et de l'évaluation du comportement de ceux-ci. Le nombre de lignes d'action est uniquement donné pour les muscles d'intérêt (deltoïde et coiffe des rotateurs), même si les modèles sont plus complets.

| Modèle du membre supérieur | Muscle (nombre de lignes d'action) | Technique de contournement | Paramètres musculaires | Caractéristiques géométriques | Évaluation du réalisme du modèle |
|--|---|---|---|---|--|
| Le modèle d'épaule swedish (Högfors et al. 1995, Karlsson and Peterson 1992) | Deltoïde (3) Infraépineux (2) Supraépineux (4) Sous-Scapulaire (1) Petit rond (1) | Ajout de points le long du muscle pour définir les lignes d'action (points de passages). | Données obtenues de Winter (2009) | Données obtenues de Winter (2009) | Comparaison avec des données EMG obtenues sur des sujets. |
| Le modèle d'épaule de Delft (Van der Helm 1994, Veeger, et al. 1997) | Deltoïde (15) Infraépineux (6) Supraépineux (4) Sous-Scapulaire (11) Petit rond (3) | Chemin le plus court entre origine et insertion avec des formes géométriques représentant les volumes osseux. | Les angles de pennation, section de coupe transverse, et longueur des fibres et tendons sont mesurés de l'étude de Breteler, et al. (1999). | Les données sont collectées sur un sujet cadavérique mâle de 57 ans (Breteler, et al. 1999). | Comparaison des forces de contact à l'articulation glénohumérale avec des données de prothèses instrumentées (Nikooyan, et al. 2010) Comparaison des données prédites avec les EMG mesurées sur un sujet. |
| Le modèle de Waterloo (Dickerson, et al. 2007) | Deltoïde (3) Infraépineux (2) Supraépineux (1) Sous-Scapulaire (3) Petit rond (1) | Chemin le plus court entre origine et insertion avec des formes géométriques représentant les volumes osseux. | Les paramètres du modèle sont déterminés à partir d'équation de régression. | Utilisation des données du projet « <i>Visible Human</i> » pour définir les points d'attaches des muscles. | Comparaison des activations prédites par le modèle avec un modèle précédemment publié (Van der Helm 1994). |
| Le modèle de Newcastle (Charlton and Johnson 2006) | Deltoïde (5) Infraépineux (3) Supraépineux (1) Sous-Scapulaire (3) Petit rond (1) | Chemin le plus court entre origine et insertion avec des formes géométriques représentant les volumes osseux. | Les paramètres sont issus du projet « <i>Visible Human</i> » (Spitzer et al. 1996) et de données d'imagerie médicales (De Leva 1996). | La géométrie ainsi que les valeurs de coupe de section transverse sont obtenues de l'étude de Veeger, et al. (1997). Les paramètres ligamentaires proviennent de Van der Helm (1994). | Validation des prédictions du modèle avec des signaux EMG mesurée sur des participants. |

| Modèle du membre supérieur | Muscle (nombre de lignes d'action) | Technique de contournement | Paramètres musculaires | Caractéristiques géométriques | Évaluation du réalisme du modèle |
|---|---|---|--|---|---|
| Modèle de Stanford (Holzbaur, et al. 2005b) | Deltoïde (3) Infraépineux (1) Supraépineux (1) Sous-Scapulaire (1) Petit rond (1) | Des points sont ajoutés le long du muscle pour définir les lignes d'action (points de passages). Des objets de contours sont aussi utilisés. | Les paramètres du modèle de Hill sont issus des données anatomiques de Langenderfer, et al. (2004) | Les points d'insertion et d'origine sont définis à partir de données numérisées (Murray, et al. 2002a) et des descriptions anatomiques (Moore and Dalley 1999). | Comparaison des bras de levier avec des données de la littérature. |
| Le modèle de Garner and Pandy (2001) | Deltoïde (3) Infraépineux (1) Supraépineux (1) Sous-Scapulaire (1) Petit rond (1) | Méthode de contournement définie dans Garner and Pandy (2000). Les données du projet « <i>Visible Human</i> » sont utilisées pour définir la taille et position des objets de contours. | Les angles de pennation proviennent des données de Lieber et al. (1992). Les longueurs musculaires et tendineuses sont déduites du modèle en regardant le maximum et minimum sur toute l'amplitude du mouvement. Les valeurs de force maximale isométrique sont obtenues en faisant correspondre les données d'un vrai sujet aux données avec le modèle. | Les caractéristiques géométriques sont issues du projet « <i>Visible Human</i> ». | Comparaison des bras de levier avec des données cadavériques de la littérature Comparaison des couples articulaires avec des données de la littérature. |
| Le modèle de Seth et al. (2019) | Deltoïde (3) Infraépineux (2) Supraépineux (2) Sous-scapulaire (3) Petit rond (1) | Chemin le plus court entre origine et insertion avec des formes géométriques représentant les volumes osseux. | Les angles de pennation, section de coupe transverse, et longueur des fibres et tendons sont mesurés de l'étude de Breteler, et al. (1999) et combinés au modèle de Van der Helm (1994). | Les données sont collectées sur un sujet cadavérique mâle de 57 ans (Breteler, et al. 1999) | Les bras de levier sont contraints par les mesures obtenues d'expériences cadavériques (Ackland, et al. 2008) Des signaux EMG mesurés sur un participant sont comparés aux prédictions faites par le modèle. |

Conclusion section 1.3.2.1: Les muscles de l'épaule ont de grandes zones d'attaches, avec un arrangement de fibres complexes qui interagissent avec les muscles et les os. Cela rend difficile la modélisation de cette articulation par une approche multicorps rigides à cause des simplifications faites sur la géométrie musculaire. La représentation par plusieurs lignes d'action consiste à faire l'hypothèse que les lignes d'action d'un même muscle se déforment et agissent indépendamment des lignes voisines avec qui elles devraient être en contact d'un point de vue anatomique. De plus, le manque de contraintes engendre des trajectoires non physiologiques, notamment pour la représentation deltoïde. Ce problème pourrait probablement être résolu par l'implémentation de contraintes transverses.

1.3.2.2 Modèles éléments finis du membre supérieur

Il existe peu de modèles éléments finis représentant le complexe de l'épaule au complet. La modélisation de l'épaule par éléments finis est souvent utilisée pour des applications cliniques telles que les déchirures de la coiffe des rotateurs, l'arthroplastie ou bien l'étude de la stabilité de l'articulation glénohumérale (Zheng, Zou, Peach, et al. 2017). Comme le montre le Tableau 5, les modèles sont simplifiés afin de représenter uniquement les structures d'intérêt. Par exemple, lors d'études sur les déchirures du tendon du supraépineux, seuls la tête humérale et le tendon du supraépineux sont modélisés (Wakabayashi, et al. 2003). Ces simplifications de représentation permettent de réduire les temps d'implémentation et de calculs du modèle. Cependant, il est alors difficile de rendre compte de l'impact de toutes les structures sur le fonctionnement de l'épaule. Des modèles plus complets devraient être développés afin de considérer toutes les interactions au niveau de l'articulation glénohumérale.

La plupart des modèles éléments finis impliquant l'articulation glénohumérale sont construits à partir d'imagerie obtenue sur un spécimen *in vitro* (Tableau 5). Or, comme vu dans la section 1.3.1.2, l'idéal serait d'obtenir des données sur un sujet *in vivo* qui puissent être acquises dans des conditions réelles de la vie de tous les jours. Par exemple, il faudrait être capable d'obtenir les images en position debout, afin de considérer les effets de la gravité sur les volumes musculaires (et ne pas introduire d'artéfacts dus à la position couchée du sujet dans l'IRM ou le CT-scan). Afin d'augmenter le réalisme du modèle et de s'assurer une bonne cohérence dans le développement, il faudrait pouvoir accéder aux paramètres matériaux qui soient spécifiques au

sujet. Au niveau du membre supérieur, les muscles sont dans la plupart des cas considérés comme des matériaux élastiques ou hyper-élastique alors que les os sont des rigides indéformables (Tableau 5).

Pour simuler des tâches sujet-spécifiques, il faudrait également avoir accès à des conditions aux limites physiologiques. Dans la plupart des études, des déplacements et rotations sont imposés à l'humérus (ou à la scapula) en fixant la scapula (ou l'humérus) (Adams, et al. 2007, Luo, et al. 1998), ou bien appliqués à chaque os pour faire bouger l'ensemble (Terrier, et al. 2007). Il est également possible d'appliquer des efforts musculaires directement sur les os (Gupta and van der Helm 2004) ou d'appliquer cinématique et activation musculaire conjointement (Webb, et al. 2014b). Les conditions de chargements, quant à elles, sont souvent estimées théoriquement avec très peu de validation en amont. En effet, il est difficile de valider les conditions aux limites (dur de mesurer *in vivo* les efforts articulaires ou les efforts musculaires). Il existe un grand nombre d'incertitudes liées aux différentes composantes du système qui est accentué par l'existence d'une variation entre les sujets (Viceconti, et al. 2005). Le développement de modèle sujet-spécifique est une avenue prometteuse. En effet, il est préférable d'avoir une base de données personnalisée pour faciliter l'évaluation du modèle et savoir si son comportement est physiologique.

Le modèle de Webb, et al. (2014b), quant à lui, prend en compte l'ensemble de l'anatomie osseuse (scapula, humérus et clavicule) et musculaire (deltoïde et muscle de la coiffe des rotateurs). De plus, ce modèle est le seul à inclure des possibilités d'activation musculaire. Cependant, les temps de calcul restent longs (autour de 20h pour un mouvement simple d'abduction et un mouvement de rotation interne/externe) et le modèle manque encore de validation dans des amplitudes de mouvements plus variées (section 1.3.4). Contrairement aux modèles multicorps rigides qui demandent d'implémenter des objets de contours, les modèles éléments finis font appel à des interfaces de contact. Ces interfaces de contact fonctionnent que le muscle soit passif ou actif. Le principe est de tenir compte des vraies surfaces géométriques et osseuses et d'empêcher les pénétrations entre les différentes structures. Cela joue également sur les temps de calcul puisqu'on a des objets de contours parfaitement réaliste. Des études de

convergence sont nécessaires pour connaître la taille de maillage nécessaire afin d'obtenir des résultats similaires, mais avec des temps de calcul raisonnables.

Tableau 5 – Les différentes techniques de modélisation ainsi que les paramètres utilisés pour représenter le complexe de l'épaule avec des modèles éléments finis. Tableau inspiré de Zheng, Zou, Peach, et al. (2017).

| Référence | Acquisition de la géométrie | | Structures | Propriété matériaux | | Conditions aux limites | Conditions de chargements | Évaluation du modèle |
|----------------------------|-----------------------------|---|---|---|--|---|---|--|
| | Os | Tissus mous | | Os | Tissus mous | | | |
| Büchler et al. (2002) | CT-scan <i>in vitro</i> | Mesure <i>in vitro</i> des zones d'insertions des muscles | Scapula et humérus; deltoïde, infraépineux, supraépineux et sous-scapulaire | Humérus rigide; scapula linéaire élastique | Muscles : matériaux hyper-élastique incompressibles | Humérus fixe dans le plan transverse; scapula liée à la colonne vertébrale par des ressorts | Précontrainte de 1,5 kPa appliquée sur les muscles ainsi qu'un déplacement artificiel | Aucune |
| Terrier, et al. (2007) | CT-scan <i>in vitro</i> | Mesure <i>in vitro</i> des zones d'insertions des muscles | Scapula et humérus; deltoïde et les muscles de la coiffe | Rigide | Muscle : fibres rigides positionnées selon la direction principale du volume musculaire décrit par un matériau hyper-élastique | Forces musculaires issues de la littérature | Rotation artificielle de l'humérus et de la scapula | Comparaison de la force glénohumérale avec l'étude de Wakabayashi, et al. (2003). Comparaison des bras de levier avec des études <i>in vitro</i> |
| Luo, et al. (1998) | IRM <i>in vitro</i> | IRM <i>in vitro</i> | Humérus; muscle et tendon du supraépineux | Rigide | Tendon : composé biphasé, linéaire, avec des fibres de collagène disposées longitudinalement. | Tête humérale fixe | Estimation théorique des chargements du supraépineux | Aucune |
| Wakabayashi, et al. (2003) | IRM <i>in vivo</i> | IRM <i>in vivo</i> pour le supraépineux | Tête humérale; tendon du supraépineux | Os cortical, os sous-chondral et os spongieux | Matériau élastique | Tête humérale fixe | Estimation théorique des chargements du supraépineux | Comparaison des valeurs de stress avec celles de Luo, et al. (1998) |
| Sano, et al. (2006) | IRM <i>in vivo</i> | IRM <i>in vivo</i> pour le supraépineux | Tête humérale; tendon du supraépineux | Os cortical, os sous-chondral et os spongieux | Matériau élastique | Tête humérale fixe | Estimation théorique des chargements du supraépineux | Comparaison des valeurs de stress avec celles de Luo, et al. (1998) |
| Seki, et al. (2008) | CT-scan <i>in vivo</i> | IRM <i>in vivo</i> | Tête humérale; tendon du supraépineux | Os cortical, os sous-chondral et os spongieux | Matériau élastique | Tête humérale fixe | Estimation théorique des chargements du supraépineux | Aucune |

| Référence | Acquisition de la géométrie | | Structures | Propriété matériaux | | Conditions aux limites | Conditions de chargements | Évaluation du modèle |
|-------------------------|---------------------------------|----------------------------------|--|-----------------------------|---|------------------------|--|--|
| | Os | Tissus mous | | Os | Tissus mous | | | |
| Adams, et al. (2007) | CT-scan <i>in vitro</i> | Photos de cryosection | Scapula, humérus; tendons de la coiffe | Rigide | Tendons : matériau linéaire élastique et orthotropique | Scapula fixe | Rotation artificielle de 45° (interne) à 45° (externe) | Comparaison des bras de levier avec la littérature <i>in vitro</i> |
| Inoue, et al. (2013) | CT-scan <i>in vivo</i> | CT-scan <i>in vivo</i> | Scapula, humérus; tendons de la coiffe et deltoïde | Solide | Matériau non-linéaire élastique | Scapula fixe. | Chargements issus d'études cadavériques | Distribution des contraintes comparées à la littérature |
| Mantovani et al. (2016) | CT-scan <i>in vitro</i> | Mesure effectuée <i>in vitro</i> | Humérus; supraépineux | Os cortical et os spongieux | Matériaux élastique | Humérus fixe | Différentes conditions de pré-charge (0 ou 40 N) et un chargement de 200 N. | Aucune |
| Webb, et al. (2014b) | IRM <i>in vivo</i> | IRM <i>in vivo</i> | Scapula, humérus, clavicule; deltoïde et muscle de la coiffe | Rigide | Matériau quasiment incompressible, hyper-élastique et isotrope transverse utilisé pour décrire la relation muscle-tendon. | | Rotation de l'humérus : abduction thoraco-humérale de 0 à 90° et de 45° de rotation interne à 45° de rotation externe. | Comparaison des bras de levier avec des données de la littérature. |
| Quental et al. (2016) | Données de <i>Visible Human</i> | Données de <i>Visible Human</i> | Humérus; tendon du supraépineux | Rigide | Matériaux isotropes transverse et hyper-élastique | Humérus fixe | Application de différents niveaux de forces. | Étude de sensibilité des paramètres. |

Conclusion section 1.3.2.2: En résumé, les modèles éléments finis actuels du membre supérieur représentent rarement le complexe de l'épaule en entier. Il est nécessaire de développer des modèles plus complets, à partir de données obtenues in vivo, afin de mieux comprendre les fonctions musculaires. Bien que les temps de calcul soient longs, des simplifications pourraient être faites pour accélérer les calculs, comme la prise en compte uniquement du comportement passif des muscles dans un premier temps.

Conclusion de la section 1.3.2: Les modèles multicorps rigides semblent les plus simples d'utilisation pour modéliser le comportement musculaire et permettent de faire de l'optimisation. Cependant, dans un contexte où l'accent est mis sur la géométrie musculaire, une représentation par simple ligne d'action peut paraître non adaptée, particulièrement pour l'épaule. Il semblerait que l'ajout de contraintes dans l'implémentation des lignes d'action pourrait améliorer le suivi sur une plus large amplitude de mouvement puisque cela empêcherait la séparation des lignes d'action d'un même muscle. Malgré cela, la meilleure option pourrait être de recourir à un modèle éléments finis qui permet la prise en compte du volume musculaire et des interactions entre les nombreuses structures de l'épaule qui influencent la déformation musculaire. Bien que le temps de calcul et la mise en place du modèle soient plus longs, la géométrie devrait être améliorée et permettre une meilleure simulation des trajectoires musculaires lors de mouvements avec une grande amplitude de mouvement. L'activation musculaire est plus compliquée à prendre en compte dans ce cas, mais même avec un comportement musculaire passif, nous faisons l'hypothèse que la géométrie serait déjà mieux représentée. Il reste également à prendre en compte la sensibilité des modèles concernant le choix des paramètres musculaires qui sera détaillé dans la section 1.3.3.

1.3.3 Incertitude et sensibilité des paramètres musculaires

Dans les modèles multicorps rigides, chaque muscle (voir chaque ligne d'action) est caractérisé par au moins quatre paramètres intrinsèques : la force maximale isométrique, la longueur

optimale, la longueur à vide des tendons et l'angle de pennation. Ces paramètres sont difficilement mesurables *in vivo*. Dans la plupart des cas, ils sont déterminés à partir de données cadavériques et représentent un individu mâle moyen. Il n'y a pas de prise en compte de la variabilité morphologique entre les individus. Certaines études se sont penchées sur la question de la sensibilité des modèles en perturbant les paramètres d'entrées et en regardant leur impact sur les estimations en sortie des modèles (généralement les forces musculaires) (Out et al. 1996). Les résultats montrent une sensibilité à la longueur à vide des tendons et à la longueur optimale (Redl et al. 2007). Plus récemment, les travaux de Blache et al. (2018) ont montré que la force maximale isométrique avait aussi une incidence sur l'estimation des forces musculaires, dans le cadre de mouvement de flexion du bras ou de lancer. Dans leur étude, ils ont fait varier les paramètres de -25% à 25% par rapport à la valeur nominale. Les variations des propriétés musculo-tendineuses entraînent jusqu'à 9.6 N d'augmentation de la force prédite. Notre but étant principalement d'améliorer la géométrie musculaire des modèles musculosquelettique afin de mieux prédire les bras de levier, nous ne nous intéresserons pas à ces paramètres intrinsèques, mais nous nous intéresserons à la sensibilité des modèles en termes de trajectoires musculaires (par la définition des points d'insertion et d'origine des muscles).

Comme les valeurs trouvées dans la littérature varient beaucoup, il est important de connaître la sensibilité de la prédiction des forces musculaires aux variations de ces paramètres. De plus, les paramètres géométriques musculaires peuvent influencer considérablement la cinématique articulaire (Wu et al. 2017). Carbone, et al. (2012a) ont étudié les potentiels effets des erreurs de géométrie dans les modèles musculosquelettiques sur les résultats prédits en perturbant les points d'origine, d'insertion et les points de passages d'un modèle de membre inférieur composé de 54 lignes d'action. La sensibilité était évaluée en calculant deux indices : un indice de sensibilité locale (permettant d'évaluer l'effet de la perturbation sur la force prédite par la partie musculo-tendineuse soumise à des perturbations), et un indice de sensibilité globale (effet de la perturbation sur toutes les autres parties). Par exemple, le point d'insertion du tendon d'Achille a un indice de sensibilité locale de 15.56% et un indice de sensibilité globale de 7.71%. Les résultats montrent une grande sensibilité aux variations de points d'insertion et d'origine, surtout sur les muscles participant activement au mouvement étudié. Or, comme le montre Leschinger, Birgel,

Hackl, Staat, Müller, Wegmann, et al. (2019), dans le cas de chirurgie de rattachement des tendons, une mauvaise réinsertion du tendon du supraépineux modifie le bras de levier en abduction de ce muscle, qui est alors obligé de compenser par d'autres mécanismes (augmentation de la charge) pour continuer à assurer la stabilité de l'humérus (Figure 34). En effet, dans leurs études Carbone, et al. (2012a) ont montré qu'une variation de 10 mm de la position du point d'insertion d'un muscle peut engendrer jusqu'à 70% de changement dans la force musculaire prédite du muscle perturbé, lors d'un mouvement de marche. Pour les muscles non perturbés, la variation des forces prédites peut aller jusqu'à 7%. Ces résultats se confirment également avec l'étude de Bolsterlee and Zadpoor (2014a), portant sur les muscles de l'épaule, montrant que 10 mm de variation de la zone d'attache a un effet significativement plus grand sur la prédiction des forces musculaires que 10% de variation de n'importe quelles autres propriétés musculaires (longueur optimale, longueur à vide du tendon, angle de pennation et force maximale isométrique). Il est donc possible que les différences de géométrie musculosquelettique entre les sujets contribuent majoritairement à la variabilité observée entre les études et affectent la fonction des muscles (Kaptein and Van der Helm 2004). Afin de mieux contrôler ces erreurs et pouvoir mieux personnaliser les zones d'attaches des muscles, il faudrait plus d'information concernant la géométrie 3D des tissus mous par rapport aux os.

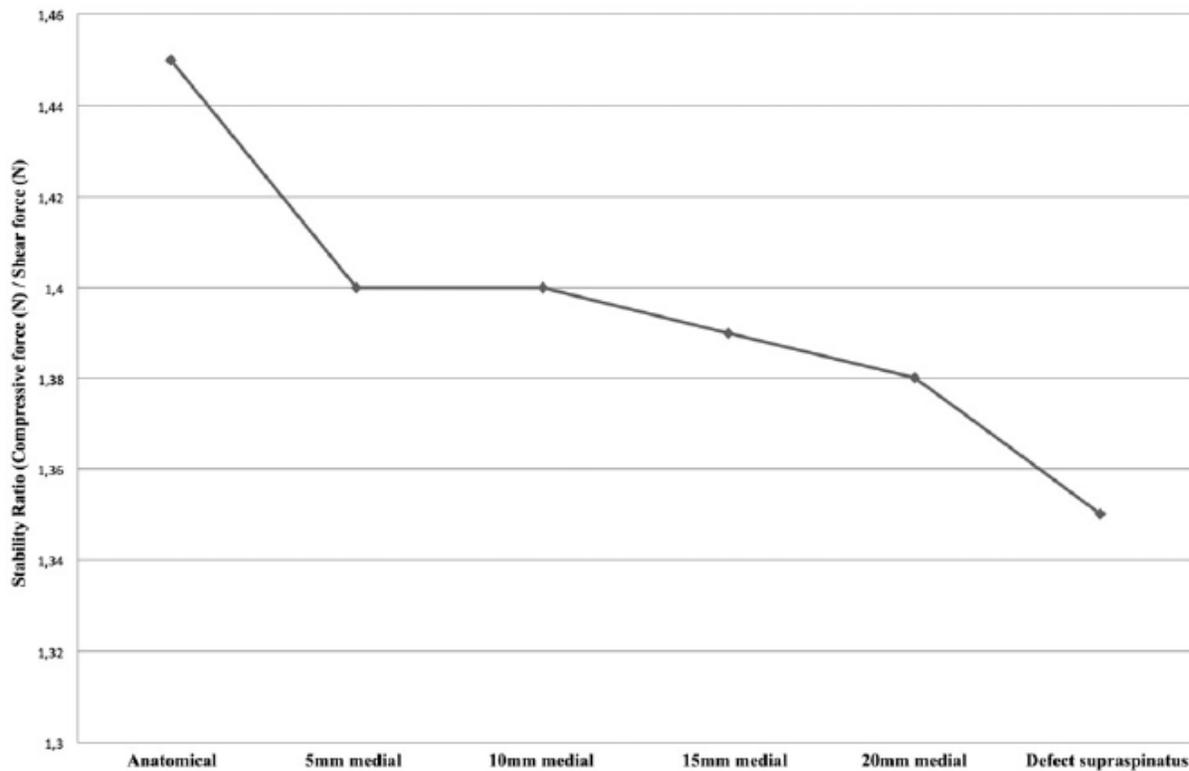


Figure 34 – Illustration du ratio de stabilité à l’articulation glénohumérale pour différents sites d’attachement du tendon du supraépineux. Reproduction avec l’autorisation de Leschinger, Birgel, Hackl, Staat, Müller, Wegmann, et al. (2019). Copyright (2020), avec la permission de Taylor&Francis.

Les bras de levier des muscles sont spécifiques à chaque muscle (Scheys et al. 2008) et affectent la manière dont sont recrutés les muscles pour produire le mouvement (Raikova and Prilutsky 2001). Ackland, et al. (2012a) se sont intéressés à la sensibilité des modèles en termes de prédiction de la fonction musculaire. Pour cela, ils ont fait varier les paramètres du modèle tels que les bras de levier et les propriétés architecturales. Les résultats montrent une plus grande sensibilité des forces musculaires aux perturbations sur la longueur à vide du tendon qu’aux perturbations sur les bras de levier. Cependant, cette sensibilité est reliée au muscle étudié. Comme le montrent Carbone et al. (2016b), la sensibilité des paramètres dépend de chaque muscle qui va réagir différemment. Les muscles les plus sensibles sont généralement ceux qui sont les plus impliqués dans le mouvement étudié ou la tâche exécutée. De plus, la sensibilité de

la fonction d'un muscle est directement reliée à l'amplitude de la force musculaire ainsi que par sa zone de fonctionnement sur sa courbe force-longueur.

Conclusion section 1.3.3: En considérant la variabilité morphologique qu'il existe entre les individus et la sensibilité des modèles, il est particulièrement important de bien définir la géométrie musculaire notamment en termes de points d'attache des muscles. Des études devraient être réalisées afin de quantifier les effets de ses variations sur les bras de levier des muscles de l'épaule, car cela a un impact direct sur l'estimation des forces musculaires. De plus, étant donné la sensibilité des paramètres musculaires, il est d'autant plus important d'évaluer tout modèle musculosquelettique pour s'assurer qu'il ait un comportement physiologique. Plusieurs méthodes d'évaluation des modèles sont détaillées dans la section 1.3.4.

1.3.4 Évaluation des modèles musculosquelettiques en termes de comportement musculaire

Étant donné la sensibilité des modèles aux paramètres musculaires (section 1.3.3), ainsi que les hypothèses simplificatrices qui sont faites lors du développement des modèles (en termes de modélisation des trajectoires musculaires, de nombre de lignes d'action utilisées pour chaque muscle et de propriétés matériaux utilisées), il est important d'évaluer leur bio-fidélité. Comme le montrent le Tableau 4 et Tableau 5, la plupart des modèles multicorps rigides et éléments finis n'ont pas évalué la qualité de prédiction de leurs résultats. Par exemple, pour les modèles éléments finis, on pourrait vouloir valider la loi matériau associé aux tissus mous. Cependant, bien que la personnalisation de la géométrie soit possible, il est difficile d'en faire autant pour les propriétés matériaux. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons uniquement aux méthodes permettant l'évaluation des modèles en termes de géométrie musculaire en nous penchant sur l'aspect des trajectoires et des déformations musculaires. Le plus souvent, les comparaisons se font au niveau du calcul des bras de levier. Plusieurs techniques peuvent être trouvées dans la littérature, la plus classique étant de comparer les résultats prédits avec des données trouvées dans la littérature, que ce soit avec des modèles précédemment publiés ou bien à partir de données expérimentales cadavériques (section 1.3.4.1). Les comparaisons

peuvent aussi se faire grâce à des données obtenues à partir d'appareil d'imagerie médicale permettant une meilleure personnalisation des résultats (section 1.3.4.2).

1.3.4.1 Comparaison avec des données de la littérature

Une première façon d'évaluer la fiabilité des modèles musculosquelettiques peut être de comparer les résultats prédits avec le comportement des autres modèles précédemment publiés dans la littérature. Comme le montrent le Tableau 4 et Tableau 5, certains modèles comme ceux développés par Garner and Pandy (2001) et Webb, et al. (2014b) ont utilisé cette méthode pour comparer leurs résultats (que ce soit pour des bras de levier ou bien des données d'activation musculaire). Par exemple, les résultats prédits par le modèle de Dickerson, et al. (2007) ont été comparés avec ceux du modèle de Van der Helm (1994). Dans le modèle élément finis développé par Webb, et al. (2014b), les bras de levier calculés sont comparés avec les résultats du modèle multicorps rigides de Holzbaaur, et al. (2005b). Les résultats de l'étude de Holzbaaur, et al. (2005b) ont, quant à eux, été comparés avec les bras de levier de la littérature issus de mesures *in vitro*. Cependant, lors de l'utilisation de cette méthode d'évaluation des bras de levier, il faut s'assurer que le modèle musculosquelettique utilisé pour évaluer ces résultats a bien un comportement physiologique. De plus, la plupart des modèles musculosquelettiques étant testés uniquement sur des mouvements simples, il est difficile d'évaluer des modèles pour d'autres amplitudes de mouvement qui serait représentatif de l'articulation glénohumérale. Il faut alors faire appel à un moyen de tester la bio-fidélité des résultats obtenus avec le modèle développé.

Certaines études, comme celles de Webb, et al. (2014b), complètent leur évaluation de modèle en comparant également leurs résultats avec les bras de levier issus d'expériences effectuées *in vitro* sur sujets cadavériques (Tableau 4 et Tableau 5). Bien que cette approche permette une évaluation du comportement global du modèle, la méthode d'évaluation la plus précise consisterait à utiliser les données ayant servi à construire le modèle afin d'évaluer la fiabilité des résultats prédits par celui-ci. Par exemple, le modèle éléments finis pourrait être construit en utilisant la géométrie osseuse et musculaire d'un sujet cadavérique, puis des tests seraient effectués sur le même sujet pour obtenir les bras de levier (Wakabayashi, et al. 2003). Cela permet une évaluation fiable du modèle en s'affranchissant des problèmes de variabilité entre les individus et des différences qui peuvent exister entre différentes populations. Afin de pouvoir

faire une évaluation exhaustive, il faudrait pouvoir répéter le processus sur plusieurs sujets pour lesquels on aurait des données sujets spécifiques permettant d'évaluer chaque modèle un à un. Dans la plupart des cas, les bras de levier obtenus avec le modèle multicorps rigides ou éléments finis (Adams, et al. 2007, Terrier, et al. 2007, Webb, et al. 2014b) sont comparées avec d'autres études cadavériques (Hughes, et al. 1997a, Kuechle, et al. 1997, Otis, et al. 1994). Cependant, il s'agit de données collectées dans des conditions qui s'éloignent des conditions physiologiques pouvant amener à des erreurs dues aux différences dans les propriétés matériaux et les déformations entre *in vitro* et *in vivo* (Martin et al. 2001). De plus, comme constatés dans la section 1.2.2, les bras de levier sont mesurés uniquement en 1D selon l'axe du mouvement. Cet artéfact de calcul, lié entre autres à l'utilisation de la méthode d'excursion du tendon pour le calcul des bras de levier, ne permet ni de prendre en compte les volumes musculaires ni les efforts transverses.

Comme nous l'avons vu précédemment dans la section 1.2.2 sur la mesure des bras de levier, les données que l'on peut trouver dans la littérature ne sont pas forcément tout le temps en accord entre toutes les études. Bien que cela puisse donner une idée du comportement musculaire global que devrait avoir le modèle musculosquelettique, ce désaccord empêche, à l'heure actuelle, de vérifier correctement la bio-fidélité des modèles. En plus de cette disparité dans les résultats trouvés dans la littérature, le manque de mouvement complexe avec beaucoup d'amplitude de mouvement, et représentant des gestes de la vie quotidienne, ne permet pas une évaluation sur toute l'amplitude articulaire permise à l'épaule. Les résultats sont généralement limités à moins de 90° d'élévation du bras par rapport au thorax pour des mouvements simples. Encore une fois, cette méthode d'évaluation ne permet pas d'utiliser un modèle de l'épaule sur toute l'amplitude de mouvement permise à l'articulation. En effet, les modèles sont souvent uniquement évalués pour des mouvements de flexion, abduction ou bien de rotation axiale et donc il est difficile d'affirmer que le comportement du modèle musculosquelettique sera bien bio-fidèle sur d'autres mouvements et pour l'ensemble des degrés de liberté. Des collectes de données sur une plus grande amplitude de mouvement et avec le calcul des bras de levier en 3D pourraient aider à l'amélioration de l'évaluation des modèles musculosquelettiques.

1.3.4.2 Utilisation de technique d'imagerie médicale

L'imagerie médicale est couramment utilisée pour développer et évaluer la fiabilité des modèles musculosquelettiques. Les techniques d'imagerie médicale offrent de plus en plus, la possibilité d'obtenir des données *in vivo* qui soient spécifiques à un patient donné et qui peuvent servir à évaluer le comportement des modèles musculosquelettiques développés (Blemker et al. 2007). Les moyens d'imagerie les plus utilisés sont le CT-scan (imagerie par tomodensitométrie), l'imagerie par résonance magnétique, et l'échographie (utilisation d'ultrasons). Plus rarement la fluoroscopie peut être utilisée. Bien qu'elle ait l'avantage de pouvoir faire des acquisitions dynamiques alors que les autres techniques sont statiques, elle nécessite l'injection d'un produit de contraste. Le développement de nouvelles techniques d'imagerie médicale permet d'offrir de nouvelles avenues pour le développement et l'évaluation de modèle qui soit spécifique au sujet étudié (Figure 35).

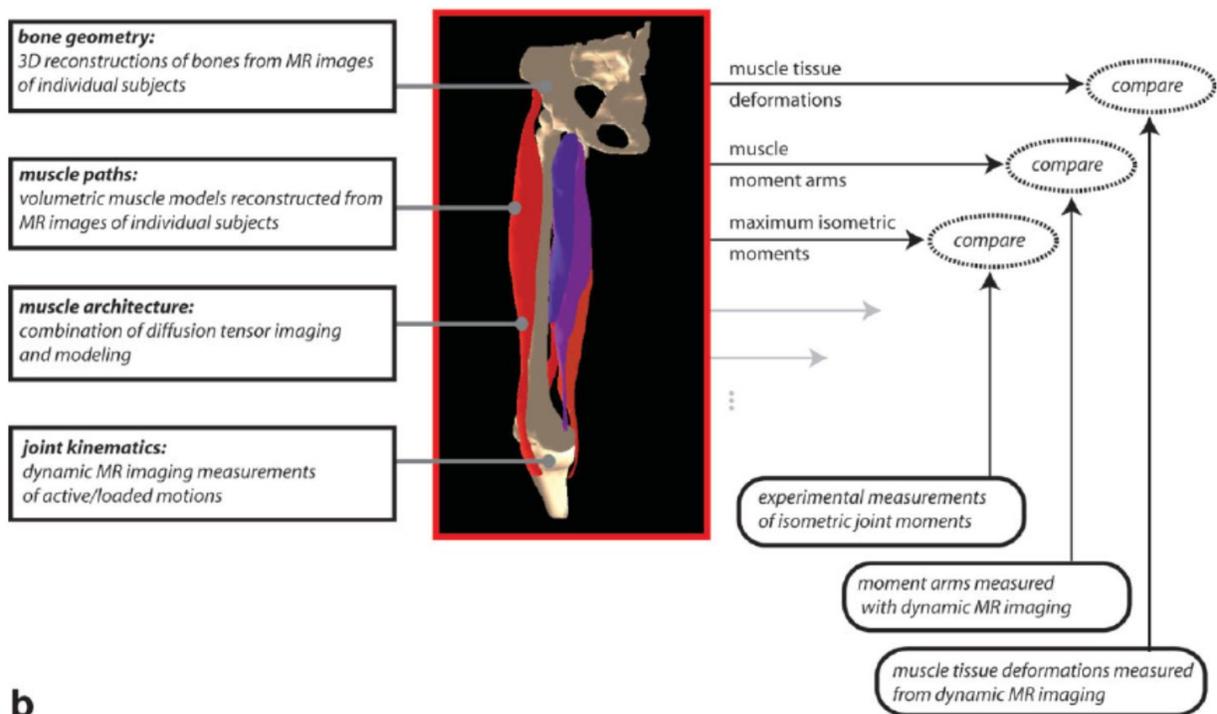


Figure 35 – Illustration d'un potentiel schéma de modélisation musculosquelettique avec évaluation du modèle développé. Les modèles seront évalués (1) en comparant les déformations des tissus musculaires avec des images obtenues à l'aide d'IRM dynamique, (2) en comparant les bras de levier obtenus avec le modèle et les mêmes données d'imagerie, (3) en comparant les moments articulaires avec les moments mesurés expérimentalement.

Reproduction avec l'autorisation de Blemker, et al. (2007). Copyright (2020), avec la permission de John Wiley and Sons.

L'imagerie médicale nous permet d'avoir accès aux mesures des bras de levier par méthode géométrique. Ces données peuvent alors être comparées aux résultats prédits par le modèle afin de s'assurer que les trajectoires musculaires sont correctement représentées. Plusieurs techniques d'imagerie peuvent être utilisées pour cela : des images par résonance magnétique (Arnold et al. 2000, Wilson et al. 1999, Wretenberg et al. 1996) ou bien d'échographies (Juhl-Kristensen, Bojsen-Møller, Holst, et al. 2000). L'évaluation des modèles se fait alors en comparant les résultats prédits aux données calculées sur les images. Cependant, ces techniques sont généralement réduites à l'acquisition pour une seule posture du bras, sans condition de chargement donc les mesures ne permettent pas de prendre en compte l'activation musculaire. Bien que certaines études comme celle de Graichen, et al. (2001) aient mis en place des conditions où des poids sont ajoutés pour permettre la contraction isométrique des muscles d'intérêt, cela reste rare et probablement loin des conditions réelles. Outre la problématique liée aux différences de comportement entre un muscle au repos et un muscle contracté, l'utilisation de certaines techniques d'imagerie est limitante dû aux espaces restreints dans lequel le sujet doit rester immobile. Cette méthode peut alors servir à évaluer le comportement du modèle musculosquelettique dans certaines configurations du bras, mais il est resté difficile de tester les bras de levier pendant la réalisation d'un mouvement. Le développement des techniques d'imagerie IRM en temps réel et ouvert devrait permettre les mesures de bras de levier pendant des mouvements, avec des conditions de chargement physiologique. Bien que cela ait été testé pour mesurer les bras de levier sur des muscles du membre inférieur (Blemker and McVeigh 2006), cette technique n'a pas encore été testé, à notre connaissance, pour les muscles de l'épaule.

L'imagerie médicale permet d'avoir accès directement aux volumes musculaires et aux directions des fibres musculaires. Or, la caractérisation précise de la disposition des faisceaux à l'intérieur du muscle est essentielle pour comprendre la fonction musculaire. La mesure de la déformation de l'enveloppe musculaire externe ainsi que des angles de pennation peut nous renseigner sur la bonne prédiction des lignes d'action. En effet, les modèles éléments finis permettant de

modéliser les volumes musculaires, la comparaison de la direction des fibres et des angles de pennation avec des données *in vivo* réelles pourrait aider à l'évaluation du comportement musculaire des modèles musculosquelettiques. De plus, les paramètres architecturaux évoluant avec la contraction musculaire (Hodges, Pengel, Herbert, Gandevia, et al. 2003), il pourrait être intéressant de quantifier ces changements en fonction de différents niveaux de contraction isométrique pour évaluer les modèles intégrant une implémentation de l'activation musculaire. Par exemple, l'échographie pourrait être utilisée comme méthode non invasive pour mesurer les changements d'angle de pennation *in vivo* lors de la contraction (Zhou et al. 2012). Les capteurs de structure, quant à eux, pourraient être utilisés pour mesurer les déformations volumiques musculaires externes. Cependant, il est évident qu'avec l'utilisation d'un capteur de structure, seules les déformations des muscles de surfaces peuvent être mesurées. Il serait beaucoup plus difficile d'acquérir des données sur les muscles profonds de la coiffe des rotateurs avec un tel système.

Conclusion section 1.3.4: De façon générale, cette revue de littérature nous montre que les modèles musculosquelettiques manquent d'évaluation. L'évaluation en termes de géométrie musculaire est souvent négligée. La plupart des modèles (multicorps rigides et éléments finis) ne sont pas évalués sur toute l'amplitude de mouvement, mais uniquement sur des gestes simples avec peu d'amplitude de mouvement. Idéalement, il faudrait proposer une évaluation des modèles dans plusieurs configurations et mouvements de l'épaule, y compris des mouvements extrêmes et par rapport à plusieurs géométries humaines.

*Les techniques d'imagerie permettent facilement d'obtenir des données pouvant être comparées aux résultats prédits par les modèles. En effet, elles nous permettent d'avoir accès *in vivo* au comportement musculaire (en termes de bras de levier ou bien de déformations musculaires volumiques externes) pour évaluer les modèles. Cependant, il reste difficile de réaliser des mouvements tout en étant dans un système d'IRM ou de CT-scan et l'évaluation reste alors principalement limitée à une seule posture. Les expériences cadavériques offrent alors une bonne alternative pour obtenir des bras de levier, en passif, tout au long d'un mouvement.*

Bien que ces données puissent nous servir à évaluer le comportement passif de nos différents modèles, la question de la différence de comportement musculaire entre actif et passif se pose. Le manque de données dans la littérature ne nous permet malheureusement pas de quantifier les changements architecturaux des muscles (déformation volumique externe et angle de pennation) au cours de la contraction.

Conclusion 1.3 : Dans cette revue de littérature nous avons vu les avantages et inconvénients des modèles multicorps rigides et des modèles éléments finis. Bien que les modèles multicorps rigides soient plus facile à utiliser et soient appréciés pour leur temps de calculs, la représentation des trajectoires musculaires n'y est pas toujours physiologique. Les modèles éléments finis semblent alors être une meilleure alternative car ils permettent de représenter le volume musculaire et les interactions entre les structures. Étant donné la sensibilité des modèles musculosquelettiques aux données d'entrée, peu importe la technique de modélisation géométrique choisie, il reste essentiel d'évaluer la bio-fidélité de son modèle.

1.4 Objectifs spécifiques

Cette revue de littérature a mis en évidence les différents points que nous résumons ici :

1) Les modèles multicorps rigides représentent difficilement des trajectoires musculaires physiologiques des muscles de l'articulation glénohumérale à cause du manque de contrainte sur la représentation des lignes d'action.

2) Les modèles éléments finis sont une bonne alternative pour la représentation de la géométrie, mais possèdent des temps de calcul très longs.

3) Les mesures cadavériques reposent le plus souvent sur la méthode par excursion du tendon ce qui permet de calculer uniquement des bras de levier selon un degré de liberté. La méthode géométrique serait une alternative pour estimer les bras de levier 3D pour des mouvements complexes.

4) Les modèles multicorps rigides ainsi que les modèles éléments finis manquent d'évaluation (et de données le permettant) afin de s'assurer que les résultats prédits sont physiologiques.

Ainsi, le premier objectif de cette thèse est d'utiliser une méthode innovante de modélisation pour empêcher les trajectoires musculaires non physiologiques. Cette méthode devrait offrir une meilleure représentation de la géométrie musculaire. Pour se faire, des ressorts transverses sont ajoutés entre les lignes d'action d'un même muscle afin de recréer une unicité musculaire. Les trajectoires musculaires sont calculées comme le plus court chemin entre le point d'origine et d'insertion en prenant en compte les contraintes imposées (minimisation de l'énergie des ressorts). Les bras de levier 3D sont calculés en sortie du modèle en utilisant la méthode géométrique. L'hypothèse associée à ce premier objectif est que notre approche améliore les trajectoires de lignes d'action, notamment en empêchant le glissement de celles-ci de part et d'autre de la tête humérale. Les bras de levier obtenus avec ce modèle devraient donc être plus fidèle à la réalité que ceux obtenus avec un modèle multicorps classique.

Le deuxième objectif de cette thèse est de déterminer si la prise en compte des interactions entre les structures et donc la simulation des déformations musculaires permet une modélisation et estimation des bras de levier plus précise que les modèles multicorps rigides. Pour cela, un modèle éléments finis de l'épaule incluant les muscles de la coiffe des rotateurs et le deltoïde est développé et les bras de levier sont calculés en sortie du modèle, par la méthode géométrique. De plus, une étude de sensibilité est menée sur les zones d'insertion des muscles au niveau de la tête humérale pour déterminer leur impact sur les bras de levier estimés et ainsi mieux comprendre la variabilité entre les études. La première hypothèse émise est que cette représentation volumique présentera, au niveau des bras de levier, moins d'erreurs par rapport à ceux obtenus *in vivo* par imagerie que les modèles multicorps rigides pour des mouvements de grande amplitude. Au vu de la sensibilité des paramètres musculaires, la seconde hypothèse est que les bras de levier sont sensibles aux incertitudes de zones d'insertion sur la tête humérale et qu'une mauvaise définition des lignes d'action pourrait donc conduire à une prédiction de la fonction musculaire contraire (par exemple rotation interne vs externe, c'est-à-dire de signe opposé) au comportement des muscles pour une épaule non blessée.

Le troisième objectif a pour but de fournir davantage de mesures sur les bras de levier des muscles de l'épaule pour améliorer la compréhension des fonctions du complexe de l'épaule et de permettre une meilleure évaluation du réalisme des modèles musculosquelettiques. Dans ce but, une collecte de données sur spécimen cadavérique a été effectuée pour des mouvements dans différents plans d'élévation. L'innovation apportée ici est de calculer les bras de levier en 3D, par la méthode géométrique, afin d'avoir les différentes composantes en flexion, abduction et rotation axiale de ceux-ci. L'hypothèse est que cette collecte de données permettra d'avoir des mouvements de plus grande amplitude que ce que l'on trouve dans la littérature et que les bras de levier en 3D permettraient de mieux comprendre le rôle des muscles dans la réalisation de mouvement.

Enfin, le quatrième objectif de cette thèse est de déterminer dans quelle mesure notre modèle par éléments finis passifs devra évoluer vers un modèle qui inclut la contraction musculaire. Pour se faire, nous allons mesurer *in vivo* les changements architecturaux (géométrie externe et angle de pennation) de certains muscles lors de la contraction musculaire. Nous avons recueilli les

valeurs d'angles de pennation et de déformations géométriques de l'enveloppe externe des muscles pour différents niveaux de contraction isométrique pour déterminer si ces paramètres sont significativement affectés par un changement de niveau de contraction. L'hypothèse est que la déformation volumique externe du muscle, ainsi que l'angle de pennation évoluent de manière significative au cours de la contraction et qu'il faut donc les prendre en compte dans les modèles musculosquelettiques. Les données obtenues dans cette étude, en plus de nous permettre une meilleure compréhension du comportement architecturale des muscles, peuvent être utilisés pour évaluer la fiabilité de la géométrie musculaire de modèle éléments finis contenant de l'activation musculaire.

Chapitre 2 - Comparaison entre un modèle de lignes d'action 1D et un modèle de maillage 2D pour l'estimation des bras de levier

2.1 Apport original de l'étudiant et contribution des co-auteurs

Ce deuxième chapitre de thèse présente notre premier article publié et intitulé : « Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models ». Cet article, coécrit par Marion Hoffmann, Diane Haering et Mickaël Begon, est paru en 2017 dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (vol. 20, p. 1175-1181).

La contribution principale de cet article revient à Marion Hoffmann. La méthode a été développée par Marion Hoffmann et la coauteure Diane Haering. Le calcul des résultats ayant mené à l'article a été fait par Marion Hoffmann avec la contribution des coauteurs. L'article a été écrit par Marion Hoffmann, guidé par les conseils et les remarques de tous les coauteurs.

2.2 Article n°1

Cette première étude a permis de développer un nouveau modèle multicorps rigide qui comprend des ressorts transverses entre les lignes d'action pour assurer une uniformité musculaire. Une nouvelle méthode d'évaluation des modèles musculosquelettiques est également proposée dans l'article. À notre connaissance, aucune étude antérieure n'avait utilisé ce système pour modéliser les muscles de la coiffe des rotateurs. Nous avons émis l'hypothèse initiale que le modèle de contraintes transverses en 2D permettrait une meilleure estimation des trajectoires musculaires et des bras de levier qu'un modèle de lignes d'action en 1D. La nouvelle méthode de modélisation a été évaluée par comparaison avec un modèle de lignes d'action classique : les bras de levier des deux modèles sont calculés et comparés aux données IRM.

Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models

Marion Hoffmann (1), Diane Haering (2), Mickaël Begon (1, 3)

(1) Institute of biomedical engineering, University of Montreal, Montreal, Canada

(2) INRIA, Rennes, France

(3) Department of kinesiology, University of Montreal, Montreal, Canada

Accurate muscle geometry (muscle length and moment arm) is required to estimate muscle function when using musculoskeletal modelling. In shoulder, muscles are often modelled as a collection of independent line segments, leading to non-physiological muscles trajectory, especially for the rotator cuff muscles. To prevent this, a surface mesh model was developed and validated against 7 MRI positions in one participant. Mean moment arm errors was 11.4 % for the line versus 8.8 % for the mesh model. While the model with independent lines led to some non-physiological trajectories, the mesh model gave lower misestimations of muscle lengths and moment arms.

Keywords: rotator cuff; mesh model; muscle geometry; musculoskeletal model; MRI

2.2.1 Introduction

Rotator cuff muscles injury and dysfunction affect 20.7 % of people (Yamamoto, et al. 2010). The estimation of rotator cuff forces and activations could improve diagnosis and treatment (Bolsterlee, et al. 2013) because important internal loads may affect anatomical structures. As *in vivo* measurement of muscles forces is an invasive procedure, musculoskeletal models have been developed. In those models, a muscle is

typically represented by a line of action that represents its function (Damsgaard, et al. 2006). Via points or wrapping objects prevent lines of action from penetrating into bones. Rotator cuff muscles have broad attachment area, miscellaneous muscles and bones obstacle and intricate fibre arrangements that make muscle function more complex (Labriola, et al. 2005). Due to the large scapulohumeral range of motion (Haering, et al. 2014b), the function of rotator cuff muscles also varies between distant shoulder configuration. Therefore, modelling the muscle geometry and function whatever the joint orientation remains a challenge.

The main function of each rotator cuff muscle could be defined according to its geometry and architecture (Ward, et al. 2006). However, because the rotator cuff muscles display broad attachments, each muscle can intrinsically have multiple functional compartments that can be complementary or sometimes antagonistic (Langenderfer, et al. 2006). Therefore, modelling each muscle by a single line of action is too restrictive (Garner and Pandy 2001, Quental, et al. 2015b). In models, up to 6 lines of action have been proposed to represent each rotator cuff muscle (Favre et al. 2005, Van der Helm 1994). However, mechanical constraint between lines of action within each muscle are not accounted for (Epstein, et al. 2006) and the tendon fusion around the humeral head insertion is not represented. Moreover, independent lines of action were evidenced to lead to non-physiological muscles trajectory where muscle spread over the humeral head.

Mechanically, muscle function is related to its length variation and moment arms that give the amplitude and direction of torque around the joint. On one hand, muscle length misestimation affects its ability to produce force due to the force-length-velocity relationship. On the other hand, biased moment arms could change the muscle function

predicted by the model (Ackland, et al. 2012a). Based on those relationships, musculoskeletal model are highly sensitive to muscle geometry (Maganaris 2004). Rotator cuff line model geometry should be improved to *in fine* have a good estimate of muscle force (Blajer, et al. 2010).

To improve muscle geometry fidelity, 3D finite element models has been proposed, as it respects muscle volume and the interaction between different muscle compartments or between muscles. The 3D finite element model developed by Webb, et al. (2014b) was only validated for simple movements like abduction and internal/external rotation and it induced a high computational time that makes its use for static optimization impossible. A simpler solution for ensuring cohesion between lines of action stands in constraints between independent lines of action of each muscle and between tendons forming the cuff around the humeral head. Marsden (2010) already proposed this method by using an elastic mesh to discretize muscle for the deltoid. Further validation of those models in vastly varied joint configurations is necessary to better assess the robustness of the model throughout the large range of motion of the shoulder (Haering, et al. 2014b). Therefore, the purpose of this study was to provide a validation of a mesh-like muscle model, throughout the large range of motion of the shoulder, based on MRI acquisition. We hypothesised that constraints between the lines of action would result in a more realistic shoulder muscle geometry while conserving reasonable computation time.

2.2.2 Methods

2.2.2.1 Imaging

The left shoulder bone geometry (scapula and humerus) of a 32-year-old participant

with no history of shoulder pathologies or injuries (weight: 80 kg, height: 1.72 m) was imaged in axial mode using a CT-scan (Appendix 2.2.6). Then using a 3T-MRI scanner (MAGNETON Skyra, Siemens Healthcare), the same shoulder was imaged in seven different configurations of the arm (Figure 36). The configurations varied in arm elevation and internal-external rotation. For each position, shoulder was imaged using a fast pin echo sequence (Appendix 2.2.6). Three-dimensional representations of the anatomical structures in seven postures were created from the segmented images.

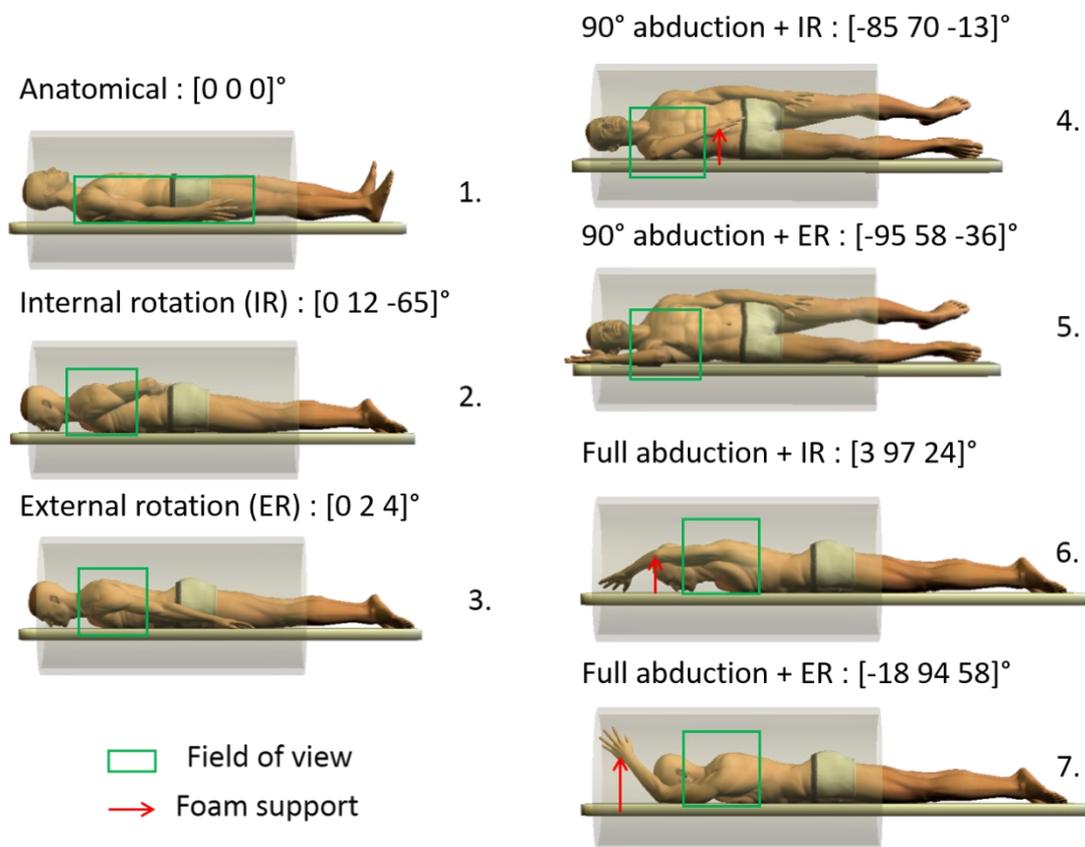


Figure 36 - Depiction of subject positioning in the MRI with the seven arm configurations and the corresponding scapulohumeral angle [plane of elevation, elevation, rotation] with respect to the anatomical position.

2.2.2.2 Development of the line and mesh models

From, the CT-scan based 3D reconstruction of the humerus and the scapula, two models of rotator cuff muscle were developed: a first one based on independent lines of actions

(termed as the *line model*) and a second model based on the same lines of action linked transversally (*mesh model*). In the line model, each rotator cuff muscle was represented by six lines of action as in previous models (Nikooyan et al. 2011, Van der Helm 1994) consisting of massless springs in series. Springs were only used to estimate muscle trajectory, not muscle force. Each line of action was composed of seven springs. The six interior nodes were distributed along the line of action using a logarithmic function to have more points close to the humeral head and reinforce bone's wrapping. The origin and insertion points derived from the literature (Curtis, et al. 2006). The mesh model (Figure 37) contained additional transverse massless traction springs between nodes. Since rotator cuff tendons interdigitate with each other to form a cuff around the humeral head, transverse springs were also added between the distal nodes of subscapularis and supraspinatus, supraspinatus and infraspinatus, and infraspinatus and teres minor. Usual wrapping objects (Garner and Pandy 2000) were used to prevent penetration of nodes in the scapula and humerus. Three cylinders were implemented for the coracoid process, lateral edge and spine of the scapula, while one sphere and one cylinder were computed to prevent penetration of nodes in the humeral head and shaft respectively.

For both models the node 3D positions (4 muscles x 6 lines x 6 nodes (N) x 3 coordinates = 432 unknowns) were optimized to minimize the total elastic potential energy E of all the springs such that the nodes remained outside of the wrapping objects:

$$\min_N E = \sum \frac{1}{2} k_L (\ell_L^0 - \ell_L(N))^2 + \sum \frac{1}{2} k_T (\ell_T^0 - \ell_T(N))^2 \quad (1)$$

s. t. $N \notin$ wrapping objects

This nonlinear constrained problem was solved using the IPOPT algorithm (Wächter and Biegler 2006a). The model parameters were the stiffness of longitudinal (k_L) and transverse (k_T) springs and their equilibrium lengths (ℓ_L^0) and (ℓ_T^0). Since springs are exerting forces in the compressive direction only, the equilibrium lengths based on literature (Langenderfer, et al. 2004) was adjusted to match the minimum origin to insertion distance throughout the range of motion. As muscle tended to deform more on longitudinal way, the transversal stiffness was chosen as twice the value of longitudinal.

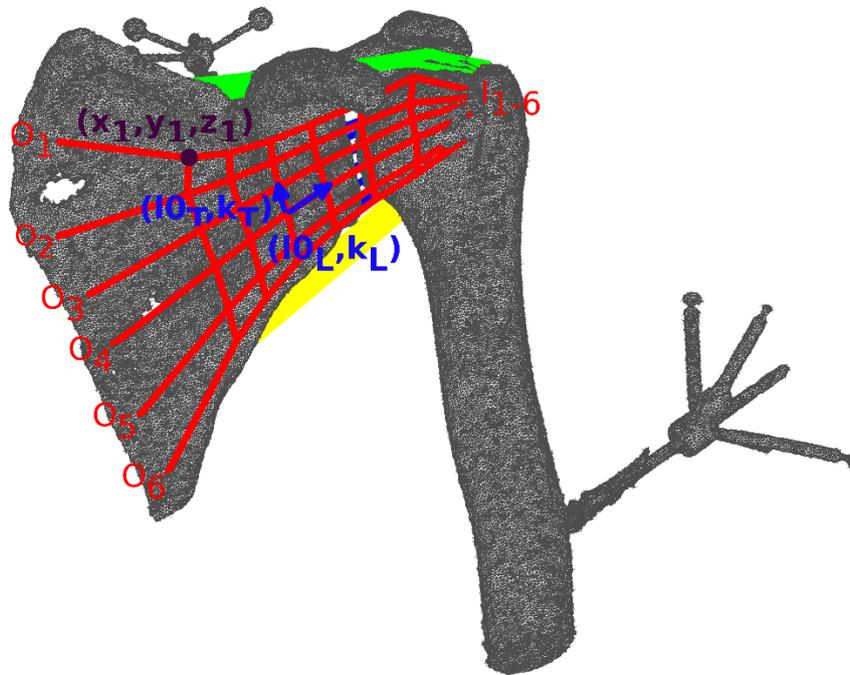


Figure 37 - Representation of the mesh model with the bone reconstruction from the CT-scan that come from a study with intracortical pins. The six lines of action in red represent the subscapularis with the origin O_n and insertion I_n point and moving nodes in-between ($N = [x_N, y_N, z_N]$). Longitudinal springs are characterised by their equilibrium length ℓ_L^0 and their stiffness k_L . It is the same for transversal springs where ℓ_T^0 represent the equilibrium length and k_T the stiffness. Green and yellow lines represent the supraspinatus and the teres minor, respectively (infraspinatus not visible on this view).

2.2.2.3 Computation of MRI lines of action

For comparison purpose, six lines of action were computed from the MRI reconstruction of each muscle (termed as *MRI model*). They were drawn passing through the centroid plane of the muscle volume as described by Marsden (2010) (Appendix 2.2.6).

2.2.2.4 Simulation and computation of muscles length and moment arms

The rotation and translation matrix to move from the model anatomical position to MRI position were determined by fitting the bones of the model to the 3D reconstruction of MRI, using an iterative closest point algorithm. The scapulohumeral joint angles obtained were used as input kinematics of the models.

Seven scapula-humeral configurations, corresponding to the positions of MRI acquisition, were simulated using the mesh and the line models (Figure 37). Both models were compared to the MRI model according to length and moment arms for each line of action. Muscles length corresponded to the cumulative length of the springs in series constituting the lines of action. Moment arms were expressed according to flexion, abduction and rotation actions as follow:

$$\vec{r} = \overline{HP} \times \vec{f}$$

where H corresponds to the centre of the humeral head, P the first point in contact with the humeral head and \vec{f} the unit force vector giving the direction of muscle force. Errors relative to the MRI model were expressed in percent. Finally, to test the robustness of both models in continuous movements, three movements were simulated namely 1) external scapulohumeral rotation (from 45° of internal rotation to 45° of external rotation) with arm in adduction (0°); 2) scapulohumeral abduction (0-60°) with neutral rotation; and 3) scapulohumeral flexion (0-60°).

2.2.3 Results

2.2.3.1 Muscle length

In the seven positions, the MRI model (reference) gave muscle lengths between 92 and 144 mm, 110 and 174 mm, and 131 and 185 mm for the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis, respectively. This corresponded to a lengthening up to 58 %. The mean errors between reference and model-based muscle lengths varied between -17.7 % and +7.0 % (Tableau 6). The mean error for the six lines of action in each muscle was systematically lower in the mesh model, with a global mean of -6.4 % versus -7.0 % in the line model. Larger errors in individual lengths were found when the distances between origin and insertion were the shortest, reaching up to 32.7 % in the line model as shown in Figure 41.

Tableau 6 - Mean errors muscle length (%) and moment arm (mm) of the line and mesh models relative to the MRI model for the supraspinatus (SS), infraspinatus (IS) and subscapularis (SB)

| Positions | Model | Error in muscle LENGTH (%) | | | Errors in FLEXION moment arm (mm) | | | Error in ABDUCTION moment arm (mm) | | | Errors in ROTATION moment arm (mm) | | |
|---------------------------|-------------|----------------------------|-------------|-------------|-----------------------------------|-------------|--------------|------------------------------------|--------------|-------------|------------------------------------|-------------|--------------|
| | | SS | IS | SB | SS | IS | SB | SS | IS | SB | SS | IS | SB |
| 1. Anatomical | Line | -4.5 | -6.0 | -6.8 | 4.9 | 2.4 | 5.4 | 12.6 | -5.5 | 6.4 | 2.5 | 5.7 | -6.5 |
| | Mesh | -4.5 | -5.8 | -5.8 | 5.0 | 2.5 | 6.1 | 12.8 | -5.6 | 7.1 | 2.8 | 5.4 | -5.4 |
| 2. Internal rotation (IR) | Line | -6.1 | 7.0 | -8.7 | 1.3 | 36.1 | 8.8 | 11.2 | 13.6 | 5.0 | -5.2 | 55.6 | -11.8 |
| | Mesh | -6.0 | -3.1 | -7.9 | 1.2 | 25.7 | 9.2 | 11.1 | -5.9 | 5.2 | -5.3 | 11.6 | -11.3 |
| 3. External rotation (ER) | Line | -2.9 | -8.0 | -3.5 | 7.1 | 14.1 | -9.9 | 11.6 | -33.1 | -2.3 | -0.2 | 9.1 | -9.7 |
| | Mesh | -2.8 | -7.8 | -2.5 | 7.0 | 14.4 | -9.2 | 12.0 | -33.1 | -1.7 | 0.1 | 9.2 | -8.7 |
| 4. 90° abduction + IR | Line | -8.8 | -9.1 | -9.8 | 4.1 | 5.0 | -35.7 | 10.3 | 12.1 | -6.6 | -3.8 | 16.9 | -4.3 |
| | Mesh | -8.5 | -8.9 | -6.5 | 5.7 | 4.9 | -23.7 | 11.1 | 11.8 | -2.9 | -1.6 | 16.8 | 0.1 |
| 5. 90° abduction + ER | Line | -6.2 | -5.1 | -1.0 | 10.6 | 3.9 | 7.1 | 17.6 | 9.5 | -7.0 | 0.5 | 5.0 | -13.1 |
| | Mesh | -6.2 | -4.8 | -0.3 | 10.2 | 4.1 | 5.5 | 17.4 | 8.2 | -7.6 | 0.6 | 3.9 | -11.8 |
| 6. Full abduction + IR | Line | -16.9 | -7.6 | -5.4 | -9.1 | 1.7 | 4.5 | -15.0 | -17.2 | 0.9 | -4.8 | 2.7 | -42.6 |
| | Mesh | -16.8 | -6.3 | -6.7 | -9.0 | 0.4 | -4.5 | -14.6 | -13.6 | 1.5 | -4.7 | 2.6 | -24.8 |
| 7. Full abduction + ER | Line | -17.7 | -9.7 | -9.6 | -18.9 | -13.3 | -4.2 | -9.5 | 3.7 | 16.8 | -18.2 | -14.4 | -42.2 |
| | Mesh | -13.9 | -9.4 | 0.8 | -7.2 | -13.5 | -8.0 | -7.8 | 3.8 | 20.2 | -4.7 | -14.3 | -17.1 |
| MEAN | Line | -9.0 | -5.5 | -6.4 | 8.0 | 10.9 | 10.8 | 12.5 | 13.5 | 6.4 | 5.0 | 15.6 | 19.7 |
| | Mesh | -8.4 | -6.6 | -4.4 | 6.5 | 9.4 | 9.5 | 12.4 | 11.7 | 6.6 | 2.8 | 9.1 | 11.3 |

Note: values in bold for the seven positions correspond to largest error for each muscle.

When simulating movements of abduction and flexion (Figure 38), length difference between the two models were up to 4 mm and 10 mm respectively. Larger difference occurred when simulating axial rotation for the infraspinatus (53 mm) which resulted in sudden change in muscle length for the line model. Due to lines of action penetration into the bones (see Appendix 2.2.8), sudden changes in muscle length occurred in the line model for the subscapularis and supraspinatus when simulating flexion and axial rotation.

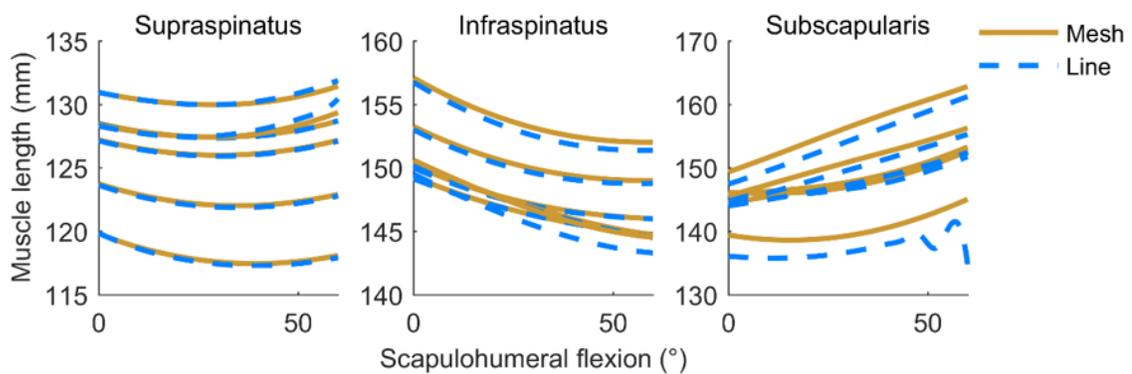


Figure 38 - Line of action lengths of the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis muscles during simulated 0° to 60° scapulohumeral flexion.

2.2.3.2 Moment arm

Both models showed errors in moment arm when compared to the MRI model in the seven postures (Tableau 6; Appendix). Errors were typically associated to overestimation or underestimation of the first and last lines of action. In line and mesh models, the subscapularis and infraspinatus were the muscle with the largest errors especially in full abduction with internal and external rotation. The line model gave less error for the subscapularis whereas less error for the infraspinatus and supraspinatus are given by the mesh model.

The main difference between the mesh and the line models occurred when simulating shoulder flexion with sudden change in moment arms observed at 50° of flexion for the line model especially for the subscapularis (Figure 39).

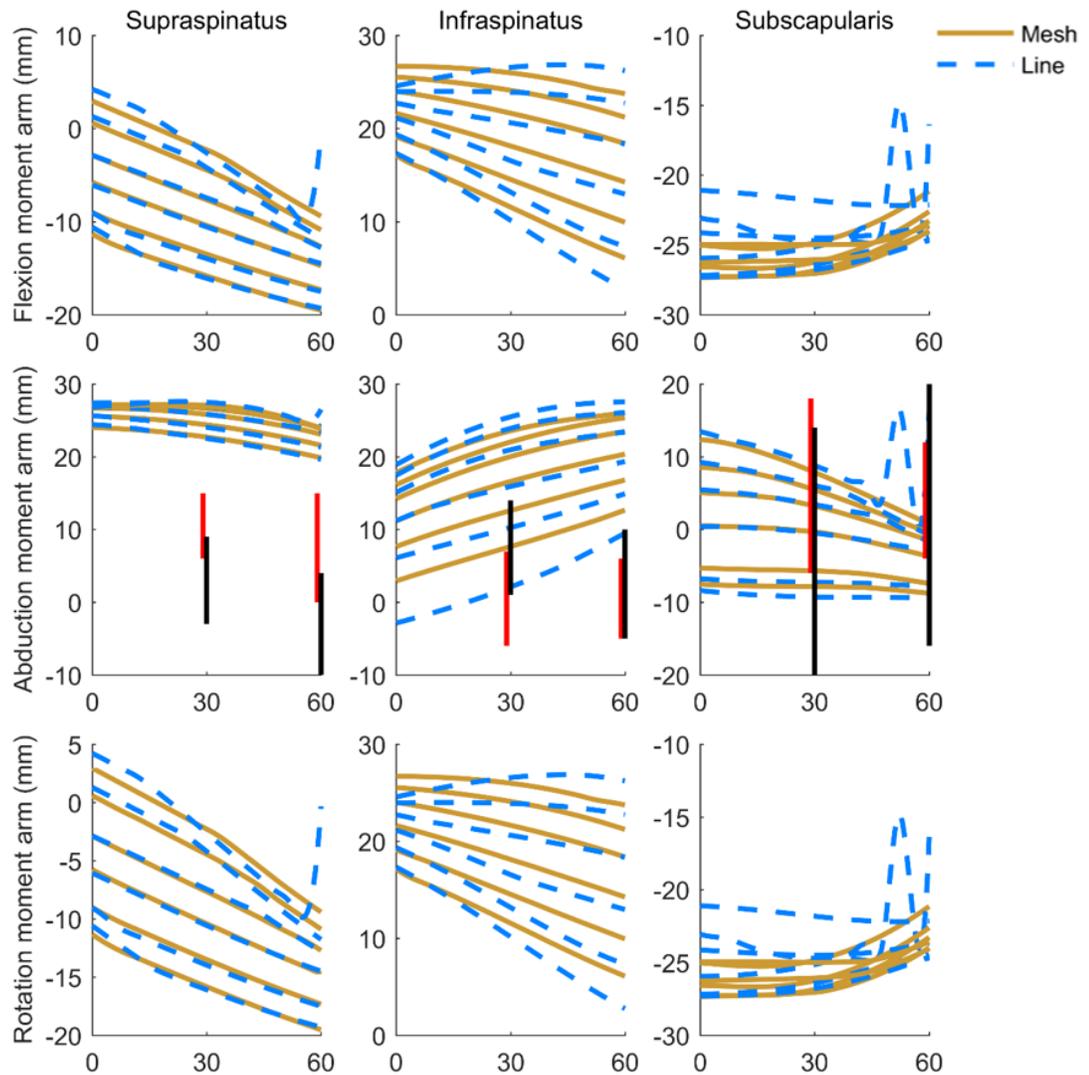


Figure 39 - Moment arms of the supraspinatus (left), infraspinatus (middle) and subscapularis (right) lines of action during arm flexion. Line in red (first vertical line) correspond to experimental measurement extracted from the literature (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 1997). Line in black (second vertical line) correspond to the data obtained by Quental, et al. (2015b) by comparing different musculoskeletal model.

2.2.4 Discussion

To avoid the problem of diverging fibres in musculoskeletal models, a rotator cuff surface mesh model was described and validated against MRI-based data by comparison with a traditional model composed of independent lines of action. The comparison revealed that (1) muscle lengths were systematically underestimated but to a lesser extent in the mesh model; (2) during simulated movements, the mesh model guaranteed continuous and smooth lengths and moment arms whereas some sudden changes were observed with the line model; and (3) the springs between distal nodes of rotator cuff muscle in the mesh model complemented via points to prevent supraspinatus penetration into the scapula.

The present study had some limitations. Only one participant was included in this proof-of-concept. However, to the best of our knowledge, this is the first study to include a series of MRI images in various postures to compare muscle trajectories in shoulder models. The MRI model described trajectories of passive muscles; muscle contraction could slightly modify these trajectories. Cadaveric data used for comparison are taken on an old population (mean age of 59 and 87 years). Finally, line and mesh models may have included additional wrapping objects. However, the six chosen objects were in agreement with previous models (Breteler, et al. 1999, Garner and Pandy 2001), suggesting that other models encounter similar problems.

In musculoskeletal models, force estimation is sensitive to muscle length due to the force-length and force-velocity relationships. In our two models, the systematic muscle length underestimation was certainly due to the objective function of least elastic energy used to

compute lines of action trajectories. Similarly to a geodesic algorithm, a least elastic energy objective function results in the shortest path without ensuring a constant muscle volume. Therefore, larger underestimation occurred when the origin and the insertion were close to each other. The lower underestimation with the mesh model came from the transversal springs between the distal nodes which increased muscle length especially for the lines of action on the borders of a muscle. Without transversal constraints, these lines of actions tended to merge within the same muscle to minimize the length of the lines of action. The unsolved problem of muscle length underestimation might be solved using traction/compression springs. An alternative method should be the use of a shoulder 3D finite element model to keep muscle volume constant. However, such high fidelity description of muscle trajectories requires a high computational cost (up to 20 h to simulate a 90° of abduction or internal/external rotation). A low computational time (15 min) finite element musculoskeletal model (Stelletta 2015) or other volumetric lower-limb models Kohout et al. (2013) may be adapted to shoulder in a near future. Presently, our mesh model can simulate a motion with a physiological representation of muscles trajectories in up to 30 s, which is slower than geodesic algorithm but appropriate for static optimisation and more accurate.

Force prediction through musculoskeletal models is also highly sensitive to moment arms (Ackland, et al. 2012a). Sudden and large changes in moment arm were observed when simulating flexion and internal rotation because some lines of actions of the line model spread over the humeral head leading to change in muscle function. Nevertheless, other inter-individual model parameters like tendon slack length, pennation angle and fibre types (Carbone et al. 2016a, De

Groote et al. 2010) can also have a great influence on force prediction. Future studies should look up at muscle force estimation with both models in order to assess the sensitivity of mesh model versus line model geometry in regards to other physiological parameters.

As rotator cuff muscles have a broad origin (trapezoid muscles), they have a large range of moment arms across. The representation of such muscles by several lines of action is an important musculoskeletal modelling feature that ensures actuator redundancy. As shown in Quental, et al. (2015b) study, the supraspinatus may produce adduction moment instead of abduction when the representation use only one line of action. Large range of moment arms has been observed in the literature as it depends on the subject anthropometry but also the method of measurement: geometric measurement (Juul-Kristensen, Bojsen-Møller, Finsen, et al. 2000) or tendon and joint displacement method (Blemker and Delp 2005b). Cadaveric results are commonly used to validate moment arms obtained by simulation (Kuechle, et al. 1997). In their comparative study between three shoulder musculoskeletal models and cadaveric data, Gatti et al. (2007) highlighted a large range of value for moments arms depending on the model used, the method, and how muscles are subdivided into functional mechanical elements. When comparing our result for flexion with data found in experimental study (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 1997) or numerical study (Favre, et al. 2005, Gatti, et al. 2007) good agreement were found except for the supraspinatus during abduction: larger moment arm were found which were confirmed by the MRI model. This could be explained by the definition of insertion point on the humeral head. For the subscapularis, good agreement was found between literature and both models as the range of moment arms is larger. In fact, cranial lines of action are going to do abduction

whereas caudal ones do adduction. Comparison between MRI and both model gave good result except for high elevation or when only internal or external rotation are applied because of the problem of muscle volume conservation for estimating muscle trajectory. Therefore, both models were validated for the MRI posture and for movement of flexion and abduction, but some precaution has to be taken when simulating movement with high elevation or axial rotation.

Implementing wrapping object is a difficult task as it is patient- and movement-specific and increases computational time. Vasavada, et al. (2008) developed a method to implement wrapping object according to MRI and compared the result between wrapping object and straight line to have an idea of which wrapping object are really needed in their model. Reducing the required number of wrapping objects in the model might be a significant improvement in terms of computational cost for the mesh model and would prevent some sudden change observed when lines of action intersect a wrapping object. Due to the increased number of constraints imposed between lines of actions in the mesh model, fewer wrapping objects seem needed. Also for both line and mesh models, some muscle length and moment arm underestimation remain due to the penetration between consecutive nodes. In the meantime, increasing the number of nodes along the line of action was found to be computationally very costly (Haering, Inthavong, et al. 2014). Therefore, an alternative method that could compute lines of action paths around wrapping from only one first and one last contact points, and the wrapping object geometry, could help improving both accuracy and speed of the model.

2.2.5 Conclusion

The mesh model presents three main advantages over the line model: less underestimation in muscle length, moment arm time histories without sudden changes and fewer wrapping objects are needed. A mesh model is therefore a more physiological representation of muscle geometry for the rotator cuff muscle. Its main limitation – muscle length underestimation when origin and insertion are close to each other – could be solved by setting a floor value in the force-length relationship of musculoskeletal models.

Acknowledgments

We acknowledge the contribution of Philippe Inthavong and Élodie Roméro as well as the imaging platform of the research centre of CHUM.

Disclosure statement

None.

2.2.6 Appendix 1

A) Bone geometry

The left shoulder bone geometry (scapula and humerus) of a 32-year-old participant with no history of shoulder pathologies or injuries (weight: 80 kg, height: 1.72 m) was imaged in axial mode using a CT-scan (General Electric Medical System, Milwaukee, USA) as previously described in Dal Maso et al. (2014). Briefly, the thickness of each slice was 0.31 mm. The field of view was set to 250×250 mm, defined by a 512×512 pixel matrix. After manual segmentation using Seg3D software (Seg3D 2013), a mesh representation of the bones was generated using the *iso2mesh* Matlab processing toolbox (Fang and Boas 2009).

B) Muscle geometry in seven positions

The rotator cuff muscles and bones were imaged using a T1-weighted axial image plane (3 mm slice thickness; repetition time (TR) 600 ms; echo time (TE) 12 ms; 320×320 pixel matrix). Bones (scapula and humerus) and rotator cuff muscles were manually segmented. As in a previous study (Lehtinen et al. 2003) infraspinatus and teres minor were considered as one muscle (identified as the infraspinatus) since the border between both muscle was not visible on all MRI images. As tendons were not clearly identifiable on the slices, their segmentation was aided by

literature database (Curtis, et al. 2006, Dugas et al. 2002, Mochizuki et al. 2008). These segmentations were used to create the 3D representation of the anatomical structures in seven postures after generation of meshes.

C) Muscle trajectories from MRI

The first step was to make slices in the muscle volume, perpendicularly to main direction of the muscle (Figure 40). On the slice, the muscle was separated in two parts: the under-side and over-side of the muscle belly. Only points on the surface of the muscle slices were preserved (Figure 40). Pairs of these points were generated by connecting points from each side of the muscle (Figure 40). Mid-points between these pairs of points formed a centroid muscle line (Figure 40). Then, mid-points were connected and interpolated with a spline. Six mid-points on the interpolated spline equally distributed were selected to obtain crossing via-point of the six lines of action as in the models. The same method was repeated for each slice along the muscle. To form the line of action of the muscle, via-points identified on each slices were connected by a spline with the origin and insertion points. As it was not possible to identify these on the MRI data, they were defined manually by reproducing the origin and insertion points that were in the model.

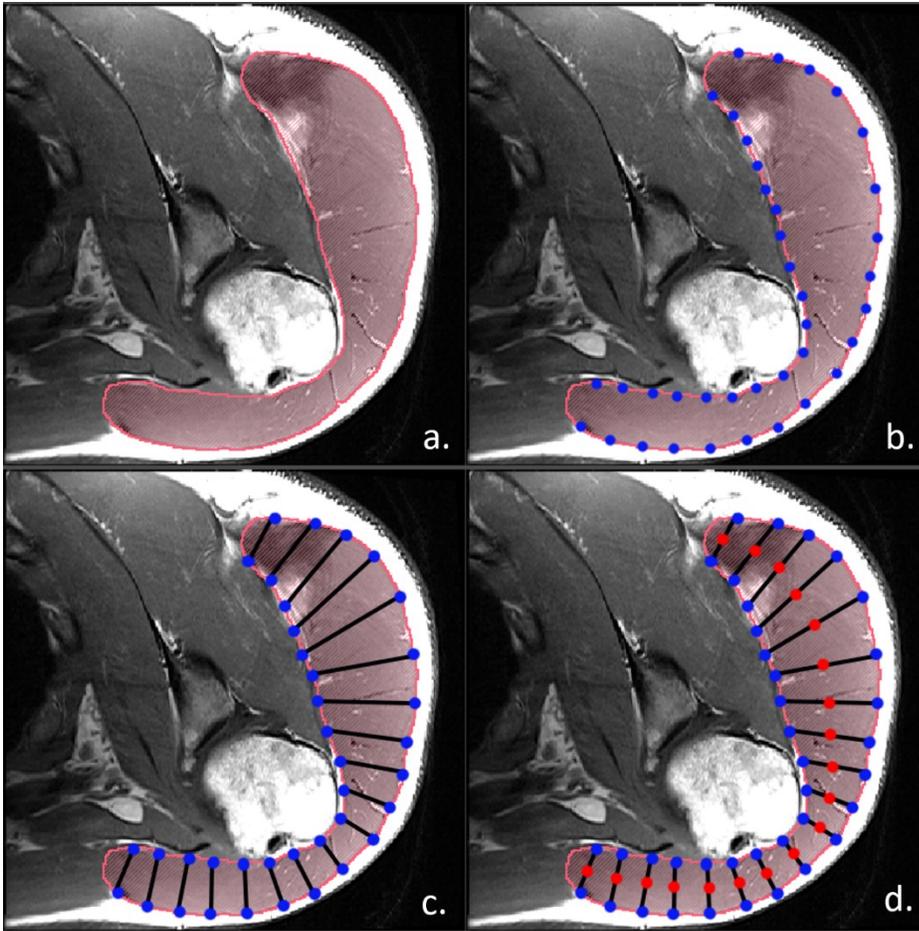


Figure 40 - Illustration of the method for the segmentation of a muscle in line of action on the deltoid muscle. (a) Shows the segmentation. (b) Digitisation of points to segment muscle boundary. (c) Pairs of points are formed between each side of the muscle. (d) According to these pairs of points, centroids are determined.

2.2.7 Appendix 2

Muscle length of each lines of action, for the MRI position for the three muscle

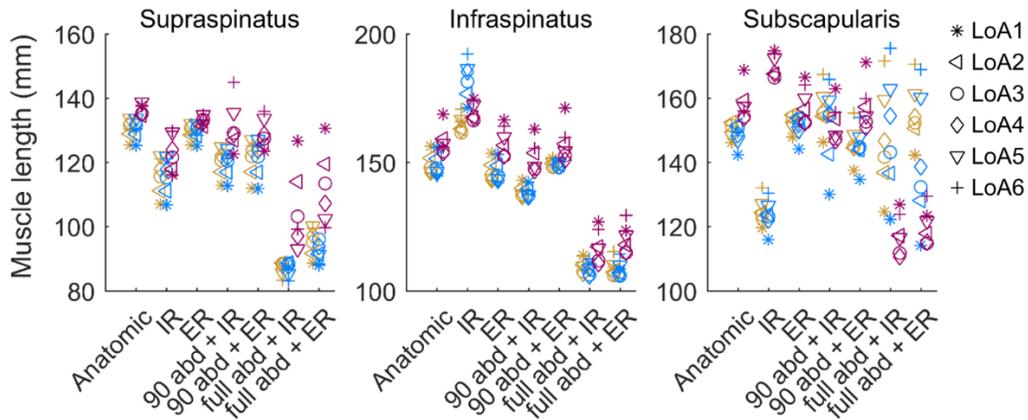


Figure 41 - Length of each line of action (LoA) for the seven arm configurations (mesh in orange (first values), line in blue (second values) and MRI in purple (third values)).

2.2.8 Appendix 3

Representation of lines of action of the line model when simulating flexion

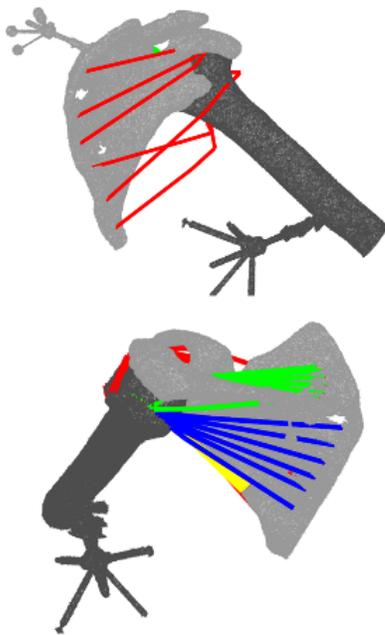


Figure 42 - Lines of action during flexion for the subscapularis in red (A) and supraspinatus in green (B). The lines of action spread over the humeral head (A) or penetrate into the scapula (B) leading to sudden change in muscle length

2.2.9 Appendix 4

Mesh, line and MRI model moment arm for each MRI posture

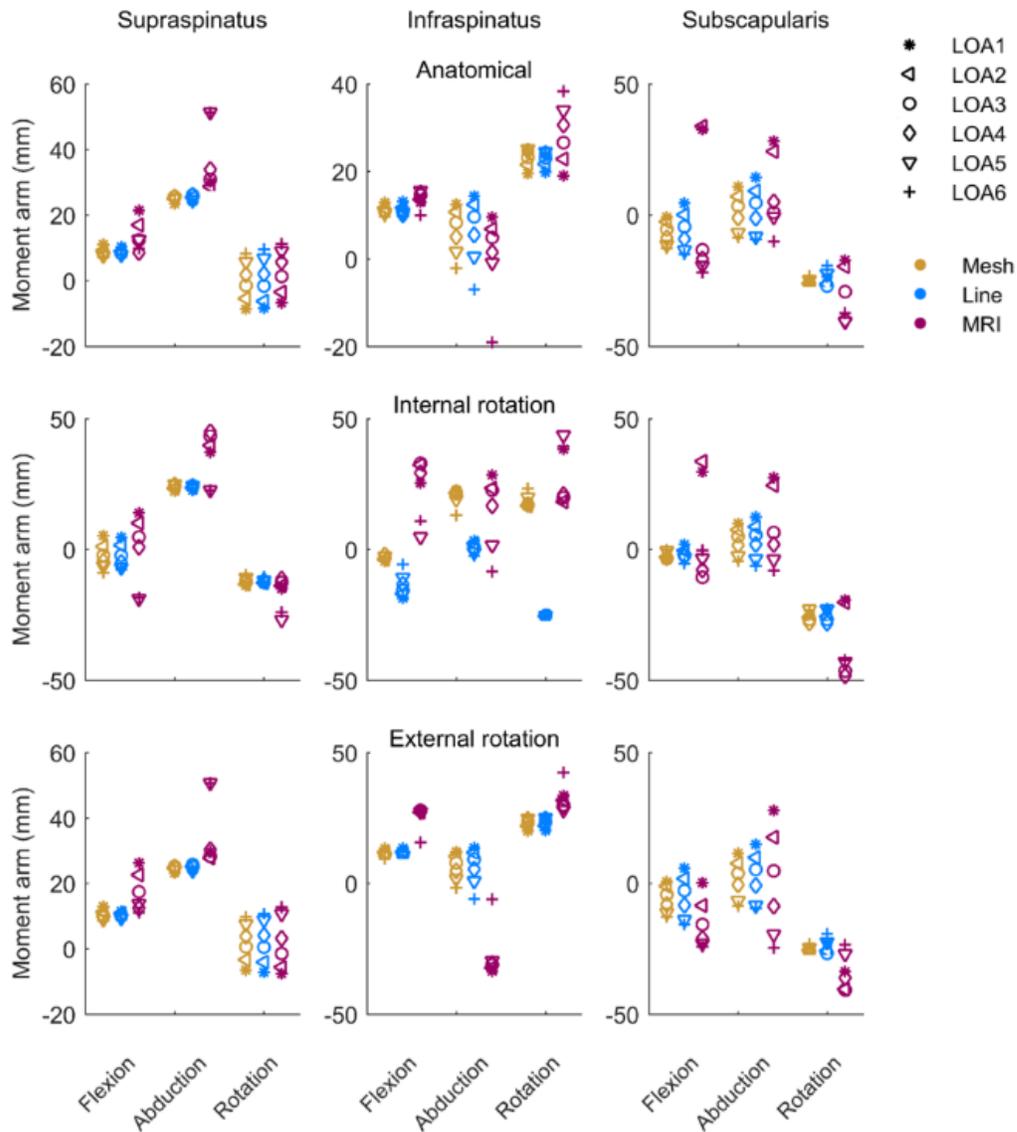


Figure 43 - Moments arm for MRI postures (anatomical, internal and external rotation) for the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis according to the flexion, abduction and rotation axes. Mesh corresponded to the first values, line to the second and MRI to the third values.

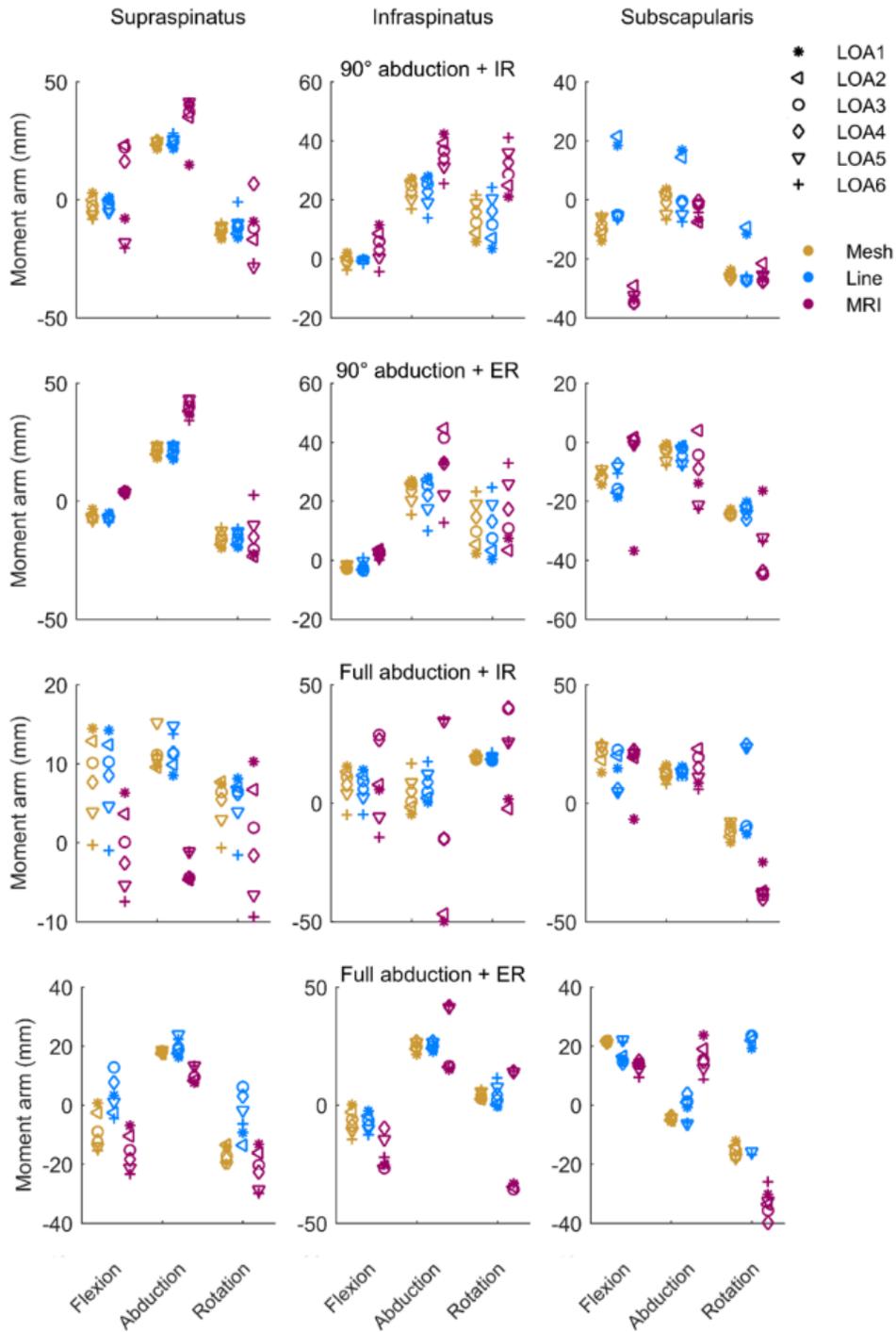


Figure 44 - Moments arm for MRI postures (90° and full abduction with internal and external rotation) for the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis according to the flexion, abduction and rotation axes. Mesh corresponded to the first values, line to the second and MRI to the third values.

Chapitre 3 – Utilisation d'un modèle éléments finis pour la prédiction des trajectoires musculaires

3.1 Apport original de l'étudiant et contribution des co-auteurs

Ce troisième chapitre de thèse présente notre deuxième article publié qui s'intitule : « Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model ». Cet article, coécrit par Marion Hoffmann, Mickaël Begon, Yoann Lafon et Sonia Duprey, est paru en 2020 dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

La contribution principale de cet article revient à Marion Hoffmann. La méthode a été développée avec l'aide des coauteurs Mickael Begon, Yoann Lafon et Sonia Duprey. Les simulations ayant mené aux résultats présentés dans l'article ont été effectuées par Marion Hoffmann. L'article a été écrit par Marion Hoffmann, guidé par les conseils et remarques de tous les coauteurs.

3.2 Article n°2

Cette deuxième étude s'inscrit dans la continuité de la précédente en proposant une nouvelle technique de modélisation : la modélisation par éléments finis. Ce travail a permis de développer un modèle éléments finis de la coiffe des rotateurs et de deltoïde pour l'estimation des bras de levier 3D. Plusieurs cinématiques ont été imposées au modèle afin d'évaluer sa fiabilité en comparaison avec des données de la littérature et des données IRM. La sensibilité des bras de levier aux zones d'insertion des tendons a également été quantifiée. L'hypothèse initiale de cette étude était que la modélisation élément finis (tenant compte des volumes musculaires et des interactions entre les structures) permettrait d'estimer plus fidèlement les bras de levier et les trajectoires musculaires que les modèles multicorps.

Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model

M. Hoffmann^{1*}, M. Begon^{1,2}, Y. Lafon³, S. Duprey³

¹*Institute of biomedical engineering, Université de Montréal, Montréal, Canada;*

²*School of kinesiology and physical activity sciences, Université de Montréal, Montréal, Canada*

³*Laboratoire de Biomécanique et mécanique des chocs, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon, France, LBMC UMR_T9406*

Accurate muscle geometry is important to estimate moment arms in musculoskeletal models. Given the complex interactions between shoulder structures, we hypothesized that finite element (FE) modelling is suitable to obtain physiological muscle trajectory. A FE glenohumeral joint model was developed based on medical imaging. Moment arms were computed and compared to literature and MRI-based estimation. Our FE model produces moment arms consistent with the literature and with MRI (max 17 mm differences). The inferior and superior fibres of a same muscle can have opposite action; predictions of moment arms are sensitive to muscle insertion (up to 20 mm variation).

Keywords: finite element model; shoulder; sensitivity of the footprint location; moment arms

3.2.1 Introduction

Musculoskeletal models can non-invasively estimate muscle and joint loadings particularly in the purpose of improving diagnosis and treatment Holzbaaur et al. (2005a). In so-called 1D models, muscles are defined using one or several independent lines of action. Constraints accounting for muscle unicity (no line of action of the same muscle

can behave differently from the whole) are difficult to implement. For example, in 1D deltoid models, each part of the muscle (anterior, middle and posterior) can move freely with respect to the others while in reality the middle fibres are constrained by the anterior and posterior fibres (Webb et al. 2014a). To solve such geometric issues, surface or 2D models were developed by adding constraints between the lines of action of a given muscle to account for muscle unicity (Hoffmann et al. 2017a). For movements with high arm elevation, shoulder 2D model provide limited accuracy (errors up to 18% on muscle length and 24 mm in moment arms) because the algorithm – used to compute the muscle trajectory – minimizes the distance between insertion and origin points while wrapping geometrical objects. In this case, the lines of action take the shortest path instead of taking account of muscle volume and deformation which involves a more curved trajectory (Holzbaur et al. 2007). Development of shoulder musculoskeletal models remains challenging due to the complex 3D arrangement of fibres that are interdependent and evolve during the movement.

Modelling shoulder muscle geometry is complex because muscles wrap over each other and over the humeral head. Furthermore, these interactions should be taken into account over a large range of motion (Haering, Raison, et al. 2014a). To accurately represent shoulder muscle geometry, muscle-muscle and muscle-bone interactions should be modelled. In 1D and 2D models, via-points and wrapping objects are used to represent contact with surrounding tissues and to account for such geometrical constraints. Via-points are defined in the space and lines of action are constrained to pass by it. This modeling technique lack of realism for overhead movement (flexion or abduction over 120°): the muscle taking a non-physiological V-shape. Similar issues can occur when using wrapping object: lines of action of a same muscle can spread on bony

reliefs such as the humeral head especially during axial rotation (Marsden et al. 2008). In this condition, it is difficult to define optimal via-point positions suitable for the whole shoulder range of motion. It requires to know how the muscles are deforming in three dimensions.

Deformable volume models such as 3D finite element models seem to be a promising method to accurately represent muscle geometry. It allows the representation of structure interactions and complex representation of fibre trajectories (Blemker and Delp 2005a). Webb, et al. (2014a) developed a finite element model limited to the rotator cuff muscles and deltoid which was only evaluated for simple motions, like axial rotation. Moreover, it requires a high computational time. The recent model of Zheng et al. (2019) includes the major structure of the shoulder complex: bones (clavicle, humerus and scapula); humeral and glenoid cartilage; rotator cuff muscles; ligaments (coracohumeral ligament, superior glenohumeral ligament, middle glenohumeral ligament and inferior glenohumeral ligament) but the authors did not a complete validation. In most cases, the model evaluation is performed by comparing moment arms to literature data. Some effort must be done to have rigorous *in vivo* experimental data for evaluation of the finite element results as underlined by Zheng, Zou, Bartolo, et al. (2017).

Understanding how the estimation of muscle geometrical parameters influence the prediction of muscle function is important because many parameters as insertions area could not be easily obtain *in vivo* and vary widely in the literature. The locations of muscle origin and insertion points affect the predicted moment arms (Carbone et al. 2012b) as well as muscle force predictions (Bolsterlee and Zadpoor 2014b) because it influences the definition of the line of action. Moreover, Ackland et al. (2012b) noticed

a muscle-specific sensibility of the moment arms on the muscle function. Therefore, a special attention must be paid to the definition of insertion and origin points, not to compromise the estimation of muscle force (Leschinger, Birgel, Hackl, Staat, Müller and Wegmann 2019).

A 3D finite element model of the rotator cuff muscles and deltoid has been constructed based on medical images. The aims of this study were (i) to compute physiological lines of action of the rotator cuff muscles and deltoid and (ii) to assess the sensibility of the moment arms to the geometry of the tendon footprint. The model prediction (in terms of moment arms and muscle lengths) will be evaluated by comparing simulation results with MRI data, the moment arms will also be assessed by comparison with literature data. We hypothesize that predictions obtained with the FE model will have reduced errors (less than 15% error on muscle length and 15 mm on moment arms) compared to 1D and 2D models described in Hoffmann et al. (2017b).

3.2.2 Methods

3.2.2.1 FE model development

The left shoulder bone geometry (scapula, humerus and clavicle) of a 32-year-old participant with no history of shoulder pathologies or injuries (weight: 80 kg; height: 1.72 m) was imaged in an axial mode using a CT-scan. Then, using a 3T-MRI scanner (MAGNETOM Skyra, Siemens Healthcare), the same shoulder was imaged using a fast spin echo sequence to reconstruct the muscle geometry (supraspinatus SS, subscapularis SB, infraspinatus IS and deltoid DEL) (fully described in Hoffmann, et al. (2017a)). Surfaces of the muscles, tendons and bones from the MRI and CT-scan were

manually segmented using the Seg3D software (Seg3D 2013). Muscle geometry from the MRI and bone geometry taken from the CT-scan images were fused together to recreate the shoulder model (Figure 45). Bones and muscles segmentation were smoothed using the 3Dslicer software (Kikinis et al. 2014). Using Scilab, the surface mesh quality was improved, and the interpenetrations were removed. The tetrahedral volume mesh was done with Gmsh (Geuzaine and Remacle 2007).

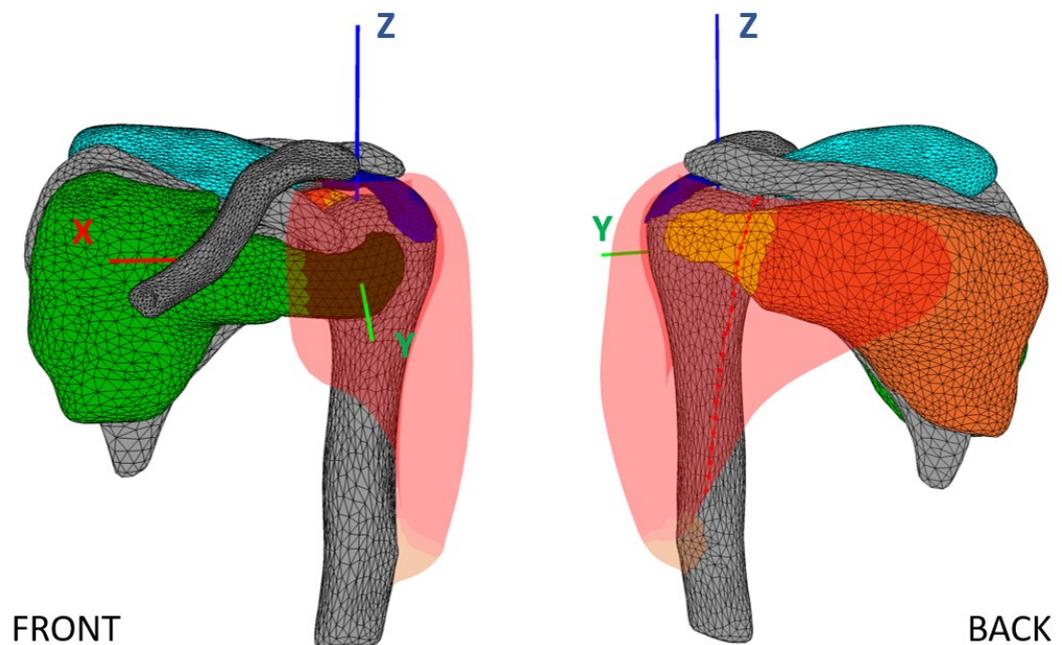


Figure 45 - The finite element model of the left shoulder: bones in grey, supraspinatus in blue, subscapularis in green, infraspinatus in yellow and deltoid in transparent red. One line of action of the deltoid is illustrated on the back view. The bones axes (here the illustration of the humerus coordinate system) were defined in accordance with the recommendations of the Internal Society of Biomechanics (Wu et al. 2005b).

Muscle and tendon geometries were meshed with tetrahedron elements (Figure 45; Tableau 9 in Appendix). Bones were meshed with linear triangular surface elements and represented as rigid bodies as in Webb, et al. (2014a). Muscles and tendons were connected to the humerus using a continuous mesh. There is also a surface mesh

consisting of triangular elements to represent the fasciae of the muscles. The fascia was modelled as an elastic material (see Tableau 9 in Appendix for all parameters). Nodal rigid bodies were used to rigidly attach the muscles to their respective origin on the scapula or clavicle. Furthermore, a tetrahedral mesh was added between the infraspinatus and supraspinatus tendon to recreate the tendon fusion (Curtis, et al. 2006). A mesh convergence study, done on the deltoid, showed that decreasing the element sizes by half, leads to difference of less than 0.8 cm for the lines of action position. Muscles were modelled using a Mooney Rivlin material law (Stelletta et al. 2016) (Tableau 9 in Appendix). Tendons were modelled with a linear elastic material (Itoi et al. 1995) (Tableau 9 in Appendix). This model only characterises the passive behaviour. Simulations with anisotropic material were performed but did not converge in large range of motion (Tableau 9). Thus, an isotropic material was used for soft tissues. Fortunately, small discrepancies were obtained between anisotropic and isotropic simulations. Mechanical interactions were modelled with a frictionless contact model (automatic contact surface-to-surface in LS-Dyna). Penalty coefficients were assigned to mechanical contacts that may occur anatomically. This matrix was imported, and a differentiated bilateral contact pattern was created between the outer envelopes of the solids concerned (Tableau 10 in Appendix).

3.2.2.2 Boundary conditions and simulations

During the simulations, the scapula and clavicle were kept fixed. The three rotations of the humerus around the centre of the humeral head were prescribed and translations were not allowed. Simulations were performed using an explicit integration scheme in LS-DYNA (LSTC, Livermore, CA, USA). A damping global coefficient of a value of 500 was

used. To validate the model according to the range of moment arm found in the literature (Hik and Ackland 2019a), three shoulder motions were simulated: a glenohumeral abduction from 0° to 120° with a 3° increment, flexion from 0° to 60° with a 2° increment, and an internal-external rotation from -45° to 45° with a 1.1° increment. Additional movements were simulated for comparison with six additional MRI data from the same shoulder with a large range of motion (Hoffmann, et al. 2017a). The comparison was only done at the end of the movement to compare the postures with MRI results. Comparisons with the 1D and 2D models Hoffmann, et al. (2017b) were also performed.

3.2.2.3 Model evaluation

The principal lines of action of the muscle were modelled using series of lines of action passing through the middle of the muscle volume as in Marsden (2010) (17 points per line for the SS, 10 for the SB, 14 for the IS, and 21 for the DEL, see Figure 46). The initial position P_j^0 of the lines of action was defined in the initial mesh of each tendon-muscle unit. To calculate the position of the lines of action at a time t_i , the position of the clusters of points P_j^0 at time t_i was determined according to the nodal deformation from the FE simulation. Six lines of action were used for the rotator cuff muscles and four for each of the anterior, middle and posterior parts of the deltoid. Lines of action were implemented in the same way in MRI muscle reconstruction to target moment arms and muscle lengths (see Hoffmann, et al. (2017a) for more details). Moment arms were reported according to their xyz-components namely, flexion, abduction and rotation. Moments arms were expressed as the cross product between the vector from the glenohumeral centre of rotation to the muscle first point of contact with the humeral

head and a unit vector representing the direction of the line of action (mean direction of each line of action, Figure 46). The first point of contact was defined as the first point entering in contact with the wrapping object representing the humeral head when considering a line going from the origin to the insertion (Figure 46). The mean moment arms for each muscle was calculated (as there were six lines of action for each rotator cuff muscle and four for each part of the deltoid). The standard deviation of all the lines of action of a same muscle was reported. Muscle lengths, based on the average length of the lines of action for each muscle, were also calculated for the comparison with MRI data.

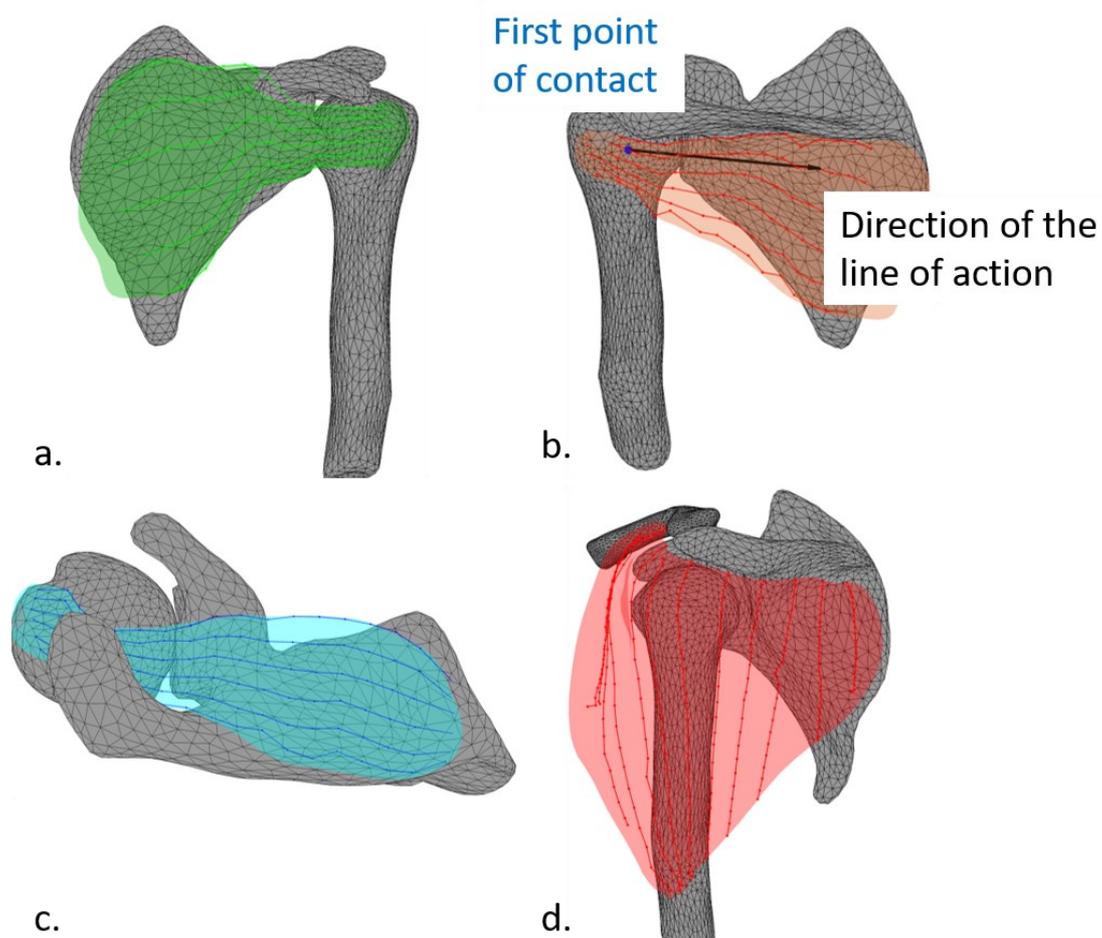


Figure 46 - Representation of the lines of action for each muscle. a. Six lines of action for the subscapularis. b. The six lines of action for the infraspinatus with the illustration of the first point of contact in blue and the direction of the line of action (dark arrow).

c. The six lines of action of the supraspinatus. d. The twelve lines of action of the deltoid.

To assess the sensibility of the FE model to muscle insertion on the humerus, insertion areas were shifted by approximately 10 mm (\pm element size) from their initial position in the upward/downward (Z-axis) and medial/lateral (X-axis) direction according to the local system of coordinate of the humerus. This magnitude for sensibility analysis was chosen in agreement with Carbone, et al. (2012b) for the lower extremity, and corresponds to the requirement of surgery related to supraspinatus tendon, for which the tendon footprint could be shifted medially up to 10 mm (Yamamoto, et al. 2007). To model this shift, the geometry of the tendon and muscle were adapted to fit the new insertion positions, and then the tendon nodes were reattached to the humerus surface (new insertion areas are shown in Figure 48). Some initial interpenetration could be accepted when nodes placed on the triangles are not coincident with the underlying nodes. Each muscle-tendon unit was moved separately except for the infraspinatus and supraspinatus which were moved together because of fusion between their tendons. Twelve simulations were performed for the sensibility analysis (3 groups of muscles x 4 directions) for each movement (abduction, flexion and rotation) and moment arms were reported.

3.2.3 Results

3.2.3.1 Model assessment

The variations and range of moment arms obtained with the FE model matches those

from the literature review (Hik and Ackland 2019a), except for the middle deltoid fibres when performing abduction (Figure 47 for abduction and Figure 49 and Figure 50 in supplementary material for flexion and rotation). Comparisons with the same geometry for 1D and 2D models (Hoffmann, et al. 2017b) are available in Tableau 11 in supplementary material.

Abduction moment arms of the infraspinatus varied from -14.8 mm (adduction) to 12.7 mm (abduction) at neutral position (0° abduction) and from 4.8 mm to -18.4 mm at 120° abduction. The average standard deviation for the abduction moment arms of the subscapularis was 10.7 mm. In the literature, moment arms of the subscapularis indicate adduction while our model shows both functions: adduction (inferior fibres) and abduction (superior fibres). The moment arms of the supraspinatus varied the least with an average standard deviation of 4.7 mm during the movement.

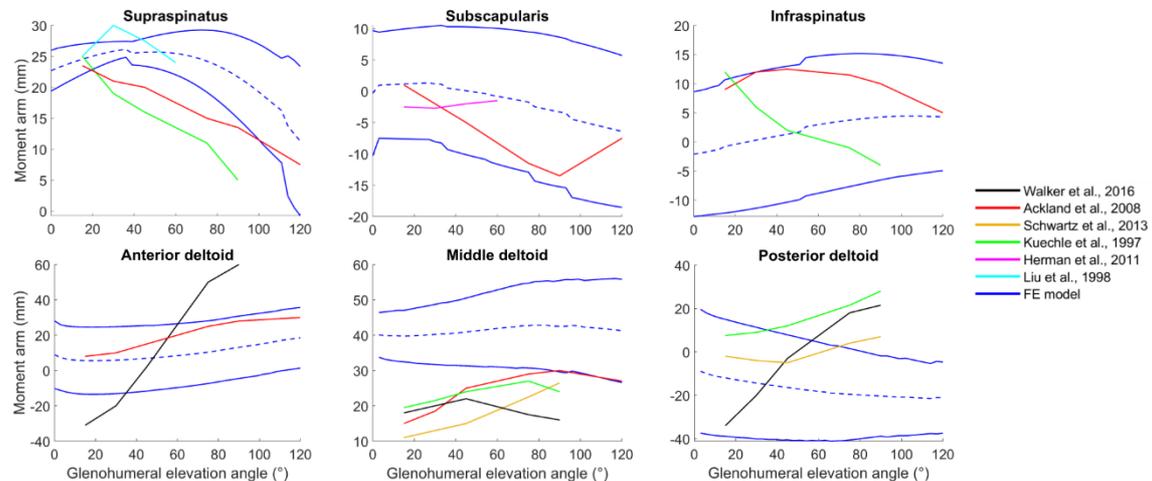


Figure 47 - Average moment arms in abduction from various studies (Hik and Ackland 2019a) and the mean (blue dashed line) and the standard deviation (blue line) from the model (Ackland, et al. 2008, Herrmann, et al. 2011, Kuechle, et al. 1997, Liu, et al. 1997, Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang, Saltzman, et al. 2013, Walker, Struk, Matsuki, Wright, Banks, et al. 2016).

When compared with the lines of action obtained from the MRI data (Tableau 7), a maximum error of 31 mm for moment arms and 14.9% for muscle lengths was observed, except for the configurations higher than 90° in abduction where the errors were up to 36.5 mm for the moment arms and 33.4% for muscle lengths. The highest errors were observed on flexion moment arms especially for the deltoid.

Tableau 7 - Mean errors muscle length (%) and moment arm (mm) of the FE model relative to the MRI model for the anatomical position and 5 other configurations for the supraspinatus (SS), subscapularis (SB), infraspinatus (IS) and deltoid (DEL). The error was calculated as the difference between the moment arm predicted by the model and the one calculated according to the MRI (which is defined as the reference) divided by the latter. Values in red were conditions where the hypothesis was not respected

| Positions | Error in muscle LENGTH (%) | | | | Errors in FLEXION moment arm (mm) | | | | Errors in ABDUCTION moment arm (mm) | | | | Errors in ROTATION moment arm (mm) | | | |
|------------------------|----------------------------|------------|-------------|-------------|-----------------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------------------------------|-------------|-------------|--------------|------------------------------------|------------|------------|------------|
| | SS | SB | IS | DEL | SS | SB | IS | DEL | SS | SB | IS | DEL | SS | SB | IS | DEL |
| Anatomical | 5.1 | -0.4 | 2.9 | 2.5 | 0.4 | -0.05 | -2.6 | -5.1 | -4.0 | -6.9 | -4.6 | 1.5 | -5.9 | 3.8 | 0.5 | 0.2 |
| Internal rotation (IR) | 14.9 | 3.1 | 3.2 | 4.1 | 5.1 | 7.6 | 3.2 | 4.8 | -3.3 | -7.4 | -10.2 | 1.9 | 1.9 | 3.3 | 1.6 | -0.1 |
| External rotation (ER) | 5.5 | 1.9 | -2.9 | 2.7 | -4.6 | -4.1 | -2.4 | -3.8 | -4.3 | -6.8 | -3.9 | -1.4 | 2.9 | 2.9 | 1.2 | 0.1 |
| 90° abduction + IR | 13.2 | -3.9 | 4.5 | -6.4 | -1.0 | -0.3 | -7.8 | -31.1 | -6.5 | 5.6 | -13.6 | -6.8 | 6.3 | 3.6 | 8.7 | 2.8 |
| 90° abduction + ER | 16.2 | 5.5 | 6.7 | 13.7 | 2.5 | -5.0 | -0.9 | -30.9 | -1.3 | 4.3 | -12.0 | -18.2 | -1.5 | 1.3 | 12.6 | 2.6 |
| Full abduction + ER | 33.4 | 7.1 | 20.4 | 19.8 | -1.3 | -5.9 | -4.8 | -36.5 | -0.1 | -3.6 | -9.3 | -1.9 | 5.7 | 1.0 | 1.4 | 2.1 |
| Mean | 14.7 | 3.6 | 5.8 | 6.1 | -0.2 | -1.3 | -2.6 | -17.1 | -3.3 | -2.5 | -8.9 | -4.2 | 1.6 | 2.6 | 4.3 | 1.3 |

3.2.3.2 Model sensitivity to muscle insertion

Average moment arms in abduction varied substantially (differences up to 19.3 mm on subscapularis moment arm) within a muscle when insertions were moved (Figure 48 for abduction and Figure 51 and Figure 52 in supplementary material for flexion and rotation). On average, the shape of the curves remained the same between insertion configurations, but the values of the moment arms changed. Average moment arms in abduction for the subscapularis varied from 8.7 mm (upward in red) to -11.8 mm (downward in green) at neutral position and from -6.1 mm (upward in red) to -10.6 mm (downward in green) at 120° abduction. These differences could lead to abduction or adduction muscle function according to the insertion area. Differences between moment arms up to 18 mm were observed in the infraspinatus.

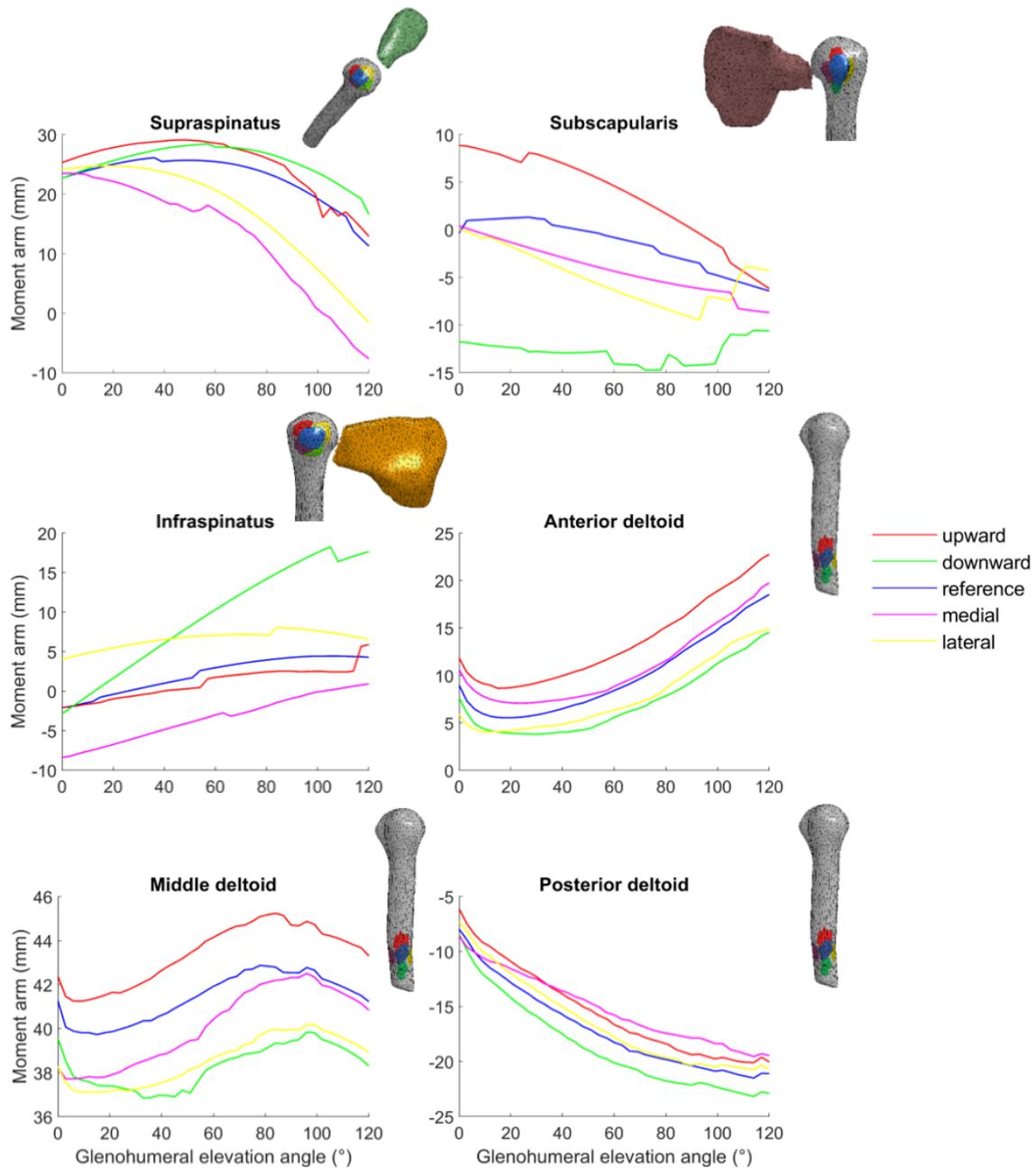


Figure 48 - Mean (n = 6 lines of action for the rotator cuff muscle; n = 4 for each part of the deltoid) moment arms in abduction for the 5 positions (reference in blue, 10 mm upward in red, downward in green, medial in purple and lateral in yellow) of the footprint area for each muscle and the corresponding illustration of insertion area for each muscle.

3.2.4 Discussion

A 3D FE model of the rotator cuff muscle and deltoid was developed to accurately (in a

range of error of 15% for muscle length and 15 mm for moment arms) predict muscles geometry (length and moment arms) by accounting for muscle volume conservation and muscle interaction with surrounding tissues, while taking into account the variability of the tendon footprint location on the humeral head. The main findings of our study are that (i) our model produces moment arm variations that are consistent with the results from the literature (Hik and Ackland 2019a); (ii) our model predicted higher variability in moment arms across fibres within each muscle than in 1D musculoskeletal models where muscles are often represented with few lines of action (Quental et al. 2015a); (iii) changing muscle insertion of 10 mm could lead to a prediction of antagonist function of the lines of action. Our hypothesis is respected except for the moment arms in flexion for the deltoid in three configurations and for the muscle length of movement with high amplitude of movement.

The moment arms standard deviation showed a high variability between each lines of action moment arms with a maximal value of 27.5 mm. Our FE model showed more variability in moment arms within a muscle compared to the representations with one line of action from the literature. This reinforces the recommendation of Quental, et al. (2015a) about the need for several (≥ 6) lines of action to represent each rotator cuff muscle (same number of lines actions used as in Nikooyan, et al. (2011)). Furthermore, simulations were conducted on a higher abduction range of motion than usual. The maximum amplitude of movement was restrained to 120° of glenohumeral abduction which corresponds to 180° of thoracohumeral elevation considering a scapulohumeral rhythm of 2:1. These ranges of motion were in accordance with cadaveric studies (Hik and Ackland 2019a) and were higher than the ones tested using

other FE models (Webb, et al. 2014a). Therefore, our finite element model seems to be a good tool for estimating the moment arms over a large range of motion.

When compared to the literature data, results showed some differences in amplitude of moment arms. The variability could be explained by the choice of the insertion area and the muscle fibres considered: differences in moment arms with the literature was up to 22.3 mm but sensibility study also showed variations up to 18 mm. In general, differences between our results and experimental data could be explained by the use of different measurement techniques to compute moment arms between our study (geometric method) and the literature (tendon excursion performed on cadaveric subject). Indeed, an average difference of 7.2 mm was found by Hughes et al. (1997b) for the infraspinatus moment arm in abduction between the geometric method and the tendon excursion method. Moreover, there are some differences between *in vivo* volunteer movement and *in vitro* forced one, and the uncertainty on boundary conditions could lead to some divergences when compared to the literature. Despite these differences, the predictive moment arms our FE model is reliable to predict muscle fibres function as it reproduces the same behaviour as reported in the literature.

The FE model and the results found in literature data both showed that the middle deltoid fibres are abductors but not with the same amplitude: the maximum abduction moment arm for the FE model is 52.3 mm while the maximum from the literature data is about 30 mm (Hik and Ackland 2019a). Moment arms for the fibres of the middle deltoid are twice higher in the FE model than what could be found in the literature (Figure 47), meaning that for the same activation the muscle will generate twice the joint torque in abduction. This may also explain why, in arm abduction, the middle deltoid is not much involved when muscle activation is estimated using static

optimization. However, the deltoid moment arm error in abduction between our FE model and MRI-based measurements in full abduction with external rotation is very small: 1.9 mm (last position in Table 1). Difference with the literature could be explained by the difference in the characteristics of the participants. Indeed, our FE model was developed based on the imaging of a 32-year-old healthy and active adult, whereas literature data used for the comparison came from cadaveric studies on older population that could suffer from muscle sarcopenia (average age of specimens used in the study ranges from 59 to 87-year-old). Moreover, comparison with the same geometry show less difference in moment arms with the FE model than with classic musculoskeletal model: the mean differences on moment arms for the 1D, 2D and 3D model is 6.3 mm, 4.5 mm and 2.6 mm respectively (results Tableau 11 in supplementary material). This reinforces the need to have more subject-specific validation data or to be able to take account of subject morphology when assessing a model because some errors are just associated with a difference in subject characteristics.

Finite element model offers the ability to consider interaction between structure which is one of the weakness of 1D and 2D musculoskeletal model. For example, the deltoid is usually represented by three independent compartments (anterior, middle and posterior parts) which are assumed to be mechanically independent, and whose paths can move freely with respect to one another. A previous study (Stelletta, et al. 2016) focusing on the lower limb did some comparison simulation between two conditions: with and without taking into account interaction between structure. The results showed that interactions between structures play an important role in the evaluation of muscle trajectories and muscle forces: errors between musculotendinous forces with and without considering interaction could be up to 34.4%. Given the

variability observed for the moment arms in this study, another important aspect for geometric modelling is the number of lines of action used to represent each muscle for the prediction of moment arms (Quental, et al. 2015a). Using 6 lines of action to represent the rotator cuff muscle and 12 for the deltoid offered an appropriate representation of muscle trajectories since with this amount, each fibre could have a distinct function without adding unnecessary redundancy in the model.

Parametrization of 3D FE models is more complex than 1D and 2D models as they need more input data. Usually, the construction of 3D FE models requires specification about the spatial arrangement of fibre directions obtained using a mapping method (Kim et al. 2007). As we defined the trajectory of lines of action independently of the mesh of the muscle and because the material property used is isotropic, there is no need to have a very complex mesh following fibre directions. Furthermore, the convergence study conducted on the deltoid shows that decreasing element size by half leads to the same errors when comparing the moment arms with MRI. To provide an initialised state of the FE model, it was assumed that all areas of muscle and tendon are at zero state strain, which is a questionable assumption. For example, Elwell et al. (2018) used “strings of pearls” representation to initiate some stretches within fibres. However, the values used to pull on the springs were not based on physiological data. Future experimental measurements should be performed to assess the initial stretches within fibres in each muscle.

The present study has some limitations. First, although the model works well in abduction, some improvements have to be made to be able to perform simulations over the full range of motion allowed on the shoulder. The calculation convergence was difficult at high elevation angle due to high muscle deformations and the lack of initial

stretches within fibres. The convergence issue could probably be solved by creating a new mesh at a certain critical angle. Including the scapula movement and allowing translation for the humerus head could also help having a better representation for higher elevation angles as it will imply fewer kinematics constraints. Muscles should be modelled as anisotropic, but comparison were made between both material properties for muscle and less than 1.5 mm differences between moment arms were observed. Finally, the FE model did not take account of muscle activation yet as in Zheng, et al. (2019) and Webb, et al. (2014a). However, in these models, no validation was done of the active compartment of the models. Avoiding active compartment seems to be a good compromise between having a physiological representation of muscle trajectory and computation time (simulation took a few minutes for our model (1 core, single precision, Intel Xeon processor, 24 Go RAM) compared to 20h for Webb, et al. (2014a)). Future work should focus on muscle activation with validation based on experimental data of muscle deformation at different levels of isometric contraction (Hoffmann et al. 2019). The muscle activation will be performed using 3D constitutive law enabling activation (Nagy et al. 2018).

The footprint location of rotator cuff muscles is particularly important in tendons transfer surgery which consists in reattaching the tendon on the bone surface. It could be employed to improve the function for patients with irreparable rotator cuff tears (Neri et al. 2009a). Apreleva, et al. (2002) showed that in case of surgical intervention on the rotator cuff tendon, the repairs did not restore the initial supraspinatus footprint. As seen in this study, reattaching the tendon could be challenging as a variation in tendon footprints could lead to another muscle function. Indeed, the sensitivity study performed showed differences in moment arms up to 20 mm for some muscles during

abduction resulting in muscles becoming either abductor or adductor depending on insertion area. This study underlines the need for a better understanding of the anatomy and biomechanics as well as surgical skills (Mueller and Hoy 2014) to preserve shoulder integrity after surgery. Surgery could lead to a reduction of the supraspinatus moment arm (Leschinger, Birgel, Hackl, Staat, Müller and Wegmann 2019). More studies concerning anatomical insertion and origin area for shoulder muscles should be performed to better initialise musculoskeletal models and have a better understanding of muscle function.

Our FE model could be used in prospective simulations representing pathological conditions. For example, tears could be modelled by deleting some 3D elements in the tendon. It would help to improve the understanding of rotator cuff tears and assess the main difference between symptomatic and asymptomatic patient for tears with the same characteristics. The work of Jackson et al. (2012) and Jackson et al. (2013b) could also be adapted in a 3D numerical study to evaluate optimal shoulder immobilisation postures that reduce stress, strain and mechanical coupling between muscle compartments after surgical repair of the rotator cuff tendons.

3.2.5 Conclusion

The 3D FE model of the glenohumeral joint predicted moment arms in accordance with the values reported in the literature. Furthermore, our model predicted higher variability in moment arms across fibres within each muscle than 1D musculoskeletal models. Our study underlined the fact that uncertainty on muscle insertion could lead to a prediction of opposite function of the lines of action (for example adduction instead of abduction). The model developed here could be used to better understand

mechanisms of shoulder injuries.

3.2.6 Acknowledgments

The work was supported by a NSERC grant and the financial support from the Auvergne - Rhône-Alpes region (SCUSI project 2017).

3.2.7 Appendix

Tableau 8 - Summary of the number of nodes and elements used in the finite element model

| | Bones | | | Muscle and tendon | | | |
|--------------------|-------------|---------|----------|-------------------|---------------|-------------------|---------|
| | Humeru s | Scapula | Clavicle | Supraspinatu s | Subscapularis | Infraspinatu s | Deltoid |
| Number of nodes | 1503 | 1503 | 1503 | 2926 | 2504 | 2627 | 2531 |
| Number of elements | 3001 | 3000 | 3000 | 11499 | 9431 | 10346 | 9427 |

Tableau 9 - Input parameters for the material properties used to represent fascia, tendon and muscle

| | | Mass density (kg/m ³) | Poisson's ratio | Young's modulus (MPa) | A | B |
|---------|--|-----------------------------------|-------------------------------------|-----------------------|---------------|---|
| Fascia | Elastic | 1200 | 0.40 | 270000 | | |
| Tendon | Linear elastic | 1200 | 0.40 | 270000 | | |
| Muscles | Mooney Rivlin | 1200 | 0.49 | | 8 | 2 |
| | | Mass density (kg/m ³) | Hyperelastic coefficients | Young's modulus (MPa) | Stretch ratio | |
| Muscles | Transversely isotropic hyperleastic | 1200 | C1 = 4000 C2 = 1000 C3 = 2.09 | 500000 | 1.1 | |

C4 = 32.2

C5 = 618.2

Tableau 10 - Penalty coefficient used in the definition of contacts between surfaces

| Contacts | | Bones | | | Muscles | | | | Tendons | | | |
|----------|------|-------|-----|------|---------|----|----|-----|---------|----|----|-----|
| | | CLAV | HUM | SCAP | SS | SB | IS | DEL | SS | SB | IS | DEL |
| Bones | CLAV | | | | | | | | | | | |
| | HUM | 0 | | | | | | | | | | |
| | SCAP | 0 | 0 | | | | | | | | | |
| Muscles | SS | 50 | 50 | 50 | | | | | | | | |
| | SB | 50 | 50 | 50 | 50 | | | | | | | |
| | IS | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | | | | | | |
| | DEL | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | 50 | | | | | |
| Tendons | SS | 50 | 40 | 50 | 0 | 50 | 50 | 50 | | | | |
| | SB | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 | 50 | 50 | 50 | | | |
| | IS | 50 | 50 | 50 | 50 | 0 | 0 | 20 | 50 | 50 | | |

| | | | | | | | | | | | |
|--|-----|---|----|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | DEL | 0 | 50 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
|--|-----|---|----|---|---|---|---|---|---|---|---|

3.2.8 Supplementary material

Comparison between models integrating 1D (line), 2D (mesh) and 3D (finite element (FE)) muscle representations.

Tableau 11 - Mean errors muscle length (%) and moment arm (mm) of the line and mesh models relative to the MRI model for the supraspinatus (SS), infraspinatus (IS), subscapularis (SB) and deltoid (DE).

| Positions | Model | Errors in muscle LENGTH (%) | | | | Errors in FLEXION moment arm (mm) | | | | Errors in ABDUCTION moment arm (mm) | | | | Errors in ROTATION moment arm (mm) | | | |
|---------------------------|-------------|-----------------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------------------------|-------------|-------------|--------------|-------------------------------------|-------------|-------------|-------------|------------------------------------|-------------|-------------|------------|
| | | SS | IS | SB | DE | SS | IS | SB | DE | SS | IS | SB | DE | SS | IS | SB | DE |
| 1. Anatomical | Line | -4.5 | -6.0 | -6.8 | 0.6 | 4.9 | 2.4 | 5.4 | 12.8 | 12.6 | -5.5 | 6.4 | 15 | 2.5 | 5.7 | -6.5 | 3.5 |
| | Mesh | -4.5 | -5.8 | -5.8 | 1.9 | 5.0 | 2.5 | 6.1 | 8.0 | 12.8 | -5.6 | 7.1 | 15 | 2.8 | 5.4 | -5.4 | 2.9 |
| | FE | 5.2 | 2.9 | -0.4 | 2.5 | 0.4 | -2.6 | -0.05 | -5.1 | -4.0 | -4.6 | -6.9 | 1.5 | -5.9 | 0.5 | 3.8 | 0.2 |
| 2. Internal rotation (IR) | Line | -6.1 | 7.0 | -8.7 | 1.9 | 1.3 | 36.1 | 8.8 | 12.5 | 11.2 | 13.6 | 5.0 | 8.7 | -5.2 | 55.6 | -11.8 | 3.9 |
| | Mesh | -6.0 | -3.1 | -7.9 | 2.8 | 1.2 | 25.7 | 9.2 | 6.1 | 11.1 | -5.9 | 5.2 | 14.1 | -5.3 | 11.6 | -11.3 | 6.9 |
| | FE | 14.9 | 3.2 | 3.1 | 4.1 | 5.1 | 3.2 | 7.6 | 4.8 | -3.3 | -10.2 | -7.4 | 1.9 | 1.9 | 1.6 | 3.3 | -0.1 |
| 3. External rotation (ER) | Line | -2.9 | -8.0 | -3.5 | 0.7 | 7.1 | 14.1 | -9.9 | 10.6 | 11.6 | -33.1 | -2.3 | 12.3 | -0.2 | 9.1 | -9.7 | 6.0 |
| | Mesh | -2.8 | -7.8 | -2.5 | 2.0 | 7.0 | 14.4 | -9.2 | 9.2 | 12.0 | -33.1 | -1.7 | 10.4 | 0.1 | 9.2 | -8.7 | 6.2 |
| | FE | 5.5 | -2.9 | 1.9 | 2.7 | -4.6 | -2.4 | -4.1 | -3.8 | -4.3 | -3.9 | -6.8 | -1.4 | 2.9 | 1.2 | 2.9 | 0.1 |
| 4. 90° abduction + IR | Line | -8.8 | -9.1 | -9.8 | -14.6 | 4.1 | 5.0 | -35.7 | 8.9 | 10.3 | 12.1 | -6.6 | 1.8 | -3.8 | 16.9 | -4.3 | 11.8 |
| | Mesh | -8.5 | -8.9 | -6.5 | -14.0 | 5.7 | 4.9 | -23.7 | 14.6 | 11.1 | 11.8 | -2.9 | 3.3 | -1.6 | 16.8 | 0.1 | 10.9 |
| | FE | 13.2 | 4.5 | -3.9 | -6.4 | -1.0 | -7.8 | -0.3 | -31.1 | -6.5 | -13.6 | 5.6 | -6.8 | 6.3 | 8.7 | 3.6 | 2.8 |
| 5. 90° abduction + ER | Line | -6.2 | -5.1 | -1.0 | 3.1 | 10.6 | 3.9 | 7.1 | -6.9 | 17.6 | 9.5 | -7.0 | -2.9 | 0.5 | 5.0 | -13.1 | 2.4 |
| | Mesh | -6.2 | -4.8 | -0.3 | 5.2 | 10.2 | 4.1 | 5.5 | -20.8 | 17.4 | 8.2 | -7.6 | -7.3 | 0.6 | 3.9 | -11.8 | 5.2 |
| | FE | 16.2 | 6.7 | 5.5 | 13.7 | 2.5 | -0.9 | -5.0 | -30.9 | -1.3 | -12.0 | 4.3 | -18.2 | -1.5 | 12.6 | 1.3 | 2.6 |
| 7. Full abduction + ER | Line | -17.7 | -9.7 | -9.6 | -54.1 | -18.9 | -13.3 | -4.2 | 23.0 | -9.5 | 3.7 | 16.8 | 10.0 | -18.2 | -14.4 | -42.2 | 1.7 |
| | Mesh | -13.9 | -9.4 | 0.8 | -54.2 | -7.2 | -13.5 | -8.0 | 16.4 | -7.8 | 3.8 | 20.2 | 13.8 | -4.7 | -14.3 | -17.1 | 1.8 |
| | FE | 33.4 | 20.4 | 7.1 | 19.8 | -1.3 | -4.8 | -5.9 | -36.5 | -0.1 | -9.3 | -3.6 | -1.9 | 5.7 | 1.4 | 1.0 | 2.1 |
| MEAN | Line | -7.7 | -5.2 | -6.5 | -9.4 | 1.5 | 8.0 | -4.8 | 10.1 | 9.0 | 13.5 | 2.1 | 7.5 | -4.1 | 13.0 | 14.6 | 4.9 |
| | Mesh | -6.9 | -6.6 | -3.7 | -9.4 | 3.7 | 6.4 | 4.9 | 5.6 | 9.4 | 11.7 | 3.4 | 8.2 | -1.3 | 5.4 | -9.0 | 5.7 |
| | FE | 14.7 | 5.8 | 3.6 | 6.1 | -0.2 | -2.6 | -1.3 | -17.1 | -3.3 | -8.9 | -2.5 | -4.2 | 1.6 | 4.3 | 2.6 | 1.3 |

3.2.8.1 Average moment arms in rotation and flexion from various studies and our model

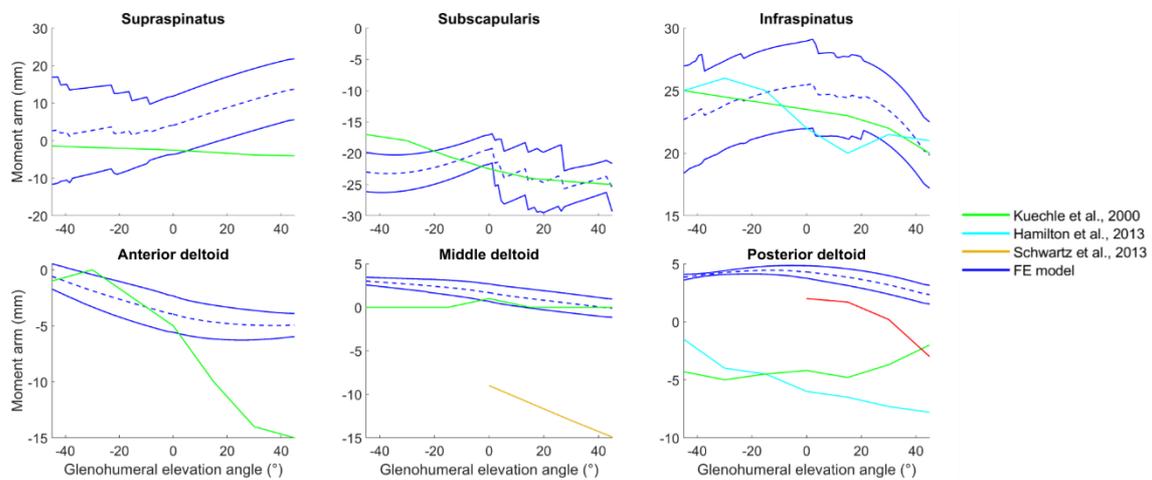


Figure 49 - Average moment arms in rotation from various studies summarized in Hik and Ackland (2019a) and the mean (blue dashed line) and the standard deviation (blue line) from the FE model. Discontinuities in moment arms of the supraspinatus, subscapularis and infraspinatus are due to interaction between the structures changing the point considered to compute the moment arms. Discontinuities are not due to the method of calculation of moment arms (same results were obtained with more point on the line of action).

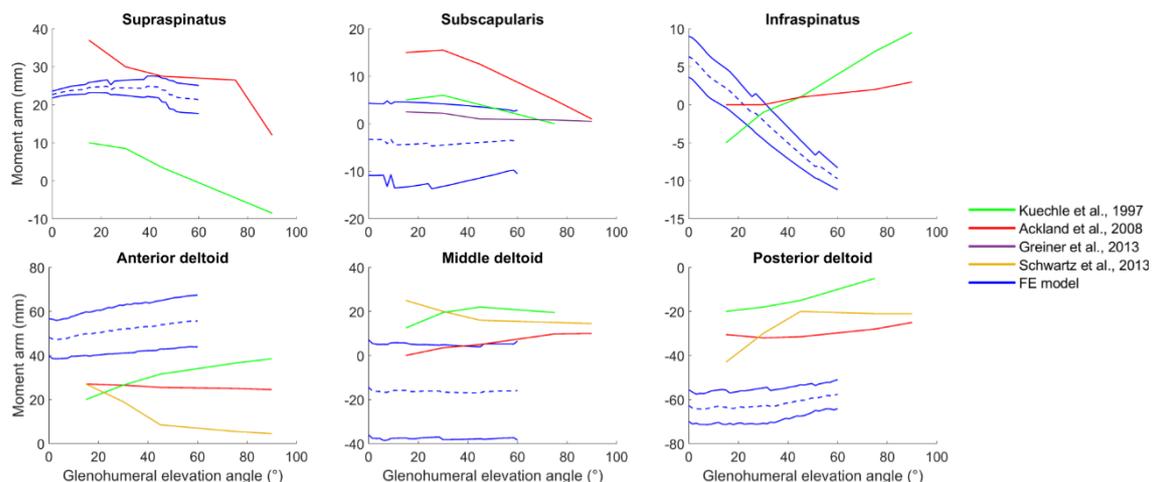


Figure 50 - Average moment arms in flexion from various studies summarized in Hik and Ackland (2019a) and the mean (blue dashed line) and the standard deviation (blue line) from the FE model

3.2.8.2 Mean moment arms in rotation and flexion for various positions of insertion area for each muscle

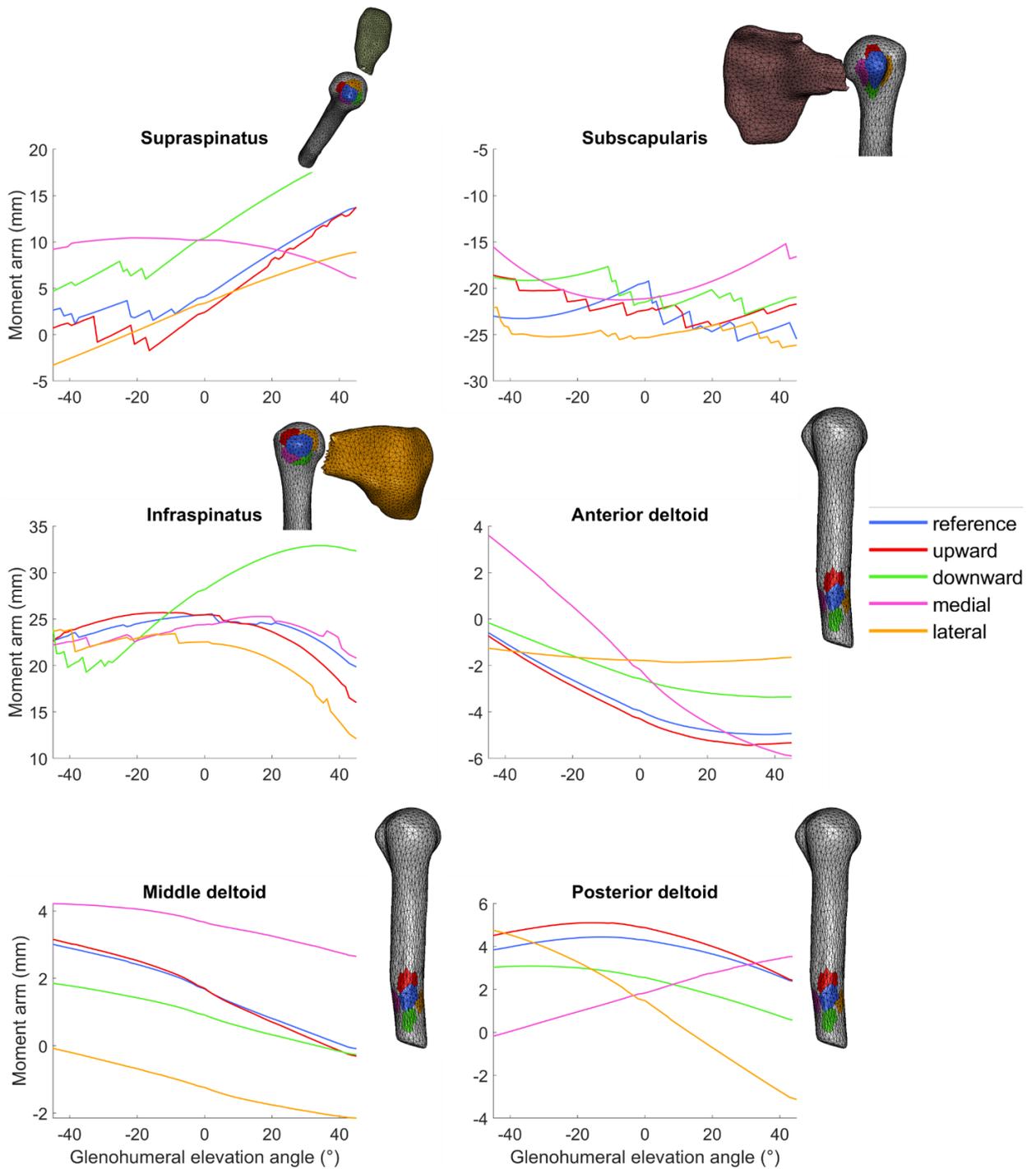


Figure 51- Mean moment arms in rotation of the six lines of action for various positions of insertion area for each muscle and the corresponding illustration of insertion area for each muscle.

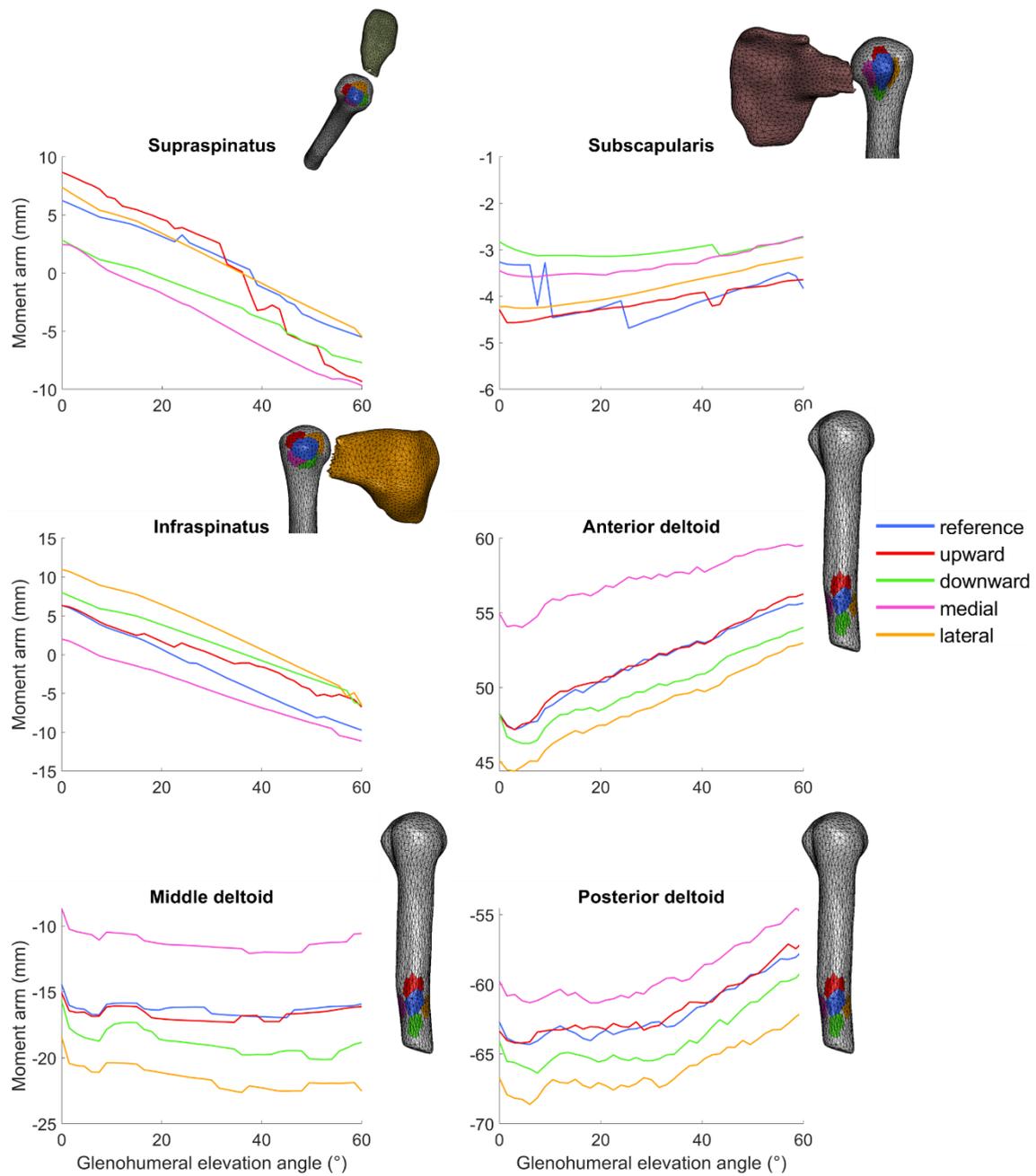


Figure 52 - Mean moment arms in flexion of the six lines of action for various positions of insertion area for each muscle and the corresponding illustration of insertion area for each muscle.

3.3 Images complémentaires

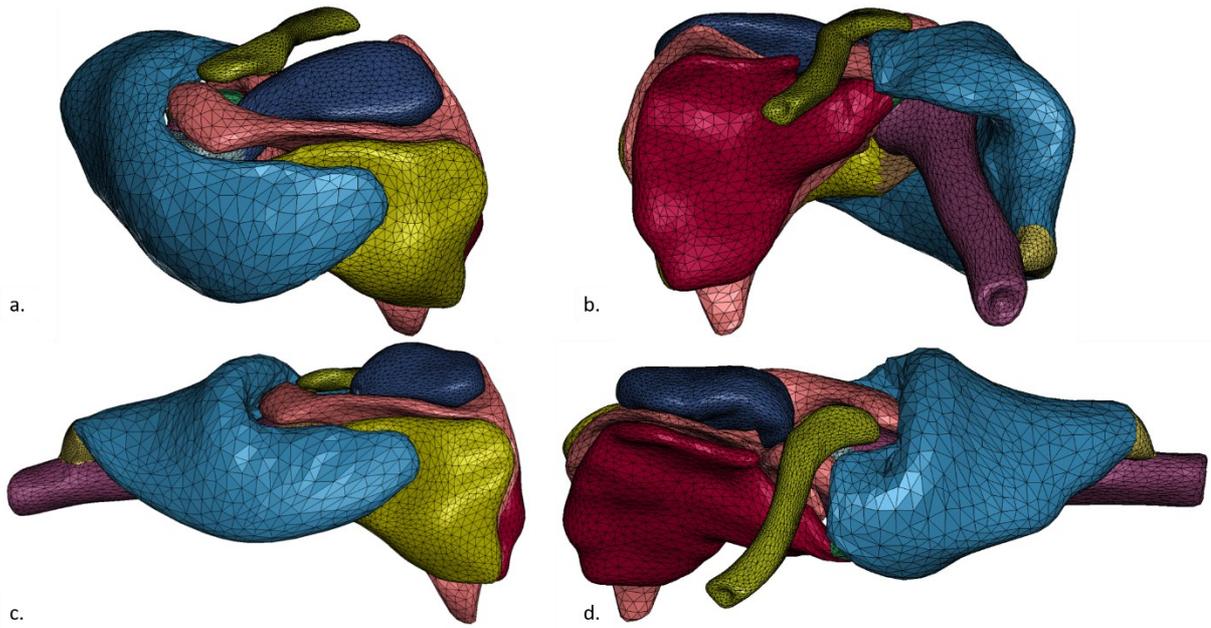


Figure 53 – Représentation des déformations musculaires de notre modèle éléments finis (vue antérieure et postérieure) pendant un mouvement (a,b) d'abduction et pendant un mouvement (c,d) de flexion.

Chapitre 4 – Bras de levier 3D des muscles de l’articulation glénohumérale pour des mouvements de grande amplitude

4.1 Apport original de l’étudiant et contribution des co-auteurs

Ce quatrième chapitre de thèse présente notre troisième article, non-publié, qui s’intitule : « Moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles for movement with high range of motion ». Cet article, coécrit par Marion Hoffmann, Mickaël Begon, Najoua Assila, Marc-Olivier St-Pierre, Sonia Duprey et Stéphane Sobczak devraient être soumis dans la revue *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.

La contribution principale de cet article revient à Marion Hoffmann. L’expérience a été mise en place par elle avec les conseils des coauteurs. La collecte de données a été réalisée par Marion Hoffmann avec les conseils techniques du coauteur Stéphane Sobczak et l’aide de Najoua Assila et Marc-Olivier St-Pierre. Le traitement des données et le calcul des résultats ont été effectués par Marion Hoffmann. L’article a été écrit par Marion Hoffmann, guidée par les conseils et les remarques de tous les coauteurs.

4.2 Article n°3

Ce travail est né des différentes conclusions faites dans la revue de littérature. L’intérêt était d’établir une base de données de bras de levier pour différents mouvements présentant une amplitude plus grande que ce que l’on trouve actuellement dans la littérature. Cette étude a également pour but d’obtenir des données pouvant servir par la suite à l’évaluation de modèles musculosquelettiques. De plus, grâce aux bras de levier, nous pouvons également offrir une description de la fonction des muscles selon le mouvement réalisé et donc renforcer notre compréhension du complexe de l’épaule.

Moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles for movement with high range of motion

Marion Hoffmann¹, Mickael Begon^{1,2}, Najoua Assila², Marc-Olivier St-Pierre³, Sonia Duprey⁴, Stéphane Sobczak^{3,5,6}

¹*Institute of biomedical engineering, Université de Montréal, Montréal, Canada*

²*School of kinesiology and Exercise Science, Université de Montréal, Montréal, Canada*

³*Département d'anatomie, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada*

⁴*Laboratoire de Biomécanique et mécanique des chocs, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon, France, LBMC UMR_T9406*

⁵*Chaire de recherche en anatomie fonctionnelle, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada*

⁶*Groupe de recherche sur les affections neuro-musculosquelettiques, Université de Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada*

Keywords: moment arms; glenohumeral joint; geometric method; cadaveric measurement

Abstract: Moment arms are an indicator of the role of the muscle in joint actuation, but their measurement is often performed using excursion method which is only possible according to one degree of freedom. The objective of the study was to determine the 3D moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles for movement with high range of motion and to propose a new technique to quantify the rotator cuff insertion. The 3D moment arms (components in flexion, abduction and axial rotation) were assessed using the geometric method on four post-mortem human surrogates. The main findings of the study showed that the anterior deltoid was the largest flexor and presented an adduction component. The median deltoid was a strong abductor and the posterior deltoid mostly acted in extension. Unlike the deltoid, the infraspinatus and teres minor were the largest external rotator of the shoulder. The muscle function highly depends on the position of the

muscle lines of action considered. The knowledge of 3D moment arms and insertion area could help surgeons in planning tendon reconstructive surgery and help validate musculoskeletal models.

4.2.1 Introduction

Moment arms, which are an indicator of muscular function, depend on the orientation of the muscle in relation to the joint centre of rotation. Joints with large range of motion are generally spanned by muscles with complex trajectories. Additionally, for the glenohumeral joint, these trajectories enable the muscles to act as either stabilizers or actuators (Blache et al. 2017). Accordingly, evaluating muscle moment arms is key to understand the muscle function throughout the movement. Furthermore, when it comes to surgery (e.g., tendon transfer, joint replacement), the knowledge of the muscle moment arms is critical to restore proper function (Herzberg et al. 1999). Eno et al. (2020) showed that a superior reattachment of the subscapularis tendon leads to less adductive moment arms as well as less lengthening than normal repairs. In case of a reinsertion 10 mm medial from the anatomical insertion of the supraspinatus, the moment arm of the muscle increased compared to the normal condition which also impacted the muscle production of force (increased in muscle force for abduction) (Leschinger, Birgel, Hackl, Staat, Müller, Wegmann, et al. 2019). We reported similar findings in the deltoid and other rotator cuff muscles using sensitivity analyses based on a finite-element model (Hoffmann, Begon, Lafon, Duprey, et al. 2020). Furthermore, many shoulder disorders involve combinations of movements like anterior/posterior flexion and internal/external rotation. Accordingly, a better understanding of the 3D moment arms could help to evaluate the biomechanical influence of surgical procedures (e.g. tendon transfers or reverse shoulder arthroplasty) on muscle and joint function (Ackland et

al. 2010b, de Witte et al. 2014, Favre, et al. 2010) and help surgeons to adequately restore shoulder functions.

Two methods are commonly used to quantify moment arms, namely the tendon excursion and the geometric methods (Hik and Ackland 2019b, Hughes, et al. 1997a). The tendon excursion method is based on the virtual work principal. The moment arm is defined as the instantaneous gradient of the muscle length with respect to the joint angle. Generally, one component of the moment arm is expressed when moving the segment according to its primary degree-of-freedom. It is often used for *in-vitro* study where only one component of the moment arm was estimated either in scaption or axial rotation (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 2000, Mulla et al. 2019) or in musculoskeletal modelling (Garner and Pandy 2001). Since muscle can possibly cause moments about the three axes simultaneously (*e.g.* abduct, flex and internally rotate the humerus at the same time), it is important to describe all three corresponding moment arms components. While the tendon excursion method is seemingly easy to implement, it can be improperly used particularly in the case of multiple degrees of freedom and muscles spanning more than one joint (Ingram 2015). The geometric methods involve direct measurement of the perpendicular distance between the muscle's line of action and the joint centre of rotation (Graichen, et al. 2001) and compute the three moments arms components. This method is used for *in vivo* measurement through medical imaging as the 3D geometry of muscles and bones can be reconstructed (Hoffmann, et al. 2017b). This comes with the drawbacks of the medical imaging techniques used. Using MRI, data could only be obtained for a few static joint positions and in passive conditions. The subject must keep the same position for a long time in a restricted space throughout the acquisition. Moment arms have already been estimated with the geometric method in

musculoskeletal models (Greiner, Schmidt, König, Perka, Herrmann, et al. 2013) and the same principle could be applied to *in-vitro* measurement over a large range of motion.

Moment arms are affected by the location of the muscle's insertion relative to the centre of rotation. As shown in Hoffmann, Begon, Lafon, Duprey, et al. (2020), moment arms are sensitive to the rotator cuff tendon's insertions. Therefore, it is crucial to better understand the anatomy of the rotator cuff, especially its insertion on the humeral head. Dugas, et al. (2002) measured the area and the dimension of the rotator cuff insertion on humerus from 20 fresh-frozen shoulders and have found significantly lower values than other previous studies (no correlation between the insertion footprint and the humeral head size). Curtis, et al. (2006) presented an anatomical description of the insertional footprint of the rotator cuff to give some identifiable landmarks and help arthroscopic rotator cuff repairs. Both studies did not report any information on specimens' age, gender, weight and proximal epiphysis morphology which may influence the insertion area. Furthermore, information regarding the insertion area could also help in developing new musculoskeletal model as it is a well-known factor which influence the muscle force estimation (Carbone, et al. 2012a).

The shoulder is a complex of joints allowing large range of motion in different anatomical planes. Daily life and some sports activities involve shoulder motion in a variety of planes of elevation (throwing, lifting task) with high degree of elevation of the humerus (occurring beyond 120° of thoraco-humeral abduction or flexion), for which moment arms are not described either in the literature. Indeed, most of the moment arms available data are focused on abduction, flexion or scaption below 120° of thoraco-humeral elevation, or between 45° of internal rotation to 45° of external rotation (Hik and Ackland 2019b). There is a need to obtain more

comprehensive data about moment arms for motions with high amplitude especially because some rotator cuff injuries occur in this range of motion (Wolin et al. 1997).

The objectives of this study are *(i)* to measure the three components of the moment arms (in flexion, abduction and axial rotation) of the deltoid and rotator cuff muscles using the geometric method; and *(ii)* to propose a new measuring technique to quantify the footprint area of the rotator cuff tendon and give more anatomical description in relation with the predicted moment arms. These cadaveric measurements will be performed during high amplitude motion to investigate arm shoulder muscles in various movements.

4.2.2 Methods

4.2.2.1 Specimen preparation

The left shoulder of four fresh-frozen cadavers (67 ± 10 years; 55 ± 14 kg; 160 ± 10 cm, 1 male and 3 females) from the department of anatomy at the Université du Québec à Trois-Rivières were used. Shoulders with evidence of degenerative changes (e.g. osteoarthritis, cuff tears or signs of shoulder surgery) were excluded. Before starting data collection and specimen's preparation, the experimental study was approved by the institutional ethic subcommittee (SCELERA 2019-10). The skin was removed to uncover the pectoral region ventrally and its equivalent dorsally, as well as the anterior and posterior sides of the arm. Subcutaneous tissues were removed until muscles of interest (pectoralis major, deltoid, infraspinatus, teres minor and insertions of the subscapularis and supraspinatus) were visible. Muscles were identified and divided into sub-regions as follows: the deltoid (anterior – clavicular fibres; middle – acromion fibres; posterior – scapula spine fibres); subscapularis (inferior and superior); supraspinatus; infraspinatus (inferior and superior); teres minor; pectoralis major (inferior and superior). Each region was representative of a line of action (Tableau 12). In order to recreate these lines according to the direction of muscles fibres and to stabilize the shoulder, the muscles were loaded (Tableau 12) according to their muscle cross section area (Langenderfer, et al. 2004). Fishing wire lines were passed within each sub-region using a long needle. The direction of the nylon lines aimed to reproduce the main loading path through the muscle. At the insertion points, the nylon lines were either sutured in the tendon and the periosteum (for the rotator cuff muscles) or screwed into the bone. At the origin point, tunnels were drilled in the bones to pass the nylon wires. The nylon lines were passed through a series of screw eyelets and pulleys; and weights

were put at the end of the wires (Sobczak et al. 2013).

Markers were placed on the surface of the muscle fibres to represent the lines of action. The number of markers was determined according to the length and shape of each muscle (Tableau 12). More markers were placed near the insertion and where the muscles deformed the most to have an accurate representation of the muscle shape (Figure 54). The deltoid was partially dissected and cut into three parts to uncover the rotator cuff muscles. Self-drilling intracortical pins were inserted into the clavicle (laterally), scapular spine and lateral aspect of the humerus (distal to the deltoid attachment). These insertion locations were determined to avoid damaging muscles of interest and to allow full range of motion of the shoulder. Clusters of four reflective markers were secured on each pin (Figure 54).

Prior to the tests, CT-scan (Siemens SOMATOM; slice thickness: 0.6 mm) images were acquired to obtain the 3D geometry of the clavicle, scapula and humerus and the location of their respective pin. The field of view was defined by a matrix of 512×512 pixels. The 3D bone geometry was reconstructed after manual segmentation using Amira (Mercury Computer Systems, Berlin, Germany). Bony landmarks were identified on the 3D reconstruction and used to determine the local coordinate systems according to the ISB recommendations (Wu et al. 2005a). The centre of rotation of the humerus was obtained by sphere fitting on the humeral head. Glenohumeral rotations were expressed according to the ISB recommendation which is the abduction-flexion-rotation angle sequence (Wu, et al. 2005c).

Tableau 12 - Experimental set-up: the number of lines of action used for each muscle, the number of reflective markers used to create the line and the weights used to stabilize the shoulder. Subscapularis, supraspinatus and pectoralis major were not analyzed for this study.

| Muscles | Lines of action | Number of markers | Weight (in g) |
|------------------|------------------------|--------------------------|----------------------|
| Deltoid | Anterior | 5 | 280 |
| | Middle | 5 | 200 |
| | Posterior | 5 | 200 |
| Subscapularis | Superior | 2 | 240 |
| | Inferior | 2 | 240 |
| Supraspinatus | | 2 | 300 |
| Infraspinatus | Superior | 5 | 350 |
| | Inferior | 5 | 350 |
| Teres Minor | | 3 | 120 |
| Pectoralis Major | Superior | 3 | 200 |
| | Inferior | 4 | 200 |
| Teres Major | | | 320 |
| Latissimus dorsi | Superior | | 200 |
| | Inferior | | 200 |

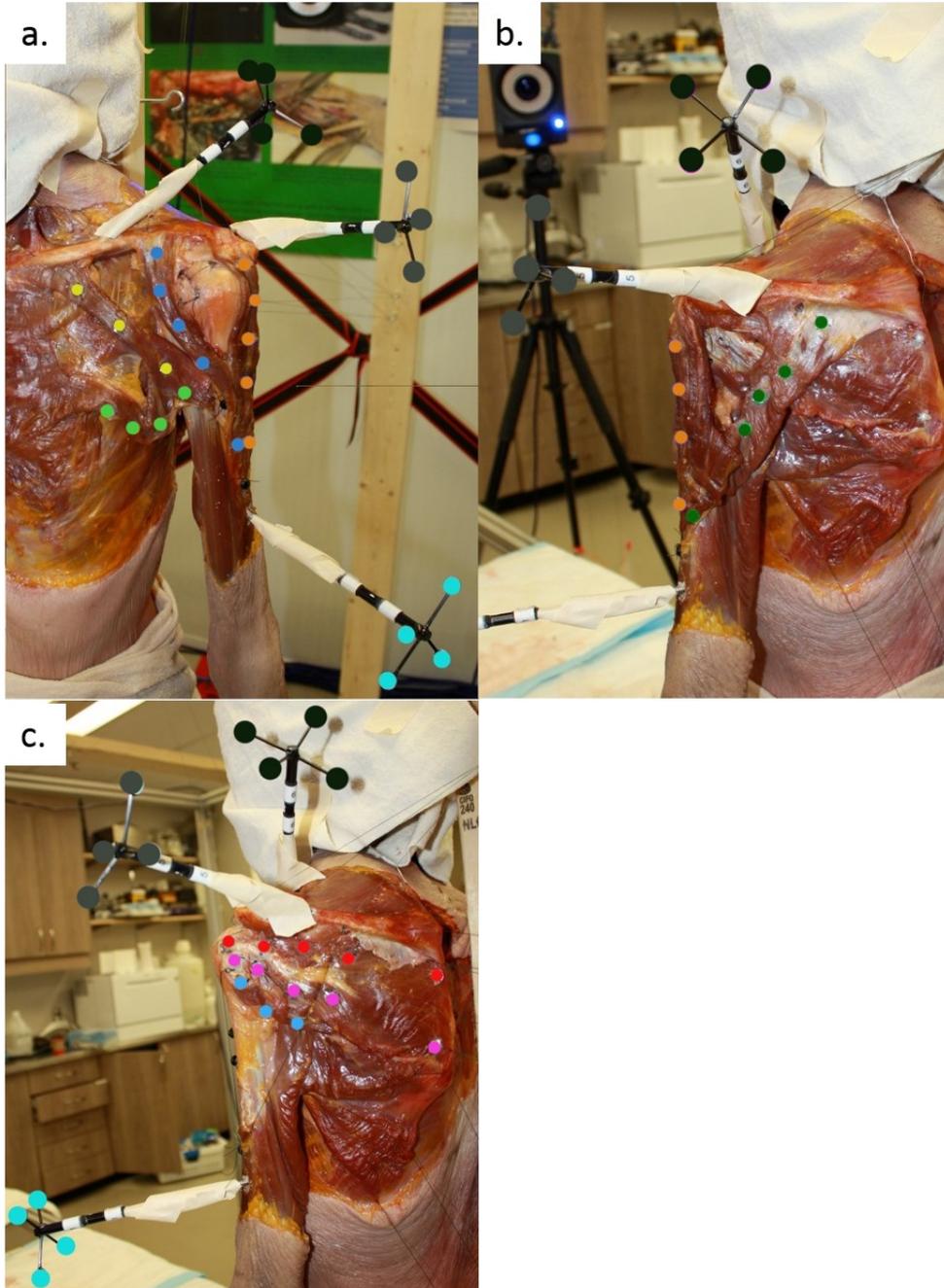


Figure 54 – A cadaver equipped with three intracortical pins inserted into the bones: humerus (cyan), scapula (grey) and clavicle (dark). **a.** Anterior and **b.** posterior view of the deltoid: anterior (dark blue), middle (orange), posterior (dark green); and pectoralis major: superior part (yellow) and inferior part (light green). **c.** Posterior view infraspinatus: superior part (red) and inferior part (purple); and teres minor (light blue).

4.2.2.2 Experimental protocol

Cadavers were seated on an experimental jig (frame), with the back fixed onto a board to maintain and stabilized it vertically. The arm was manually moved to perform three repetitions of elevations in four planes (flexion, scaption, abduction and elevation at 120°) (Figure 55). Sessions were repeated twice: first, the movement was performed with the markers on the deltoid only; then the deltoid was removed while taking care to keep the tension of the other muscles by preserving the lines of action made of nylon lines and data were recorded on the infraspinatus and teres minor. Marker trajectories were collected at 60 Hz using a VICON™ optoelectronic motion analysis system composed of eight cameras (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK). Finally, the insertions of the rotator cuff muscles were recorded using the VICON system by pointing a rod equipped with a five markers cluster.

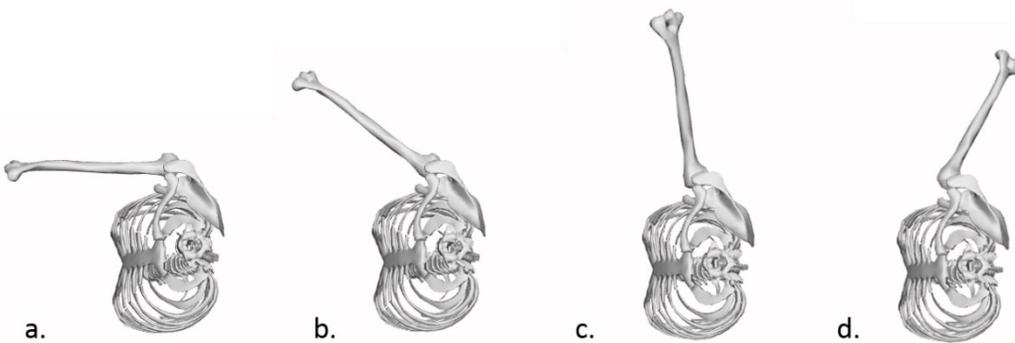


Figure 55 – a. Flexion; b. Scaption; c. Abduction; d. Elevation at 120°. Each movement was performed from 0° to the maximum elevation with the humerus in neutral position.

4.2.2.3 Data analysis

Lines of action were reconstructed from marker positions between the origin to the insertion of the muscle using cubic spline interpolation in Matlab (The Mathworks, MA). Moment arms were expressed as the cross product between the vector from the glenohumeral centre of rotation to

the muscle first point of contact with the humeral head and a unit vector representing the direction of the line of action (Hoffmann, et al. 2017b). The moment arm was expressed in the humerus local system of coordinates to obtain the flexion, abduction and axial rotation component. All moment arm quantities were normalized to specimen humeral head size to eliminate inter-specimen moment arms variation due to cadaver size (Kuechle, et al. 1997). Moment arms were multiplied by the ratio of the average humeral head radius to the humeral head radius of the given specimen. Positive moment arms correspond to flexion, abduction and external rotation.

The tendon insertions of the rotator cuff muscle were identified for three of the four shoulders due to time constraints. Their maximum length (anterior to posterior) and maximum width (medial to lateral) were measured according to the area pointed using a pin quipped with a cluster of markers.

4.2.3 Results

4.2.3.1 Moment arms

The moment arms are illustrated in Figure 56 to Figure 59 according to the arc of arm elevation. This new representation allowed for a clearer visualization of the muscle function during arm elevation (the shaded part corresponds to negative moment arms and the white part the positive moment arms). When measuring moment arms of the deltoid, the maximum angle of elevation obtained was 128° for flexion, 138° for elevation in the scapular plane, 137° for abduction and 69° for elevation in the plane of elevation at 120°. For the rotator cuff measurements, the maximum angle of elevation obtained was 134° for flexion, 144° for elevation in the scapular

plane, 133° for abduction and 86° for elevation in the plane of elevation at 120°. The maximum moment arms obtained for each trial was presented in Tableau 13.

The anterior deltoid was a large flexor with a maximum moment arms of 46.9 mm. The magnitude of moment arms in flexion remained similar regardless of the elevation angle or the plane of elevation, except for the movement of flexion where an increase in flexion moment arms occurred after 45° of elevation. Concerning the moment arms in abduction, the anterior deltoid was an adductor in all planes of elevation. The adduction capacity of the muscle was not dependent on the elevation angle (mean moment arm throughout the elevation of 16.9 ± 11.6 mm). The anterior deltoid was a poor internal rotator, independently of the elevation plane, with a moment arm in internal rotation ranging from 0.3 to 12.4 mm.

In flexion and elevation in the scapular plane, the median deltoid was a flexor. However, in abduction, it acted as a flexor for small elevation angles, before switching to an extensor function. The median deltoid was the major abductor with a maximum moment arm magnitude of 39.9 mm. The abduction moment arms seemed to be constant, as no variation occurred with the change in the angle of elevation. The median deltoid was a poor rotator (mean moment arms in rotation ranging from 4.6 mm in internal rotation to 4.1 mm in external rotation).

Regardless of the movement and elevation angle, the posterior deltoid was always an extensor with small variations of the moment arm's magnitude during elevation (mean magnitude of 37.7 ± 12.1 mm). The role of the posterior deltoid in abduction during movement was more neutral. Moment arms in abduction varied between abduction and adduction according to the angle of elevation and the plane of elevation in which the movement was

performed. The posterior deltoid was a weak external rotator (mean moment arms of 8.5 ± 2.9 mm).

Little difference was observed between the superior and inferior parts of the infraspinatus. The action of the infraspinatus varied according to the angle of elevation. The muscle was a flexor during early elevation and then became an extensor in mid and late elevation (angle of elevation $> 45^\circ$). The superior part of the infraspinatus had a greater abduction moment arms compared to the inferior part for all movements (maximum of 37.5 mm for the superior versus 23.9 mm for the inferior part when performing abduction). Both the superior and inferior parts of the supraspinatus were large external rotators with maximum values of their moment arms ranging from 43.6 to 47.5 mm. In each plane of elevation, the external rotational moment arms decreased with the amplitude of movement.

The teres minor had a comparable function to that of the infraspinatus. The teres minor was a flexor in early movement and an extensor beyond 45° of elevation. The teres minor was an abductor for the movement of flexion and elevation in the scapular plane for early and mid-elevation and then became flexor beyond 45° of elevation. In abduction, the teres minor was an adductor only. The teres minor was one of the main external rotators, with the infraspinatus, with a maximum moment arm in external rotation of 43.1 mm.

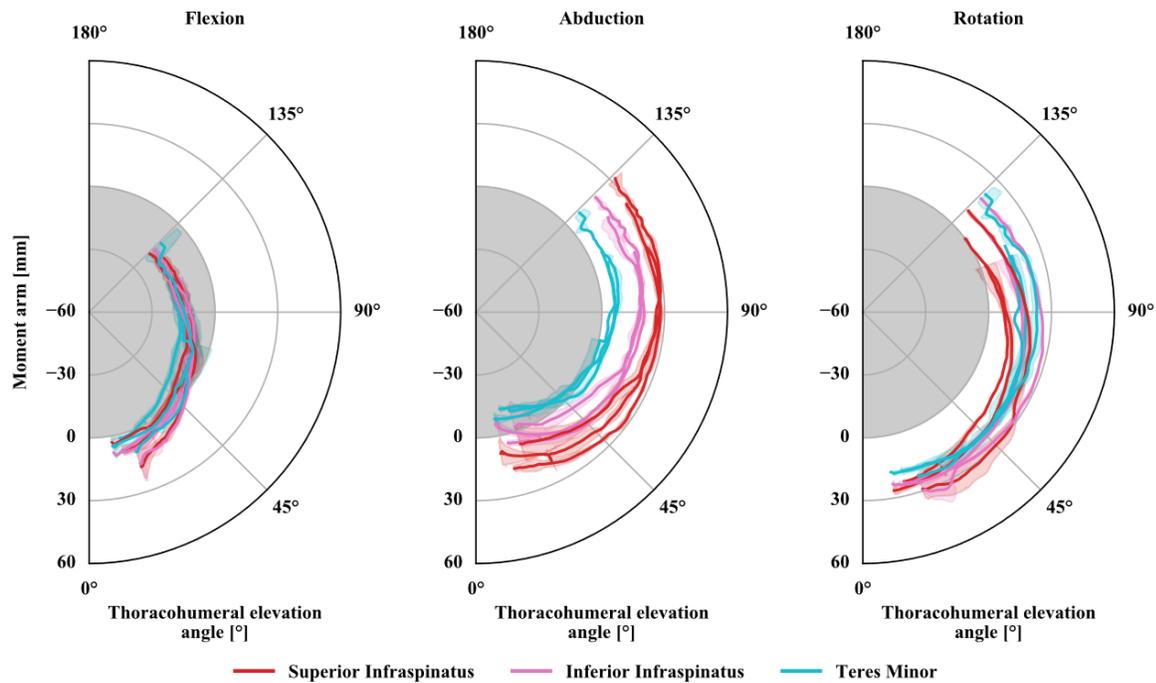
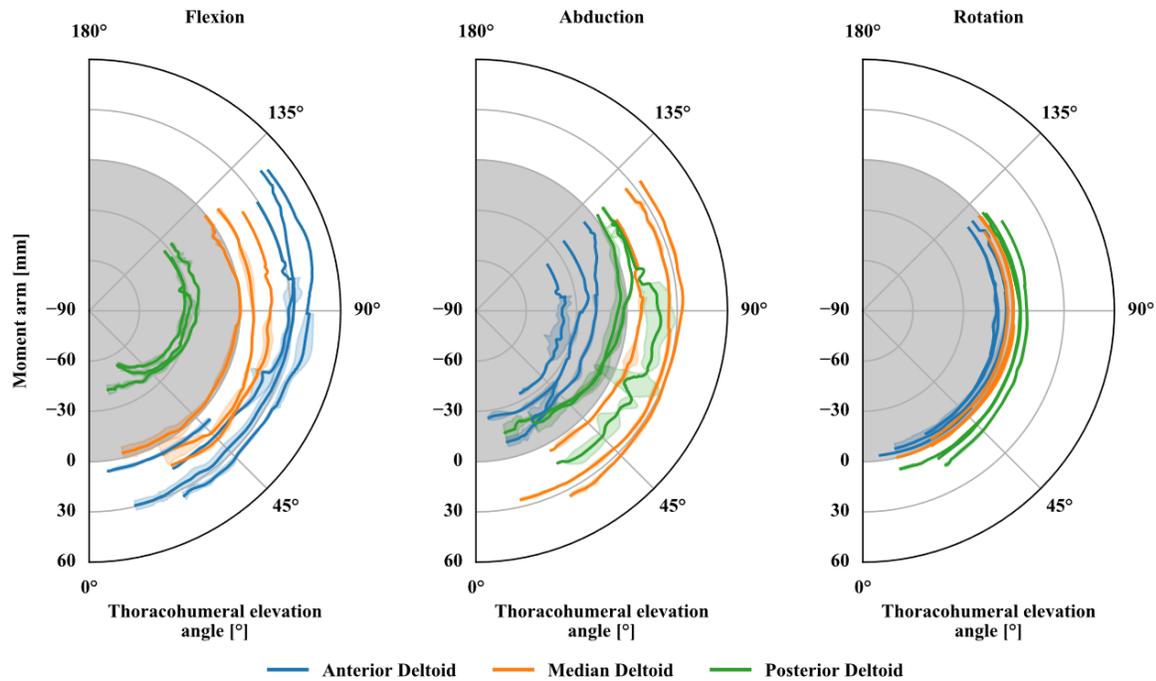


Figure 56 – Moments arms of glenohumeral muscles during flexion. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line accounts for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.

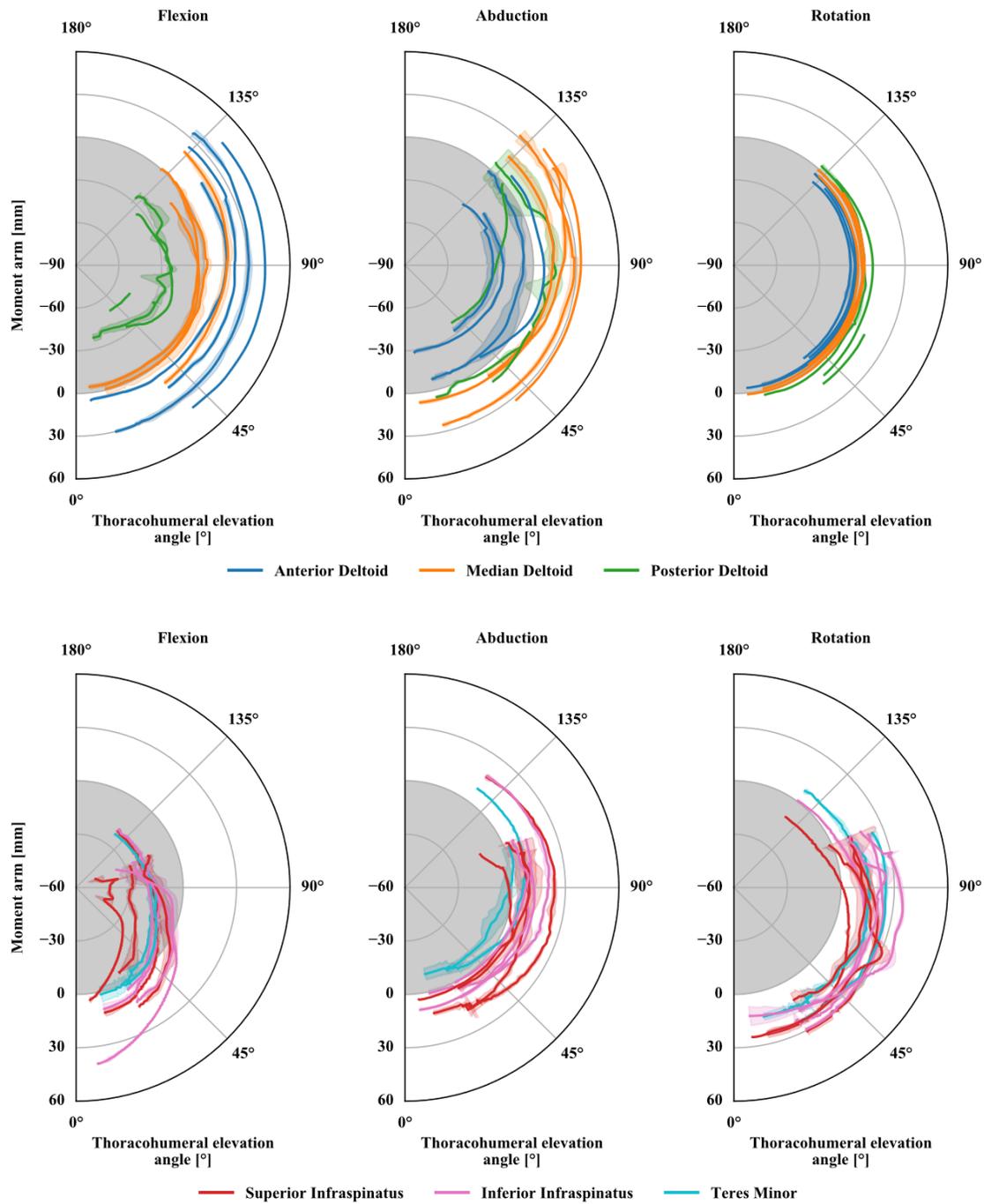


Figure 57 - Moments arms of glenohumeral muscles during elevation in the scapular plane. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line accounts for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.

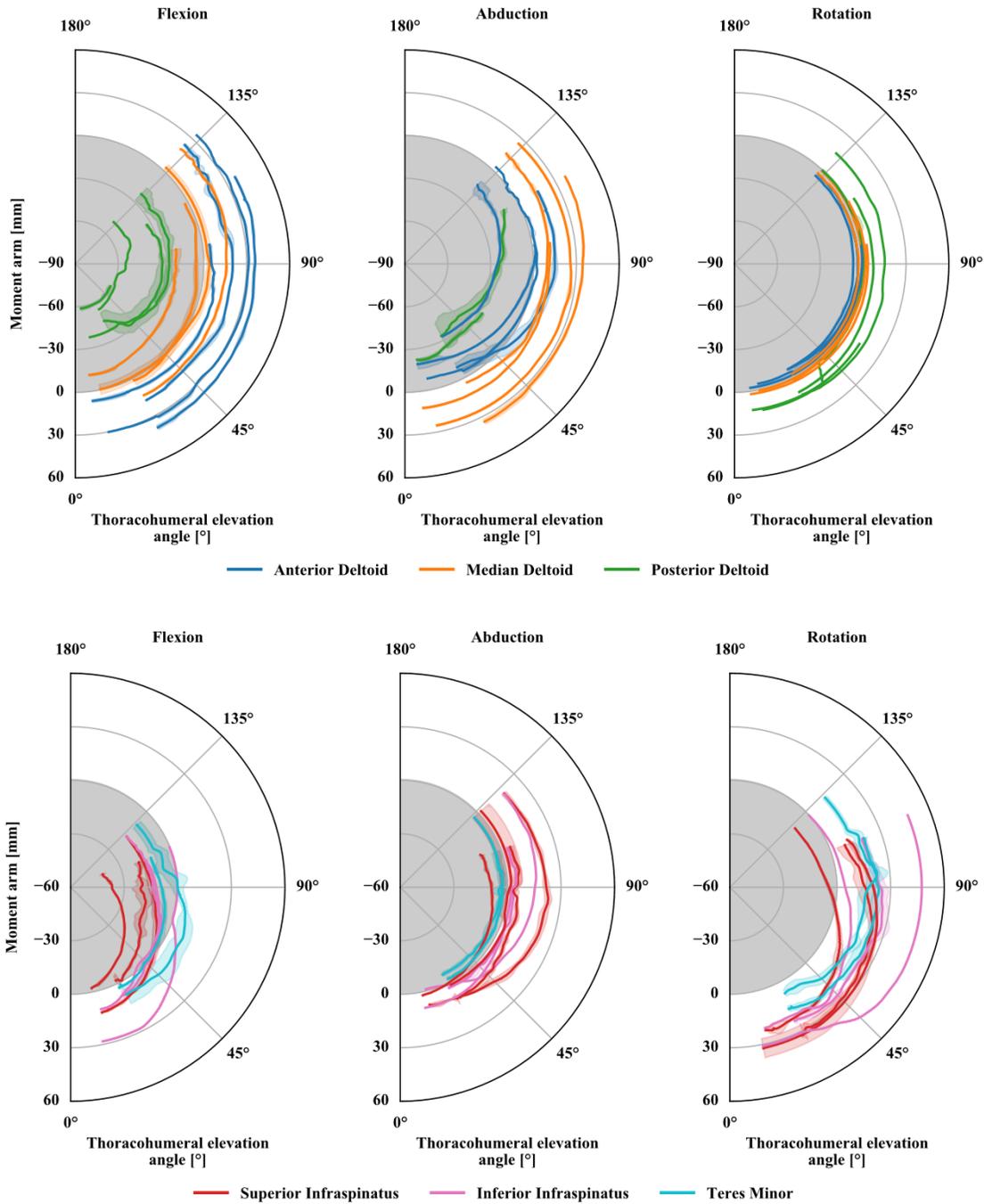


Figure 58 - Moments arms of glenohumeral muscles during abduction. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line accounts for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.

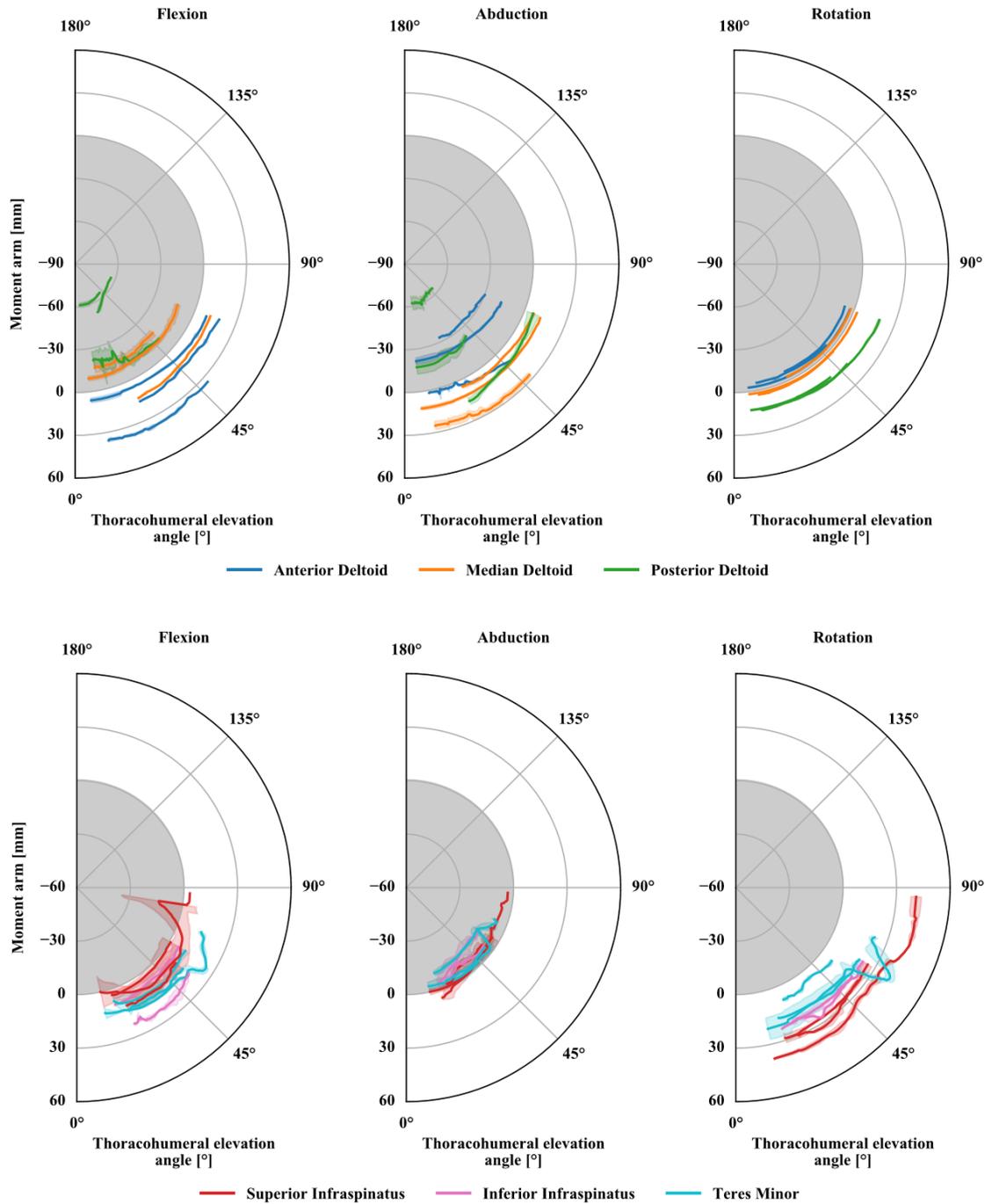


Figure 59 - Moments arms of glenohumeral muscles during elevation in the plane of elevation at 120°. Positive moment arm values indicate flexion, abduction and external rotation (while negative values indicate extension, adduction and internal rotation). Each line account for one subject with the mean and standard deviation of the three repetitions. Missing subjects are due to the loss of tracked markers.

Tableau 13 - Comparison between muscle maximum moment arm values (mean and standard error (SE)) found in the literature and the one obtained from our study for the deltoid, infraspinatus and teres minor for flexion and abduction. All data are given in mm.

| | | Flexion (mm) | | Abduction (mm) | |
|-------------------|-------------------------|--------------|------|----------------|------|
| | | mean | SE | mean | SE |
| Anterior deltoid | Hik and Ackland (2019b) | 35.5 | 3.3 | 36.2 | 8.0 |
| | Present study | 33.5 | 17.3 | 2.7 | 12.1 |
| Middle deltoid | Hik and Ackland (2019b) | 21.5 | 4.8 | 26.8 | 1.7 |
| | Present study | 12.7 | 9.7 | 24.1 | 11.5 |
| Posterior deltoid | Hik and Ackland (2019b) | -36.4 | 10.5 | 14.5 | 6.2 |
| | Present study | -26.8 | 4.3 | -14.6 | 7.7 |
| Infraspinatus | Hik and Ackland (2019b) | 7.1 | 4.1 | 15.6 | 3.4 |
| | Present study | 14.5 | 6.4 | 11.6 | 7.7 |
| Teres minor | Hik and Ackland (2019b) | -14.8 | 1.8 | 6.4 | 2.6 |
| | Present study | -19.6 | 1.1 | -0.4 | 1.0 |

4.2.3.2 Footprints areas

The footprints of rotator cuff insertions showed the same pattern on each of the three shoulders (Figure 60). These footprints are described by the maximum length and the maximum width (Tableau 14). The insertion area was broad with some contact between each tendon of the rotator cuff.

Tableau 14 - Measure of the maximum length in mm (anterior to posterior) and maximum width (medial to lateral) of the rotator cuff footprint of three of the cadaver.

| | | Subscapularis | Supraspinatus | Infraspinatus | Teres Minor |
|---------------|------------------|---------------|---------------|---------------|-------------|
| Length | cadaver 1 | 39 | 31 | 53 | 35 |
| | cadaver 2 | 32 | 28 | 15 | 25 |
| | cadaver 3 | 32 | 21 | 20 | 24 |
| Width | cadaver 1 | 34 | 23 | 29 | 22 |
| | cadaver 2 | 29 | 25 | 25 | 22 |
| | cadaver 3 | 24 | 20 | 25 | 23 |

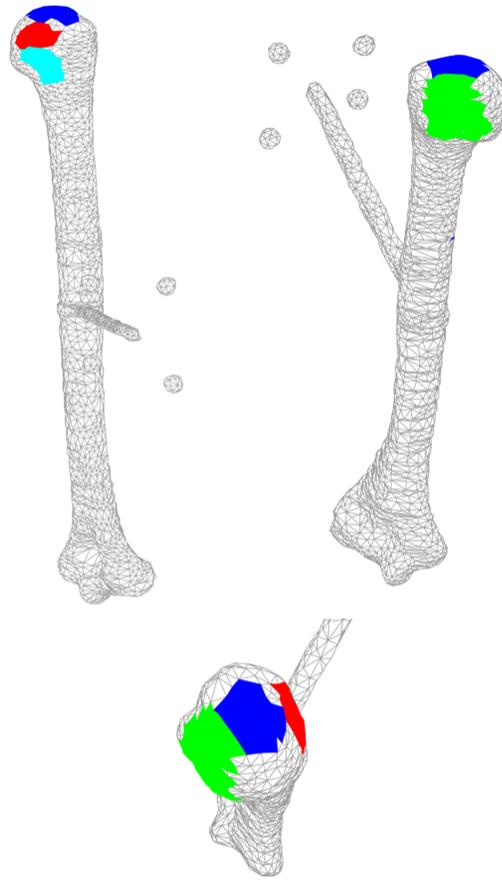


Figure 60 – Illustration of the footprints of one subject. Each colour represents one muscle: green for the subscapularis, blue for the supraspinatus, red for the infraspinatus and cyan for the teres minor.

4.2.4 Discussion

The first objective of the study was to measure the three components of the moment arms (flexion, abduction and axial rotation) of the deltoid, infraspinatus and teres minor for movements performed in different planes of elevation with high amplitudes of movement. The second objective was to characterize the footprint areas of the rotator cuff tendons on the humeral head. The main findings of our study show that the anterior deltoid is the largest flexor and had an action in adduction while often described as a large abductor (Hik and Ackland 2019b). The median deltoid is the major abductor and the deltoid posterior mostly acts in extension. The deltoid is a poor axial rotator. The infraspinatus and teres minor have the largest action in external rotation. Their action in abduction or flexion varies according to the elevation angle. The quantitative description of the footprint areas of the rotator cuff muscles on the humeral head showed very similar pattern over cadavers.

In general, our data are in accordance with the moment arms reported in the literature for abduction and flexion movement (Tableau 13). Even if some differences in moment arms magnitude could be observed (for example, the maximum for the middle deltoid was 21.5 mm in literature and 12.7 mm for our study), the function predicted by our moment arms was the same. The two main differences that could be observed were for the anterior and posterior parts of the deltoid during the abduction motion. Whereas our experiment predicted a maximum abduction moment arm of -14.6 mm for the posterior deltoid, Hik and Ackland (2019b) reviewed 14.5 mm. Moment arms similar to our study were predicted by finite element model of the shoulder (Hoffmann, Begon, Lafon, Duprey, et al. 2020, Webb, et al. 2014b). The differences observed with cadaveric measurement could be due to the placement of the line of action. Our study showed a

high value of standard error because the moment arms of the anterior deltoid changed according to the position of the line of action. Indeed, in these studies (Hamilton, et al. 2013b, Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang, Saltzman, et al. 2013), muscles were replaced by one line of action and therefore it is difficult to consider all the different functions the muscle has according to the position of the fibres considered (Ackland, et al. 2008). The deltoid has a broad insertion area and a representation with multiple lines of action is needed to account for the variation of function according to the insertion and origin point of the fibres (Quental, et al. 2015b).

Broad muscles are known to have different activation patterns across their muscle belly (O'Connell et al. 2006). However, in most studies, the superior and inferior parts of the infraspinatus and the teres minor are combined and considered as one functional muscle-tendon unit (Kedgley et al. 2007). Contrary to the results put forward by Ackland, et al. (2008), no noticeable difference in moment arms (and in muscle function) could be seen between each part of the infraspinatus and teres minor. This result could be explained by the difficulty to consider the most superior and most inferior lines of action of the infraspinatus in the set-up. Indeed, when considering the superior lines of action, we had to ensure the visibility of the markers. Because of the proximity of the teres minor and the inferior infraspinatus, both lines of action and insertion points were close which could explain the lack of significant differences.

One aim of the study was to improve the understanding of the glenohumeral muscle functions during movement involved in daily life activities, which is mainly composed of abduction and flexion (Khadiikar et al. 2014). With our experimental set-up, we were able to record the moment arms until maximum 134° in flexion, 144° in elevation in the scapular plane and 137° in abduction. The range of motion is higher than previous studies focusing on moment arms below

120° of flexion and abduction (Hik and Ackland 2019b). Moreover, the 3D representation of moment arms highlight that some muscles have higher moment arms in a component other than that of the studied motion studied. For example, the median deltoid shows a large extensor moment arm during abduction. This result could not be assessed using the tendon excursion method as the moment arm is calculated only in the plane of motion.

In most cadaveric studies, moment arms are calculated with the scapula rigidly fixed which means that the scapulohumeral rhythm was not considered (Kuechle, et al. 1997, Otis, et al. 1994). Scapular rotation relative to the thorax occurs beyond 30° of humeral elevation. Therefore, interpreting moment arms which are obtained after 90° is difficult as they do not represent the combined humeral and scapular displacements that occur in vivo. In Ackland, et al. (2008), the scapulohumeral rhythm was manually imposed: the rotatory frame used for the experiment was simultaneously pivoted according to scapular motion which corresponded to a 2:1 ratio of glenohumeral to scapular rotation. Nevertheless, the clavicle was pinned in the anatomical position, which could probably affect the moment arms of the anterior deltoid. In our case, the scapula and clavicle were free to move. The motion was only manually applied to the humerus in order to account for the natural scapulohumeral rhythm.

The present study has some limitations. First, some markers defining the lines of action were lost at high elevation angles preventing the calculation of these moment arms. Furthermore, the amplitude of movement was not as high as expected. Nonetheless, it was still higher than previous studies. The main limitation is due to the use of cadaver rather than performing in vivo data collection. This implies recreating artificial tension in the muscles by passing some wires into muscles to ensure the stability of the humerus. The complex arrangement of shoulder muscles

makes it difficult to load all the muscles (for example, it was impossible to pass a wire through the biceps tendon). Moreover, the calculation of moment arms is probably subject to some tissue artefacts since the deformation of passive muscle is not the same as the one of active muscle. Even if the muscles were loaded, it is difficult to recreate a deformation that changes with muscle contraction.

The different information highlighted in this study may be useful in clinical applications. Knowing the location and size of the rotator cuff tendon on the humeral head could help surgeons recreate the normal anatomy of the shoulder in order to restore function to the shoulder. Additionally, the 3D moment arms could help to understand the impact of different muscle tears on the mobility and stability of the shoulder. Moreover, musculoskeletal models are often used to understand human motion, yet often lack validation. The results of this study could be used to evaluate moment arms predicted by musculoskeletal model on simple movement and then the model could be used for estimating physiological moment arms for various upper limb configuration.

In conclusion, the present study reported the function of the deltoid, the infraspinatus and teres minor based on their moment arms during maximal elevation of the arm performed in different planes of elevation. Anatomical descriptions concerning the rotator cuff footprint are performed. The main results showed that the deltoid is mostly responsible for arm elevation whereas the infraspinatus and teres minor are larger external rotator.

Chapitre 5 – Mesurer les changements de paramètres architecturaux lors de la contraction musculaire

5.1 Apport original de l'étudiant et contribution des co-auteurs

Ce cinquième chapitre de thèse présente notre dernier article publié et qui s'intitule : « Changes in shoulder muscle geometry at different level of isometric contraction ». Cet article de conférence, coécrit par Marion Hoffmann, Mickaël Begon, Rami Abdelnour et Sonia Duprey, est paru en 2019 dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Vol. 22, p S203-205). Des informations additionnelles au résumé accepté et publié sont mises en annexe. Ces informations contiennent des précisions sur la méthode et des résultats détaillés de déformation musculaire et angle de pennation.

La contribution principale de cet article revient à Marion Hoffmann. La collecte de donnée a été réalisée par Rami Abdelnour, guidé par Sonia Duprey. Les résultats ont été calculés par Rami Abdelnour et Marion Hoffmann avec les conseils des coauteurs. L'article a été écrit par Marion Hoffmann, guidée par les conseils et les remarques de tous les coauteurs.

5.2 Article n°4

Ce cinquième chapitre offre des résultats complémentaires aux études précédentes qui ont toutes été réalisés avec un comportement musculaire passif. Le but de cette étude est de quantifier les différences architecturales (en termes de déformations volume et d'angle de pennation) qui existent entre un muscle au repos et différent niveau de contraction isométrique. Les données collectées lors de cette étude pourraient servir à évaluer le bon comportement musculaire d'un modèle éléments finis qui intégrerait un mécanisme de contraction musculaire. L'hypothèse était que les différents niveaux de contraction isométrique vont imposer différents changements au niveau des paramètres architecturaux.

Changes in shoulder muscle geometry at different level of isometric contraction

M. Hoffmann^{a*}, M. Begon^{a,b}, R. Abdelnour^b and S. Duprey^c

^a *Institut de génie biomédical, Faculté de Médecine, Université de Montréal;* ^b *École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique, Faculté de Médecine, Université de Montréal;* ^c *Univ Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, IFSTTAR, LBMC UMR_T9406, F69622, Lyon, France*

Keywords: shoulder; isometric contraction; deformation; echography; scanner

5.2.1 Introduction

Experimental data enabling to validate musculoskeletal models are essential to ensure a physiological behaviour with an accurate prediction of muscle parameters like muscle trajectory. Some musculoskeletal models including shoulder muscles are validated by comparison to experimental results previously published (Sano et al. 2006) but in general validation is lacking (Zheng et al. 2017).

For ex vivo measurement-based studies, it is straight-forward to validate the models against specimen-based experimental data (Adams et al. 2007). However, since experiments are conducted ex vivo rather than in vivo, it cannot be used to assess the physiological behaviour of the muscle. On the other hand, in vivo validation is challenging due to the limitation of current measuring techniques. Especially when it comes to validate model including muscle activation, some data of external deformation and internal architectural changes are needed.

Architectural parameters, like muscle fibre pennation angle and muscle geometry, change markedly with contraction (Hodges et al. 2003). These changes should be quantified to validate musculoskeletal models integrating muscle activation. Ultra-sonography may be used as a non-invasive method to measure the changes in pennation angle during isometric contractions (Zhou et al. 2012). Concerning the change in external muscle geometry, it could be accessed using a structure sensor.

Our aim was to provide data for future shoulder model validation. We studied here muscle external deformation and pennation angles at different levels of maximum isometric contraction for the biceps, triceps and deltoid.

5.2.2 Methods

5.2.2.1 Testing

Participants (group 1: 8 males, 6 females, 25.2±4.4 years old, 175±8 cm, 70±12 kg; group 2: 5 males, 7 females, 27.1±3.5 years old, 174±9 cm, 69±12 kg) were installed on a CON-TREX®MJ isokinetic dynamometer (Physiomed, Schnaittach, Germany) set in isometric mode. First, we measured the maximal voluntary contractions (MVC) of the biceps, triceps and deltoids of each participant. Three trials of 4 s (with a 90 s rest in-between) were performed. The highest value was kept as reference for maximal joint torque. Then, participants were asked to contract their muscles at 0% (rest condition), 25% and 50% MVC, using a visual feedback, while external deformations (group 1) and pennation angles (group 2) were measured.

5.2.2.2 Positioning on the dynamometer

The set-up of the dynamometer differed according to the muscle of interest. For the right deltoid, the participant was lying on the left lateral side with the back turned to the engine. Measures were performed at an angle of 30° to the shoulder relative to the horizontal. For the triceps, the subject was standing. The height of the engine was adjusted so that its axis of rotation was aligned with the elbow. Measures were performed at an angle of 90° between the arm and the forearm. For the biceps, the participant was sitting. The engine axis of rotation was aligned with the articulation of the elbow. Measures were performed with the elbow bent at 90°.

5.2.2.3 Muscle deformation

During each level of contraction, the evaluator acquired the external muscle deformation with an iPad equipped with a structure sensor. The acquired images were exported as point cloud and imported into Meshlab. Point clouds were superimposed with the help of four markers (Figure 61). The Hausdorff distance and RMS values were calculated to evaluate the level of deformation between each contraction condition.

5.2.2.4 Muscle angle of pennation

A portable ultrasound system (LOGIQe GE Medical System) was used to measure the pennation angle during muscle contraction. Five trials were performed for each level of contraction, in a random order, with 60 s rest period in-between. Trials lasted up to 10 s, to take a sharp picture. The pennation angle was defined as the angle between the line representing the bone and the line representing the muscle fibres (Figure 61).

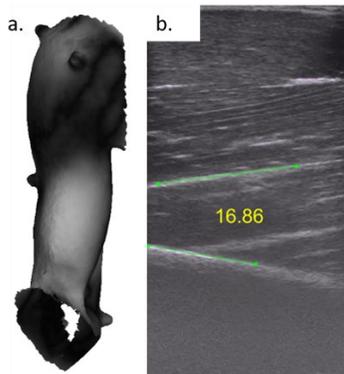


Figure 61 - a. Greyscale-coded superimposition of the external surfaces of an arm with the biceps contracted at 50% relative to rest (difference of 2 cm in white, 2 mm in white). b. Pennation angle for the biceps at 50% MVC.

5.2.2.5 Statistics

The same statistic test was used for the muscle deformation and for the pennation angle. A non-parametric analysis of variance (Friedman's test) was used to test differences between 0%, 25% and 50% MVC. If significant, a post-hoc analysis (Wilcoxon signed-rank test) was applied to see if there are significant difference ($p < 0.05$) between pairs of different level of contraction.

5.2.3 Results and discussion

5.2.3.1 Muscle deformation

For the biceps, the mean deformation between no contraction and 25% MVC was 6 mm. Whereas there was only 2 mm difference in average for the triceps and deltoid. There was significant difference ($p < 0.001$) between 0% and 25% and between 0% and 50% but no significant difference between contraction at 25% and 50% (Figure 62).

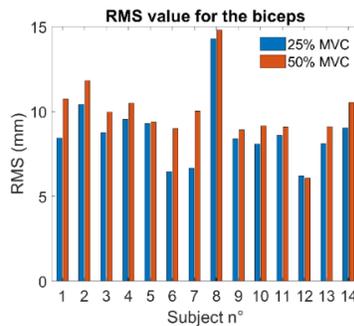


Figure 62 - RMS values for the biceps, for each participant for 25% MVC and 50% MVC.

5.2.3.2 Pennation angles

Significant differences ($p < 0.001$) were only observed between 0% and the different level of contraction for the triceps and biceps. No significant differences were found for the deltoid.

5.2.4 Discussion

The two architectural parameters studied show that small changes in muscle activity are associated with significant change in muscle geometry and pennation angle. Indeed, most architectural changes take place between 0% and 25% MVC. No noticeable changes are observed at higher contractions. The results are in good agreement with an ultrasound study performed on the tibialis anterior, showing that all changes in muscle architecture occur gradually between 0% and 30% (Hodges et al. 2003). No significant changes can be observed after 30% MVC. This shows that the relation between architectural parameters (muscle geometry and pennation angle) and muscle contraction is nonlinear. It will help validating the behaviour of finite element model for muscle contraction under 25% of MCV.

There is some limitation in this study. Even with the four markers, superimposing the point clouds could generate errors up to 1 mm. Furthermore, measuring the pennation angle of the deltoid was challenging due to the curved shape of the bone underneath.

5.2.5 Conclusions

Change in muscle architecture for the biceps, triceps and deltoid during isometric contraction occurs mostly between 0 and 25% MVC. The main result of this study, such as average muscle deformation, could be used to validate finite element model of the shoulder integrating muscle contraction.

5.3 Annexes

5.3.1 Complément de méthodes

5.3.1.1 Positionnement du participant sur l'ergomètre

Le positionnement du participant sur l'ergomètre diffère pour chaque muscle étudié, mais reste le même lors des mesures de déformations musculaires et des mesures d'angle de pennation (Figure 63).

Le participant est allongé sur son côté latéral gauche, dos à l'ergomètre afin d'effectuer les mesures sur le deltoïde droit (Figure 63.a). L'axe de rotation de l'ergomètre est placé de façon à être aligné avec l'articulation de l'épaule. Pendant les mesures le bras demeure en extension quasi complète avec la main agrippée à la poignée métallique. Le bras est placé de façon à avoir un angle de 30° par rapport à l'horizontale.

Pour les mesures sur le muscle du triceps, le participant est positionné debout face à l'ergomètre (Figure 63.b). La hauteur de l'ergomètre est ajustée afin que son axe de rotation soit aligné avec le coude. Le bras évalué est fixé au reste du corps pour permettre des mesures fidèles et éviter les déplacements. Le bras évalué performe une extension au coude avec un angle de 90° entre le bras et l'avant-bras.

Le participant est placé assis sur le banc de l'ergomètre (Figure 63.c). L'ergomètre est relevé jusqu'à ce que son axe de rotation soit aligné avec l'articulation du coude. La position de mesure se fait avec le coude fléchi à 90°. Le bras évalué effectue une flexion au coude.

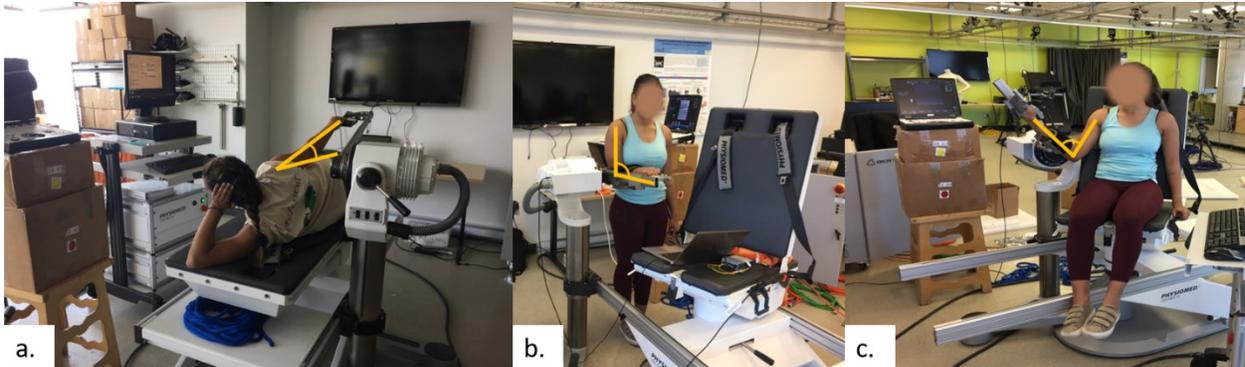


Figure 63 - Positionnement du participant sur l'ergomètre pour les mesures des muscles du (a.) deltoïde; (b.) triceps; (c.) biceps.

5.3.1.2 Déformation du muscle

Avant la collecte de données, le participant est équipé de marqueurs qui permettront de recalibrer les différentes images provenant de différentes conditions de contraction musculaire isométriques. Les marqueurs sont placés sur des zones présentant peu de tissus mous afin de limiter leur déplacement dû aux contractions musculaires : acromion, insertion du deltoïde et sur les épicondyles latérale et médiales de l'humérus (Figure 64). Pour recalibrer les images entre elles et pouvoir calculer les distances entre les deux nuages de points, un algorithme d'ICP (Iterative Closest Point) est utilisé. Il se base sur le critère du plus proche voisin. La distance entre les différentes surfaces pour différents niveaux de contraction est calculée avec un algorithme de Hausdorff. Les comparaisons sont faites entre la position de repos et 25% de contraction maximale, ainsi qu'entre la position de repos et 50% de contraction maximale. Les comparaisons des déformations du volume musculaire sont effectuées sur plusieurs zones préalablement définies, là où les changements de géométries musculaires sont les plus importants. Pour le biceps, deux zones de déformation ont été mise en évidence qui ont été nommées biceps+ et biceps-. Pour le deltoïde, les analyses se concentreront sur le creux qui se crée au niveau du deltoïde antérieur. Pour le triceps, les analyses se feront sur le vaste externe.



Figure 64 – Positionnement des marqueurs sur le bras du participant pour le recalage des images de déformation volumique.

5.3.1.3 Angle de pennation

Dans un premier temps, la profondeur de mesure de la sonde de l'échographe doit être réglée afin que l'on puisse observer les fibres musculaires et l'os pour chaque niveau de contraction musculaire. Une marque est placée sur le bras du participant afin de replacer la sonde au même endroit pour chaque mesure. Pour chaque niveau de contraction isométrique (0%, 25% et 50%), les mesures sont prises cinq fois. Les mesures sont randomisées et chaque essai dure 10 secondes avec 60 secondes de récupération entre chaque essai. Pour les muscles du biceps et du triceps, l'angle de pennation est calculé comme l'angle entre une ligne projetée sur l'os et une ligne projetée sur une fibre musculaire. Pour la mesure de l'angle de pennation du deltoïde, il faut prendre en compte la courbure particulière des fibres et de l'os (Figure 65). Ainsi une moyenne de plusieurs angles est calculée.



Figure 65 – Mesure de la moyenne des deux angles pour le deltoïde.

5.3.2 Compléments de résultats

5.3.2.1 Déformation musculaire

Les valeurs des RMS (en millimètre) pour les différentes parties des muscles sont indiquées dans le Tableau 15. Pour le biceps, la déformation moyenne entre la position de repos et 25% de contraction maximale était de 7.5 ± 2.4 mm et de 8.5 ± 2.5 mm entre la position de repos et 50% de contraction maximale. Pour le deltoïde, la déformation moyenne était de 2.4 ± 0.8 mm (25% de contraction maximale volontaire) et de 3.1 ± 0.8 mm (50% de contraction maximale volontaire). Pour le triceps, les déformations moyennes étaient de 2.3 ± 1.1 mm (25% de contraction maximale) et de 2.7 ± 1.4 mm (50% de contraction maximale). L'erreur engendrée par le recalage des images avec l'algorithme d'ICP pouvait aller jusqu'à 1 mm.

Tableau 15 – Les valeurs des RMS de chaque participant pour les trois muscles testés et les deux conditions de contraction isométrique ainsi que la moyenne. Certaines valeurs n’ont pas pu être calculées sur certains participants et les valeurs sont alors absentes du tableau.

| Muscle | Biceps+ | | Biceps- | | Deltoïde | | Triceps | |
|----------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | 25% | 50% | 25% | 50% | 25% | 50% | 25% | 50% |
| Sujet_0 | 8.4 | 10.7 | 9.0 | 9.4 | 1.5 | 3.7 | 2.8 | 3.7 |
| Sujet_1 | 10.4 | 11.8 | 8.7 | 10.1 | 4.5 | 4.5 | 2.3 | 2.1 |
| Sujet_2 | 8.8 | 9.9 | 7.2 | 7.7 | 1.0 | 4.4 | 1.9 | 2.4 |
| Sujet_3 | 9.5 | 10.5 | 7.8 | 6.7 | 3.2 | 2.9 | 3.8 | 2.9 |
| Sujet_4 | 9.3 | 9.4 | 10.3 | 11.5 | 1.4 | 2.5 | 2.4 | 1.9 |
| Sujet_5 | 6.5 | 8.9 | 4.4 | 6.1 | 3.2 | 2.8 | 0.9 | 1.2 |
| Sujet_6 | 6.7 | 10.0 | 2.5 | 5.9 | 2.7 | 1.8 | 1.9 | 2.3 |
| Sujet_7 | 14.3 | 14.8 | 6.9 | 5.8 | 2.9 | 3.6 | 3.3 | 4.4 |
| Sujet_8 | 8.4 | 8.9 | 5.1 | 4.2 | 1.8 | 4.9 | -- | -- |
| Sujet_9 | 8.1 | 9.1 | 4.5 | 4.4 | 3.0 | 2.0 | 2.3 | 2.9 |
| Sujet_10 | 8.6 | 9.1 | 7.7 | 7.9 | -- | -- | 2.2 | 2.4 |
| Sujet_11 | 6.2 | 6.1 | 4.8 | 5.8 | 0.6 | 1.8 | 1.7 | 2.5 |
| Sujet_12 | 8.1 | 9.1 | 4.9 | 8.3 | 2.7 | 1.9 | 1.6 | 1.9 |
| Sujet_13 | 9.0 | 10.5 | 5.2 | 5.0 | 3.7 | -- | 3.3 | 4.0 |
| Moyenne | 8.7 | 9.9 | 6.4 | 7.1 | 2.4 | 3.1 | 2.3 | 2.7 |

5.3.2.2 Angle de pennation

Les valeurs des différents angles de pennation pour chaque participant sont détaillées dans le Tableau 16. Bien que des différences significatives soient observées pour les muscles du biceps et du triceps entre la position de repos et les différentes conditions de contraction isométrique, il n’y a pas de différence significative entre les conditions à 25% et 50% de contraction maximale.

Tableau 16 - Angles de pennation à 25% et 50% de contraction maximale volontaire pour les trois muscles pour chaque participant

| Muscle | Biceps | | Deltoïde | | Triceps | |
|----------|--------|------|----------|-----|---------|------|
| | 25% | 50% | 25% | 50% | 25% | 50% |
| Sujet_0 | 16.8 | 17.3 | 5.9 | 7.4 | 12.2 | 11.2 |
| Sujet_1 | 21.4 | 21.6 | 8.1 | 4.6 | 7.4 | 6.2 |
| Sujet_2 | 19.5 | 20.1 | 7.3 | 4.4 | 9.9 | 22.2 |
| Sujet_3 | 14.6 | 18.0 | 4.1 | 3.7 | 9.5 | 11.6 |
| Sujet_4 | 15.8 | 19.6 | 6.0 | 4.4 | 8.4 | 8.1 |
| Sujet_5 | 19.9 | 20.7 | 3.3 | 1.9 | 12.2 | 6.7 |
| Sujet_6 | 17.8 | 16.6 | 8.4 | 8.3 | 6.1 | 6.7 |
| Sujet_7 | 17.9 | 20.3 | 5.6 | 4.8 | 8.9 | 12.0 |
| Sujet_8 | 15.9 | 17.7 | 4.0 | 2.6 | 7.6 | 9.4 |
| Sujet_9 | 18.3 | 19.0 | 3.4 | 1.9 | 7.3 | 7.6 |
| Sujet_10 | 13.8 | 16.2 | 2.1 | 1.6 | 2.2 | 2.6 |
| Sujet_11 | 20.6 | 18.6 | 2.0 | 1.9 | 3.2 | 6.5 |

Chapitre 6 – Discussion générale

6.1 Résumé des résultats principaux

La modélisation musculosquelettique permet l'estimation de paramètres, tels que les forces musculaires, qui ne pourraient pas être mesurées *in vivo* sans passer par des protocoles très invasifs. L'obtention de forces musculaires physiologiques à partir des modèles musculosquelettiques représente un défi sur le plan de la complexité numérique que cela demande. L'objectif principal de cette thèse était d'améliorer la géométrie musculaire des modèles musculosquelettiques dans le but d'obtenir une meilleure estimation des bras de levier musculaires et de proposer de nouvelles données et méthodes permettant l'évaluation de la géométrie musculaire des modèles multicorps rigides et éléments finis. Le manuscrit de cette thèse est fondé sur quatre études principales desquelles découlent des résultats majeurs afin de répondre aux quatre objectifs spécifiques que sont :

1. L'amélioration de la géométrie musculaire des modèles multicorps avec implémentation de contraintes transverses
2. L'évaluation de la fiabilité d'un modèle par éléments finis pour l'estimation des bras de levier et analyse de la sensibilité des zones d'insertion
3. La détermination expérimentale des bras de levier 3D pour des mouvements de grandes amplitudes
4. La quantification expérimentale des changements architecturaux des muscles lors de différents niveaux de contraction isométrique, en comparaison à une position de repos

Notre première étude, présentée dans le [Chapitre 2](#) en lien avec l'objectif 1, teste la fiabilité d'un modèle multicorps rigides avec des contraintes transverses en 2D en comparaison avec un modèle classique en 1D pour la représentation des trajectoires musculaires de la coiffe des rotateurs. Les principaux avantages de la représentation 2D avec des contraintes transverses par rapport à une représentation 1D sont une réduction de la sous-estimation des longueurs musculaires et l'absence de changement brusque de bras de levier qui seraient dus à des glissements de trajectoires musculaires. De plus, le nombre d'objets de contours nécessaire au

calcul des trajectoires est réduit dans le modèle 2D. Enfin, le modèle 2D permet une représentation plus physiologique des lignes d'action pour des mouvements ayant une amplitude de mouvement en dessous de 90° d'élévation du bras. Toutefois, lors de mouvement au-delà de cette amplitude, lorsque les points d'origine et d'insertion se rapprochent, les bras de levier et longueurs musculaires sont mal estimés, car le modèle ne prend pas en compte les déformations du volume musculaire.

Ce problème peut alors être résolu avec l'utilisation d'un modèle par éléments finis en 3D, présenté dans le Chapitre 3 en lien avec l'objectif 2. Ce type de modélisation permet de prendre en compte les interactions entre les structures et ainsi de simuler les trajectoires et déformations musculaires. Les bras de levier prédits par le modèle sont en accord avec les valeurs trouvées dans la littérature. Contrairement à la plupart des modèles multicorps rigides, notre modèle éléments finis permet de prendre en compte le fait que les différentes fibres d'un même muscle peuvent avoir des actions différentes dues à la position de leur insertion par rapport au centre de rotation de la tête humérale. Une étude de sensibilité a également permis de montrer que les bras de levier sont sensibles aux zones d'insertion : une variation de 10 mm des points d'insertion sur la tête humérale peut amener un muscle à avoir une action d'adduction plutôt que d'abduction par exemple.

Les deux dernières études constituant cette thèse offrent des données pouvant servir à l'évaluation de modèles musculosquelettiques ainsi qu'à une meilleure compréhension des fonctions des muscles. En effet, la troisième étude, présentée dans le Chapitre 4 et en lien avec l'objectif 3, fournit des données de bras de levier obtenus sur des spécimens cadavériques. La méthode innovante de calcul des bras de levier présentée dans cette étude permet de fournir des données en 3D en décrivant la composante en flexion, abduction et rotation axiale pour chacun des mouvements. De plus, les amplitudes de mouvements obtenues, selon différents plans d'élévation du bras, sont plus grandes que celles trouvées dans la littérature. Notre montage expérimental permet une meilleure prise en compte du rythme scapulo-huméral (les mouvements sont imposés à l'humérus tandis que la clavicule et la scapula sont laissées libres). Cette nouvelle base de données souligne l'importance de considérer chacune des composantes

des bras de levier, car les muscles peuvent avoir une modification du bras de levier sur un axe qui diffère de celui sur lequel est effectué le mouvement.

Enfin, dans la dernière étude, présentée dans le Chapitre 5, les modifications des paramètres architecturaux (volume musculaire externe et angle de pennation) des muscles de l'épaule, selon différents niveaux de contraction isométrique, sont étudiées. Cette étude vise à quantifier les différences entre les muscles au repos et les déformations lors de la contraction musculaire. Les résultats montrent que les changements dans l'architecture musculaire pour le biceps, le triceps et le deltoïde se produisent principalement entre 0 et 25% de contraction maximale volontaire. Il n'y a pas de différence significative au niveau des résultats entre les paramètres architecturaux à 25% et 50% de contraction maximale volontaire. De plus, les différences se situent principalement au niveau du biceps. Le triceps et le deltoïde sont peu affectés (en termes de déformation musculaire), ce qui peut laisser penser que la modélisation du comportement passif de ces muscles est suffisante. Les résultats principaux de cette étude, tels que la déformation moyenne des muscles, pourraient être utilisés pour valider les modèles par éléments finis de l'épaule intégrant de la contraction musculaire. Ces différents résultats seront discutés dans les prochains paragraphes.

6.2 Choix de la méthode pour l'estimation des bras de levier : géométrique versus excursion des tendons

De nombreuses expériences ont été réalisées dans le but de mesurer les bras de levier des muscles de la coiffe des rotateurs (Graichen, et al. 2001, Hughes, et al. 1997a, Kuechle, et al. 1997, Liu, et al. 1997, Nyffeler et al. 2004, Otis, et al. 1994). Bien que certains modèles musculosquelettiques utilisent des mesures de bras de levier empiriques (Langenderfer, Carpenter, et al. 2006), la plupart des modèles actuels modélisent la géométrie musculosquelettique et prédisent donc les bras de levier (Dickerson, et al. 2007, Dickerson et al. 2006, Van der Helm 1994). Les données expérimentales sont souvent utilisées pour évaluer la bio-fidélité des modèles musculosquelettiques développés. Cependant, le niveau de précision des modèles musculosquelettiques en comparaison avec les données expérimentales n'est pas clair et il est donc d'intérêt de se questionner sur l'utilisation de ces données pour évaluer des modèles. Lors de la revue de littérature (Chapitre 1), il a été question du choix de la méthode de calcul des bras de levier (Hik and Ackland 2019b). Il est alors apparu que la méthode géométrique était une meilleure approche de calcul que la méthode d'excursion des tendons, dans le but d'estimer les composantes 3D des bras de levier. Bien que ces méthodes soient censées être équivalentes d'un point de vue mathématique, elles posent toutes les deux des défis d'implémentation pour obtenir des résultats physiologiques respectant les hypothèses qui sont faites (Pandy and reviews 1999). Il est alors important de s'intéresser à la sensibilité de chaque méthode d'estimation des bras de levier. Dans les prochains paragraphes, nous discuterons des différences observées entre les bras de levier que nous avons obtenus (par méthode géométrique) et les bras de levier de la littérature (calculé avec la méthode d'excursion des tendons), pour des mouvements similaires.

Dans ce travail de thèse, différentes techniques de modélisation de la géométrie musculaire ont été utilisées afin de mesurer les bras de levier en 3D : modélisation multicorps rigides (Chapitre 2), modélisation par éléments finis (Chapitre 3) et des collectes de données sur sujets cadavériques (Chapitre 4). De manière générale, les bras de levier prédits par nos différentes approches sont cohérents entre les différentes études (Figure 66 et Figure 67). Cependant, lors de la comparaison

de ces résultats avec des données de la littérature estimées par la méthode d'excursion des tendons, certaines différences sont observables. Par exemple, dans l'article comparant les approches 1D et 2D pour la modélisation multicorps rigides (Chapitre 2), les bras de levier calculés lors d'un mouvement de flexion pour le sous-scapulaire sont plus élevés avec notre approche (amplitude de bras de levier de -25 mm (extension) qui diminue légèrement au-dessus de 30° d'élévation glénohumérale) que dans les données de la littérature (valeurs comprises entre -6 mm en extension et 18 mm en flexion) (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 1997, Quental, et al. 2015b). Ainsi, nos modèles multicorps rigides permettent la prédiction d'une action du sous-scapulaire en extension, mais ne représentent pas l'action en flexion que certaines fibres du muscle pourraient avoir. En revanche, ce comportement se retrouve dans les prédictions de notre modèle par éléments finis. Concernant les résultats prédits par ce dernier, le deltoïde postérieur semble avoir une action en adduction ou en abduction, selon la position de la ligne d'action considérée : en position anatomique les bras de levier en abduction varient entre 20 mm (abduction) et -40 mm (adduction) tandis qu'à la fin de l'abduction les valeurs sont comprises entre 0 et -40 mm (adduction). Notre montage expérimental mis en place lors des collectes de données permet d'avoir une seule ligne d'action pour le deltoïde postérieur, ce qui a mené à prédire uniquement une fonction en adduction (amplitude moyenne du bras de levier de -30 mm). Au contraire, dans les données de la littérature, seule l'action en abduction se retrouve (Hik and Ackland 2019b, Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang, Saltzman, et al. 2013, Walker, Struk, Matsuki, Wright, Banks, et al. 2016). Certaines différences dans les bras de levier peuvent être expliquées par le nombre de lignes d'action utilisées pour représenter chaque muscle : ce nombre varie entre les modèles musculosquelettiques développés dans le cadre de ce doctorat, et les collectes de données réalisées. Les expériences cadavériques représentent généralement le muscle avec une ou deux lignes d'action par muscle. Au contraire nos modèles musculosquelettiques sont composés de plusieurs fibres musculaires pouvant plus facilement prendre en compte les différentes fonctions musculaires (6 lignes d'action pour les muscles de la coiffe des rotateurs et 12 pour le deltoïde avec 4 lignes d'action pour chaque chef). En effet, les bras de levier sont sensibles à la définition des zones d'insertion des muscles comme constatée dans l'étude 2 (Chapitre 3). De plus, la collecte de données que nous avons réalisée montre qu'il

y a très peu de variabilité entre les trois répétitions de mouvement sur un même sujet, mais qu'il y a une plus grande variabilité lorsque l'on compare les sujets entre eux. Étant donné qu'il est difficile de reproduire exactement le même placement de ligne d'action entre tous les sujets, cela montre que les muscles doivent être représentés par plusieurs lignes d'action afin de considérer toutes leurs actions possibles (Quental, et al. 2015b).

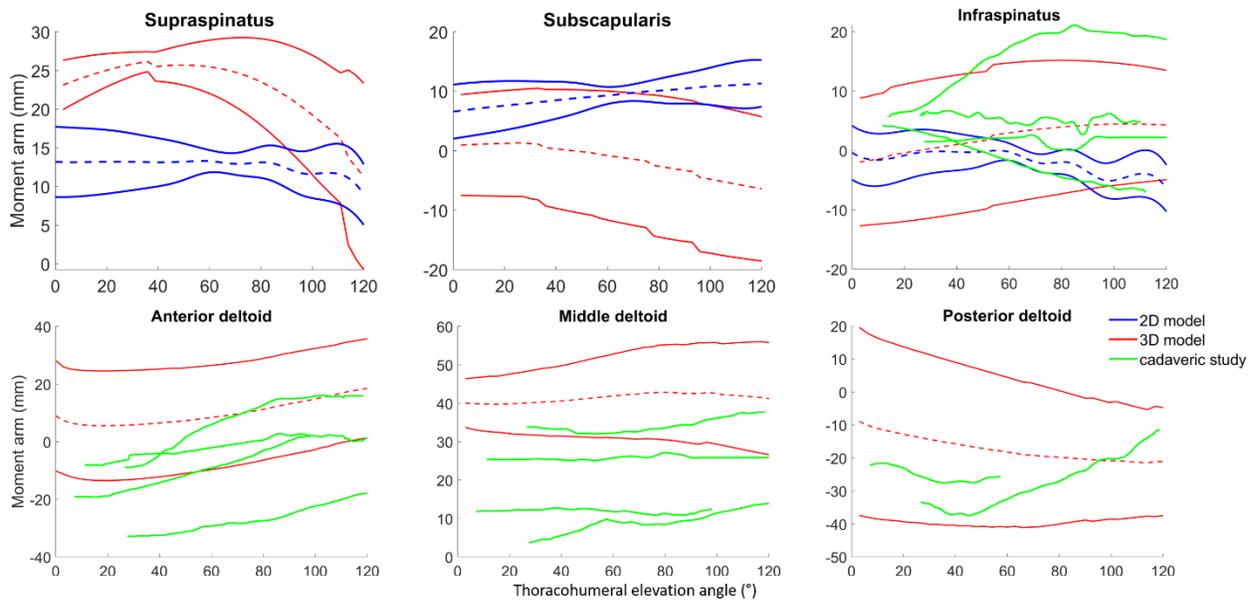


Figure 66 – Comparaison des bras de levier en abduction (moyenne et écart type) obtenus avec notre modèle 2D (en bleu), notre modèle 3D (en rouge) et les mesures cadavériques (en vert) pour un mouvement d'abduction.

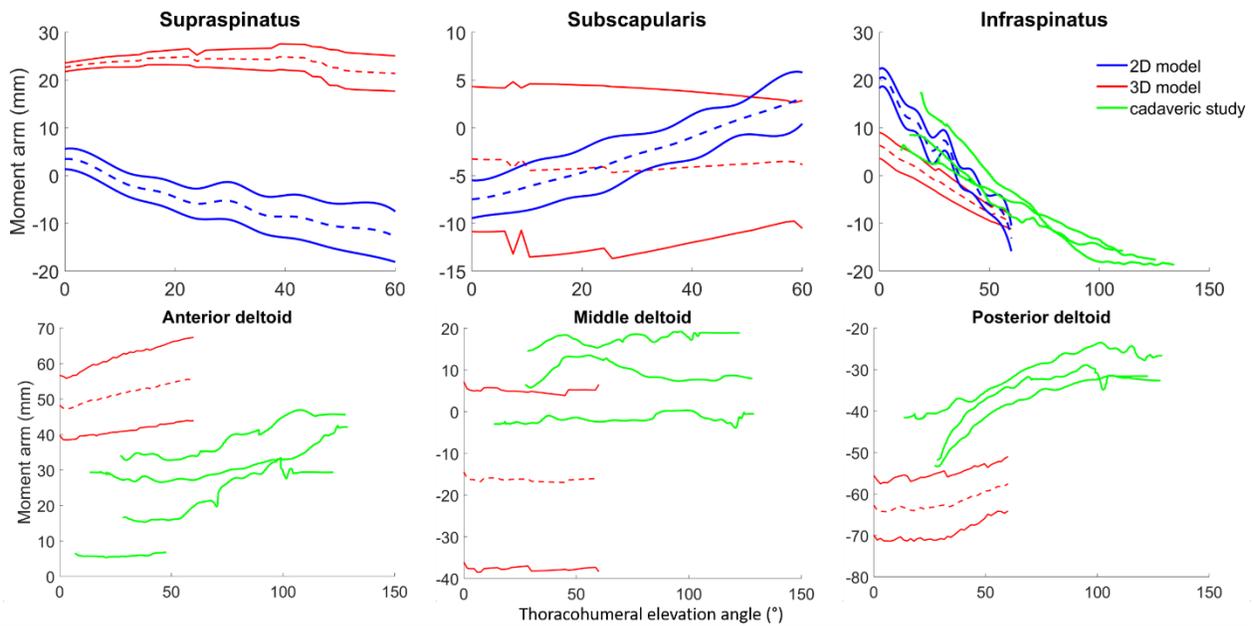


Figure 67 – Comparaison des bras de levier en flexion (moyenne et écart type) obtenus avec notre modèle 2D (en bleu), notre modèle 3D (en rouge) et les mesures cadavériques (en vert) pour un mouvement de flexion.

Certaines différences dans les estimations des bras de levier entre nos différentes approches peuvent aussi s'expliquer par les différences au niveau de la modélisation de la géométrie musculaire. En effet, dans le modèle multicorps 1D et 2D, les lignes d'action sont composées de ressorts mis en série alors que l'implémentation dans le modèle par éléments finis inclut une plus grande discrétisation dans le nombre de points utilisés. Dans le modèle éléments finis, les lignes d'action ne sont pas représentées par des ressorts mais par des éléments volumiques auxquels on applique une loi matériaux élastique. Dans ce sens, l'étude de Suderman and Vasavada (2017), dans laquelle les auteurs ont calculé les bras de levier des muscles du cou avec différentes approches de modélisation (représentation par une ligne droite *versus* la prise en compte de la vraie surface musculaire), montre qu'il y a des différences significatives entre les approches. Cela est d'autant plus important au niveau de l'articulation de l'épaule à cause de l'arrangement complexe qui existe entre les fibres musculaires. Bien qu'une étude de sensibilité ait été réalisée pour définir le nombre de ressorts nécessaires à la bonne représentation des trajectoires musculaires pour le modèle multicorps rigides 1D et 2D (compromis entre temps de calcul et

sensibilité des résultats obtenus en fonction du nombre de ressorts utilisés), une représentation avec des courbes pourrait améliorer les prédictions du modèle.

En plus des différences de prédiction de fonctions qui peuvent être observées entre nos différentes approches et les données de la littérature (par exemple abduction au lieu d'adduction), certaines différences existent également en termes d'amplitude de bras de levier. Bien que la fonction prédite soit la même, les valeurs estimées des bras de levier varient. Par exemple, lors du mouvement de flexion, les bras de levier en flexion du deltoïde postérieur estimés par notre modèle par élément finis sont de -60 mm (extension) alors que les valeurs de la littérature sont comprises entre -40 mm et -20 mm (Ackland, et al. 2008, Kuechle, et al. 1997, Schwartz, Kang, Lynch, Edwards, Nuber, Zhang, Saltzman, et al. 2013). Ainsi, nos résultats estimés à l'aide de la méthode géométrique ont généralement des valeurs plus grandes que les bras de levier prédits en utilisant la méthode par excursion des tendons. C'était également le constat fait par Hughes, et al. (1997a) lorsqu'ils ont comparé les deux méthodes pour l'estimation des bras de levier. Une des raisons pouvant expliquer les différences de résultats entre les deux méthodes est le fait qu'il est difficile de prendre en compte les interactions entre les différentes articulations au niveau de l'épaule en utilisant la méthode d'excursion des tendons (Pandy and reviews 1999). En effet, la méthode d'excursion du tendon suppose que le muscle agit directement sur l'articulation, ce qui est faux, car il faut prendre en compte les tissus adjacents et l'interaction entre les différentes articulations de l'épaule (Haering, et al. 2014b). Des différences peuvent aussi s'expliquer par la différence entre les populations étudiées étant donné la variabilité morphologique qui existe entre les individus. Il est donc important de normaliser les données pour s'affranchir de ces problèmes (Ackland, et al. 2008).

L'étude de Gatti, et al. (2007) avait pour but de comparer les bras de levier prédits par six différents modèles musculosquelettiques avec les résultats de sept études expérimentales. Les différents bras de levier comparés dans cette étude ont été obtenus par la méthode d'excursion des tendons ou bien par la méthode géométrique dans le cas des résultats expérimentaux. Les modèles musculosquelettiques, quant à eux, se basent tous sur la méthode d'excursion des tendons. Bien que, de manière générale, il y ait un bon accord entre les données estimées par les modèles et celles collectées expérimentalement, certaines différences existent et peuvent

s'expliquer par les hypothèses de calcul faites dans chacune des approches (Pal et al. 2007). En effet, bien que ces deux approches (méthode par excursion du tendon *versus* méthode géométrique) soient censées être équivalentes (Hughes, et al. 1997a, Pandey and reviews 1999), elles ne reposent pas sur les mêmes hypothèses et donc des erreurs dans la détermination de certains paramètres peuvent biaiser les résultats. Une étude comparant les bras de levier des muscles du cou prédits avec la méthode d'excursion des tendons et la méthode géométrique montre qu'il existe des différences significatives entre les deux approches (Suderman and Vasavada 2017). Les deux facteurs les plus sensibles dans le cas de la méthode d'excursion des tendons sont les points d'insertion et d'origine des muscles. Au contraire, avec l'utilisation de la méthode géométrique, la prédiction des bras de levier est principalement sensible au point d'insertion musculaire (et moins à l'origine) à cause de la proximité entre les sites d'insertion et l'axe instantané de rotation (Murray et al. 2002b). Davantage d'étude de sensibilité et de données permettant de mieux caractériser les paramètres anatomiques seraient nécessaires pour mieux prendre en compte ces variations.

6.3 Différentes méthodes de modélisation de la géométrie : enjeux sur l'estimation des forces musculaires

Comme nous l'avons vu dans la revue de littérature, la modélisation musculosquelettique permet l'estimation de paramètres, tels que les forces musculaires, qui ne pourraient pas être mesurées directement *in vivo* sans passer par des protocoles invasifs. En effet, les mesures expérimentales *in vivo* des forces musculaires sont soit restreintes aux tendons superficiels (comme le tendon d'Achille), soit aux opérations de chirurgie lorsque le tendon est exposé (Dennerlein 2005). Les modèles musculosquelettiques sont généralement combinés avec des approches directes ou inverses afin d'étudier les mouvements humains correspondant à une absence de blessure (Anderson et al. 2003) et pathologiques (Piazza and Delp 1996), ou bien pour simuler le mouvement humain après des procédures chirurgicales comme des chirurgies de transfert des tendons (Magermans et al. 2004b). L'obtention de forces musculaires physiologiquement plausibles à partir des modèles musculosquelettiques représente un défi sur le plan de la

complexité numérique que cela demande. Les conclusions des études dépendent, en partie, de la représentation de l'architecture des muscles et de leurs géométries, car une représentation non réaliste du corps humain peut altérer les prédictions des modèles (Hicks et al. 2015). En effet, il a été démontré que la prédiction de la force musculaire est très sensible à la détermination précise des bras de levier (Raikova and Prilutsky 2001). Les bras de levier sont le reflet des trajectoires musculaires. Le travail de thèse présenté ici ayant permis de tester plusieurs approches de modélisation des trajectoires musculaires (modèle intégrant de la géométrie musculaire 1D à la géométrie 3D), nous discuterons dans les prochains paragraphes des avantages et inconvénients de chaque méthode dans un but d'estimation des forces musculaires.

Il existe trois grandes familles d'approches numériques permettant d'obtenir les forces musculaires : l'approche inverse, l'approche directe ou bien la combinaison des deux. À cause de l'infinité de combinaison de forces musculaires pouvant être à l'origine d'un seul mouvement, il faut passer par des méthodes d'optimisation pour obtenir une solution unique. L'optimisation peut se faire de façon statique c'est-à-dire que plusieurs problèmes indépendants sont résolus (ce qui peut être la source de discontinuité dans l'estimation des forces musculaires), ou bien de façon dynamique ce qui veut dire que la résolution est effectuée sur l'ensemble des instants donc les forces musculaires sont continues temporellement. Bien que des études, comme celle de Anderson and Pandy (2001b), ont montré qu'il n'y a pas de différences significatives dans l'estimation des forces musculaires au niveau du membre inférieur lors de la marche entre l'optimisation statique ou dynamique, la prédiction des forces musculaires se retrouve néanmoins influencée dans certains cas (Lin et al. 2012). Les résultats de l'étude de Lin, et al. (2012) comparant différentes méthodes pour l'estimation des forces musculaires lors de la marche et de la course suggèrent que l'optimisation statique est la méthode la plus attractive à cause de sa robustesse et de son efficacité. Un aspect important à prendre en compte est le temps de calcul associé aux différentes approches qui vont probablement aussi conditionner le choix de l'approche de modélisation numérique. Si on prend l'exemple du modèle multicorps rigides de contraintes transverses 2D, une approche envisageable pour calculer les forces musculaires serait de passer par un problème d'optimisation statique. Dans ce cas-là, la Jacobienne des longueurs (permettant d'obtenir les bras de levier) est calculée par différence finie à l'aide d'une librairie

libre d'accès Ipopt (Interior Point Optimizer) (Wächter and Biegler 2006b). Or, le temps de calcul associé à cette approche est extrêmement long, ce qui rend cette technique difficilement exploitable. Cependant, des solutions existent pour accélérer le temps de calcul, comme le fait de passer par des bibliothèques libres d'accès permettant de faire de la différentiation algorithmique telle que CasADi (Andersson et al. 2019). En plus d'être plus rapide, cela permet également d'avoir des résultats plus proches de la réalité, car il y a moins d'approximation numérique. Du côté des calculs de force musculaire dans les modèles par éléments finis, ceux-ci sont également réalisés en passant par de l'optimisation statique grâce aux algorithmes disponibles sur Abaqus (Abaqus Inc., Providence, Rhode Island) et les bras de levier sont calculés par la méthode d'excursion des tendons (Terrier et al. 2008). Dans leur étude, Lin et al. (2010) ont prédit les forces musculaires et les forces de contact pour le genou durant la marche à l'aide de l'optimisation statique. Les bras de levier, quant à eux, étaient obtenus par excursion des tendons. Bien que cela donne de bons résultats sur le membre inférieur, avec un seul degré de liberté et un temps de calcul convenable, il est difficile d'extrapoler les résultats au membre supérieur où les degrés de liberté interagissent entre eux (Haering, et al. 2014b). De plus, l'amplitude de mouvement est beaucoup plus importante au niveau de l'épaule que du membre inférieur. Concernant l'articulation de l'épaule, Péan et al. (2020) ont fait de l'optimisation statique utilisant un modèle par éléments finis, où le muscle est modélisé par une partie élastique et une partie contractile avec des simulations quasi-statiques. Dans cette étude, l'optimisation statique est réalisée avec une fonction-objectif qui consiste à minimiser la somme des contraintes contractiles responsables de la dépense énergétique. Cette méthode offre des solutions qui permettent d'assurer une stabilité numérique, de réduire le temps de simulation et de faciliter la personnalisation du modèle éléments finis. Cependant, les simulations sont réalisées en quasi-statique et donc il n'est pas possible de savoir ce qui se passe tout au long du mouvement et les simulations ne peuvent se faire en temps réel. Néanmoins, il pourrait être possible d'identifier les postures du membre supérieur à risque de blessures et d'effectuer les simulations uniquement pour ces postures prédéterminées. Les positions à risques de blessures sont généralement des positions extrêmes (exemple d'un service au tennis). Cela permettrait alors de recueillir des informations de contraintes, de forces musculaires et de répartition des efforts qu'il serait impossible d'obtenir

en ayant recours à un modèle multicorps rigides classiques et ainsi d'avoir un modèle musculosquelettique complet permettant une meilleure compréhension des mécanismes de blessures.

Que ce soit pour l'optimisation statique ou pour l'optimisation dynamique, il faut choisir une fonction-objectif qui définira le critère à minimiser lors du processus d'optimisation. Ce critère peut avoir une influence directe sur les prédictions des forces musculaires. Par exemple, en optimisation statique, si la fonction objectif consiste à minimiser la somme des activations musculaires, l'optimisation va avoir tendance à favoriser les muscles qui ont de grands bras de levier (Kian et al. 2019). En effet, le recrutement des muscles produisant un grand moment articulaire est une caractéristique de l'optimisation statique lors de l'utilisation d'une fonction objectif qui minimise la somme des activations musculaires au carré (Wu, et al. 2016). Par exemple, dans l'étude de Kian, et al. (2019), des différences sont constatées entre la prédiction des forces musculaires et articulaires au niveau de l'épaule entre de l'optimisation statique et une approche guidée par EMG. En effet, alors que le deltoïde moyen et le supraépineux ont des valeurs maximales de bras de levier en abduction de 29.6 mm et 12.1 mm respectivement (Kian, et al. 2019), l'optimisation statique prédit des forces négligeables dans le supraépineux alors que l'approche basée sur l'EMG recrute les deux muscles. Ainsi, alors que l'optimisation statique peut fournir des estimations raisonnables des contributions des muscles moteurs aux moments articulaires, les données EMG suggèrent que l'approche par optimisation statique a tendance à sous-estimer l'activité des muscles ayant un faible bras de levier. Il est alors probable que l'optimisation statique ne prédise pas les forces musculaires nécessaires permettant la stabilisation de l'articulation glénohumérale. Cette différence est probablement moins marquée en utilisant l'approche directe, mais cela dépend également du choix des données suivies. Ainsi, il faut s'assurer d'avoir de bonnes estimations des bras de levier et dans ce cas, l'utilisation d'un modèle par élément finis serait plus précise que les estimations des modèles multicorps rigides.

La nature du modèle musculosquelettique est un autre aspect important de l'estimation des forces musculaires, sachant qu'une représentation non réaliste de l'articulation étudiée peut altérer leur estimation (Hicks, et al. 2015). L'utilisation de modèles multicorps rigides est souvent privilégiée à cause de sa simplicité d'implémentation. Cependant, ce type de modèle est souvent

soumis à des erreurs sur les bras de levier et les longueurs musculaires dues à des trajectoires musculaires non physiologiques. D'un point de vue général, le modèle de contraintes transverses 2D semble plus adapté que le modèle 1D, car ce dernier génère moins d'erreurs sur les bras de levier et les longueurs musculaires. Cependant, pour des mouvements de grande amplitude son utilisation reste limitée puisque la prédiction des trajectoires musculaires ne tient pas compte des déformations liées aux volumes musculaires. Il est envisageable de l'utiliser pour des mouvements simples c'est-à-dire selon un seul degré de liberté et ne dépassant pas les 90° d'élévation du bras. En plus des limitations dues à une représentation par approche filaire, le recours à notre modèle de contraintes transverses 2D ne permet pas de prendre en compte l'impact des forces de contact entre les structures (muscle-muscle et muscle-os). Dans le logiciel Anybody, la méthode *Force-dependent kinematics* a été implémentée pour ajouter une force lorsqu'il y a un point de contact avec un os (Andersen et al. 2011, Damsgaard, et al. 2006). Dans notre cas, lors du calcul des forces musculaires on considère que la force s'applique uniquement sur le point d'insertion unique au lieu de considérer toute la zone sur laquelle les tendons de la coiffe des rotateurs s'insèrent. Ce problème est d'autant plus important que les muscles composant le complexe de l'épaule sont de grands muscles en éventail qui viennent entourer la tête humérale ainsi que recouvrir et s'attacher sur une très grande partie de la scapula (Curtis, et al. 2006, Sakoma et al. 2011, Ward, et al. 2006). Cette complexité anatomique de l'épaule se fait également ressentir au niveau des muscles du grand rond et du grand dorsal. En effet, ces muscles ont tendance à s'enrouler l'un sur l'autre lors de certains mouvements (Goldstein and Clinics 2004) rendant ce comportement difficilement reproductible avec un modèle multicorps rigides. Pour produire des lignes d'action physiologique dans ces cas-là, il faudrait implémenter des objets de contours ou des points de passage permettant de contraindre les trajectoires à avoir des trajectoires physiologiques. Cependant, pour des muscles relativement complexes, ou pour de larges champs de mouvements, il est difficile d'identifier des conditions de trajectoires numériquement stables. Il faudrait intégrer des objets de contours afin de représenter fidèlement la forme du muscle autour des structures avoisinantes. Cependant, ils doivent être définis avec précision de sorte que l'erreur entre les bras de levier estimés et expérimentaux soit la plus faible possible. Cela pourrait être possible par optimisation en minimisant l'erreur sur les bras de levier

par la méthode des moindres carrée (Gatti and Hughes 2009). Cette nouvelle approche de développement de modèles musculosquelettiques permet de gagner plus de temps que la procédure conventionnelle consistant à modifier manuellement et de manière itérative les paramètres des modèles.

Le modèle éléments finis semble être une meilleure solution pour l'estimation des forces musculaires, car la représentation de la géométrie y est beaucoup plus physiologique en comparaison avec l'IRM sur l'amplitude de mouvement étudié, comme constaté dans le Chapitre 3. Premièrement, la modélisation par éléments finis permet également de prendre en compte les différences entre les tendons et les muscles en termes de propriétés matériaux et donc de loi de comportement alors que pour les modèles multicorps rigides 1D et 2D on considère uniquement des ressorts qui sont soumis à la loi de Hill (avec toutes les simplifications que cela implique et qui sont détaillées dans la revue de littérature). Deuxièmement, le recours au modèle élément finis permet de représenter à la fois les interactions entre les surfaces, ainsi que le volume musculaire et donc les déformations associées aux changements de géométrie de ce volume, contrairement aux modèles multicorps rigides. Cette technique de modélisation permet de prendre en compte le fait que la section de coupe va varier au cours des mouvements ce qui va faire varier les bras de levier, les longueurs musculaires et donc la direction de la force (Blemker, et al. 2005). De plus, comme dans ce type de modélisation l'approche n'est pas réduite à une modélisation filaire, ce qui permet de prendre en compte les zones d'insertion et d'origine physiologiques pour le calcul des forces musculaires, plutôt que de considérer juste un point d'attache sur l'os. Étant donné que cette technique de modélisation offre la possibilité d'implémenter facilement plusieurs lignes d'action pour un même muscle, elle permet de représenter toutes les fonctions possibles d'un même muscle. Par exemple, si on considère le muscle du supraépineux, selon la position de la fibre considérée et donc la position de cette dernière par rapport au centre de rotation de l'articulation, le muscle peut avoir une fonction de stabilisateur ou bien d'actionneur (Leschinger, Birgel, Hackl, Staat, Müller, Wegmann, et al. 2019, Wickham et al. 1998).

Une solution existe également pour s'affranchir à la fois des simulations multicorps rigides et des simulations par éléments finis. Pour cela, les bras de levier doivent être obtenus par mesure

expérimentale (généralement par des études cadavériques pour faciliter les mesures sur de grandes amplitudes de mouvements). Par exemple, sur le membre inférieur, la présence du « *Grand Challenge Competition* » permet d'obtenir de grandes bases de données disponibles pour la communauté scientifique (Fregly et al. 2012). Ces bases de données sur les bras de levier peuvent servir pour approximer les bras de levier par des fonctions polynomiales qui dépendent des degrés de liberté (Spägle et al. 1999). Les données expérimentales obtenues dans l'étude 3 de ce travail de thèse nous permettent d'avoir accès à une gamme de bras de levier 3D pour différents mouvements. Cependant, pour pouvoir réellement utiliser cette méthode il faudrait plus de données, sur des mouvements plus variés et avec une population plus grande qui permettrait de caractériser de façon physiologique les bras de levier de différents types de population.

L'estimation des forces musculaires est particulièrement d'intérêt dans le cadre des études cliniques (Baumer, et al. 2017, Funakoshi et al. 2008, Kolk, et al. 2017) car elles ne peuvent pas être estimées de façon non invasive *in vivo*. Ces données permettent d'améliorer les diagnostics et les traitements. De plus, dans un contexte clinique on a besoin de précision et donc d'un modèle qui soit le plus représentatif possible du sujet étudié (Bolsterlee 2014). Pour cela, le modèle éléments finis apparait encore une fois comme la meilleure approche en termes de géométrie comparée aux modèles multicorps rigides. En effet, ces modèles permettent une personnalisation de la géométrie grâce à l'obtention de données d'imagerie. Ce n'est pas forcément le cas pour des applications qui seraient plus ergonomiques ou bien sportives, car l'accès aux appareils d'imagerie médicale est moins aisé dans ces contextes. Les modèles multicorps rigides sont plus difficile à personnaliser ou à mettre à l'échelle, car ils nécessitent une définition spécifique des zones d'insertion et d'origine, des objets de contours et points de passages, et de la distribution des masses (Klemt, et al. 2019, Lewis et al. 2019, Winby et al. 2008). Or ces données ne sont pas forcément faciles à obtenir. De plus, les modèles par éléments finis permettent facilement la simulation de lésions tendineuses ou musculaires (Zheng, Zou, Peach, et al. 2017). Bien qu'il faille s'assurer de représenter physiologiquement les lésions, cela est toujours plus facile en 3D que sur un modèle de ligne d'action. En se basant sur une approche de modélisation multicorps rigides, il faudrait alors couper entièrement la ligne d'action. Dans le

meilleur des cas, ce sont les autres lignes d'action du modèle qui vont prendre le relais puisque celle-ci sera désactivée. Autrement, si le muscle est représenté par une unique ligne d'action, c'est toute la fonction du muscle qui disparaît. L'inconvénient majeur reste qu'on ne peut pas avoir les contraintes et déformations sur les tissus mous et donc on ne peut pas prédire la lésion. Une autre solution serait de faire varier les paramètres architecturaux (par exemple les longueurs à vide ou longueur isométrique) pour prendre en compte le fait qu'il manque une partie du muscle et qu'il ne peut donc plus agir sur la même partie de la courbe force-longueur (Jackson et al. 2013a). Étant donné les limitations que ces choix posent au niveau de la prise en compte de la géométrie, la représentation physiologique de telles conditions pathologiques est plus avantageuse avec un modèle par élément finis. De plus, cette technique de modélisation permet de prendre en considération les interactions et donc d'observer les potentiels comportements compensateurs des muscles avoisinants (Kelly, et al. 2005). En comparaison avec un modèle multicorps rigides, un modèle élément finis semble être une meilleure solution pour développer des modèles dans un contexte clinique de prévention de blessures et d'amélioration de traitement. En effet, ces derniers sont personnalisables à partir d'imagerie médicale, et considèrent les déformations musculaires et les interactions entre les différentes structures. Tout cela combiné devrait permettre une meilleure estimation des forces musculaires.

6.4 Limites

Les différentes limites de ce travail de thèse qui n'ont pas été traitées dans les articles seront abordées dans les prochains paragraphes, que ce soit concernant les protocoles d'acquisition des données servant à évaluer la fiabilité des modèles (section 6.4.1) ou bien les paramètres utilisés pour construire les modèles (section 6.4.2).

6.4.1 Limites liées aux protocoles expérimentaux réalisés

Le moyen le plus fiable de personnaliser géométriquement un modèle reste l'utilisation de données d'imagerie médicale qui soit spécifique au sujet étudié (Büchler, et al. 2002, Favre et al. 2012b, Terrier, et al. 2007, Webb, et al. 2014b). Dans notre cas, les données acquises dans le cadre de la première étude (Chapitre 2) ont servi non seulement au développement des différents modèles présentés (le modèle 2D contenant les contraintes transverses et le modèle 3D éléments

finis), mais aussi à leur évaluation. Cependant, l'acquisition de ces données d'imagerie par résonance magnétique est sujette à quelques limitations qui ont pu impacter les résultats principaux présentés dans cette thèse.

Premièrement, plusieurs réglages des paramètres IRM peuvent être trouvés dans la littérature. Le choix dépend principalement des structures que l'on souhaite reconstruire, par exemple, les séquences vont différer selon les structures que l'on souhaite acquérir : volumes osseux ou musculaires. Nous avons fait le choix d'utiliser une pondération en T1, avec un temps de répétition de 600 ms, un temps d'écho de 12 ms et une épaisseur de coupe de 3 mm. Cependant, il est impossible de voir les tendons sur les images acquises dans ces conditions. Les géométries correspondantes aux tendons ont donc été reconstruites à partir de données d'études anatomiques (Curtis, et al. 2006, Dugas, et al. 2002), ce qui peut probablement entraîner des erreurs, car la géométrie n'est plus spécifique au sujet. Pour s'affranchir de ce problème, une autre pondération IRM pourrait être utilisée, comme celle utilisée par Webb, et al. (2014b) lors de la construction de leur modèle éléments finis (pondération en écho de spin rapide, avec un temps de répétition de 4200 ms et un temps d'écho de 13.4 ms). De plus, le modèle par élément finis a été construit en combinant les données d'IRM ainsi que des images tomodensitométriques (pour une meilleure reconstruction des volumes osseux), ce qui a pu engendrer des erreurs lors du recalage des différentes structures. Cependant, bien que le recalage puisse donner lieu à des erreurs, cette méthode reste la meilleure méthode de construction de modèle, car elle permet d'avoir une géométrie précise des structures osseuses grâce aux images tomodensitométriques et également des tissus mous en passant par l'imagerie par résonance magnétique.

Deuxièmement, lors de l'acquisition des images par résonance magnétique, le sujet était allongé sur la table et non debout. Ceci peut créer des artéfacts de tissus mous. Ainsi, lors de la reconstruction de la géométrie musculaire, il se peut que les volumes initiaux ne coïncident pas exactement à la réalité physiologique. Ceci peut amener des artéfacts de tissus mous et influencer les déformations de la géométrie musculaire observée, qui peut alors être différente des déformations que l'on prédit avec nos différents modèles. Nous faisons l'hypothèse que cela a peu d'impact sur les résultats observés. En effet, la position couchée imposée au sujet ne doit probablement pas impacter les muscles de la coiffe des rotateurs, qui sont des muscles profonds

et plats, mais plutôt se faire ressentir au niveau de la géométrie du deltoïde. Il serait possible d'avoir une idée des déformations musculaires engendrées par cet artéfact d'acquisition en appliquant la gravité sur le modèle par éléments finis et en regardant ce qui se passe au niveau des déformations musculaires des tissus mous. Afin de s'affranchir de ce problème, la solution serait d'acquérir les données grâce à un système d'IRM ouvert. Dans l'idéal, le sujet pourrait alors être debout, voir dans des positions de la vie quotidienne afin d'obtenir des données réelles. En pratique, les études faites avec ce système se contentent pour l'instant de certaines configurations du bras, car le système ne permet pas encore d'acquérir les données pendant un mouvement (Graichen et al. 2000). En effet, les temps d'acquisition restent longs ce qui implique que le sujet reste immobile pendant toute la durée. De plus, même lors de l'utilisation d'un système d'imagerie ouvert, le sujet est placé en position couchée et non debout dans le système (Cereatti et al. 2014). Des développements de nouvelles techniques d'imagerie sont nécessaires avant de pouvoir totalement utiliser ce système pour l'acquisition de données dans des conditions représentant parfaitement la vie quotidienne.

Les études cadavériques sont avantageuses, car elles permettent d'observer directement un muscle et son architecture (Curtis, et al. 2006, Ward, et al. 2006). Cependant, les tissus cadavériques subissent des changements qui sont difficilement quantifiables par rapport au comportement de tissus *in vivo*. Dans leur étude *Martin, et al. (2001)* s'intéresse aux différences architecturales (angle de pennation et longueurs des fibres) entre des spécimens cadavériques et des sujets *in vivo*. Les résultats montrent qu'il existe des différences entre le muscle contracté ou au repos d'un sujet *in vivo* et un muscle issu d'un sujet cadavérique. Les résultats des études *in vitro* sont souvent utilisés pour calibrer et construire les modèles, mais les paramètres architecturaux des muscles ne sont pas les mêmes que pour des tissus *in vivo*. Ainsi, une des limites de notre étude 3 (Chapitre 4) est que les déformations musculaires *in vivo* sont difficilement reproductibles. Bien que lors des essais réalisés, des fils aient été insérés dans le muscle afin de recréer de la tension, les tendons ont tendance à se replier sur eux même lors des mouvements, dus au manque de tonus musculaire et de contraction, ce qui peut fausser les trajectoires musculaires et donc les bras de levier.

6.4.2 Définition des paramètres des modèles

Que ce soit pour la définition du modèle de contraintes 2D ou bien du modèle éléments finis, il est difficile de caractériser les paramètres régissant les modèles, et qui correspondent au sujet étudié. Dans les paragraphes suivants nous discuterons des difficultés de définir les bonnes propriétés matériaux, de définir le bon état initial du muscle ainsi que de la cinématique imposée aux modèles.

Si nous nous intéressons aux bras de levier et aux déformations musculaires qui surviennent au cours des mouvements, il faut tenir compte de l'état de tension initiale de chaque muscle. Une limitation de l'implémentation de notre modèle éléments finis réside alors dans le manque de définition des précontraintes dans le modèle, ainsi que dans la littérature. En effet, bien que le modèle par éléments finis soit initialement défini en position anatomique, il existe des précontraintes initiales dans le modèle avec une tension présente dans les muscles (Siebert et al. 2014). À notre connaissance, elle est toujours ignorée dans les modèles musculosquelettiques. Dans les modèles, la position anatomique est assimilée à la position de repos des muscles. Cela peut être particulièrement problématique pour les muscles de la coiffe des rotateurs, car les fibres musculaires sont généralement étirées à une longueur plus grande que la longueur de repos lorsque l'épaule est dans une position neutre. Il s'agit également de la position dans laquelle les muscles de la coiffe des rotateurs produisent le plus de force passive, et donc les déformations initiales ont des chances d'être plus importantes pour ces muscles. Les données issues d'expériences réalisées en zéro gravité où les sujets adoptent une position de repos pourraient être utilisées pour définir une position de repos des muscles (Mount et al. 2003). Il faudrait alors caractériser les précontraintes dans la position anatomique en fonction de la position de repos. Bien que cela nous fournisse une position de repos globale, la configuration déterminée ne correspond pas forcément à la position de repos de chaque muscle, certains muscles peuvent se trouver plus étirés que d'autres. Il faudrait définir une position de repos par muscle, comme c'est le cas lors de l'étude de position de repos suite à une opération de chirurgie (Jackson, et al. 2013a). Des études sur spécimen cadavérique avec utilisation d'un système de stéréo corrélation (Sednieva et al. 2020) pourrait également permettre d'établir des valeurs de précontraintes qui seraient intégrées dans la suite des développements des modèles.

En raison de la complexité des comportements mécaniques du matériel biologique (Martins et al. 2006b), il est difficile de représenter des propriétés matériaux réalistes dans tous les tissus musculaires de l'épaule. De plus, les paramètres utilisés pour définir les propriétés matériaux ne sont pas personnalisés au sujet. En effet, les tissus biologiques ont généralement des propriétés mécaniques complexes et sont de nature anisotrope et non-homogène avec des comportements non-linéaires et viscoélastiques (Blemker, et al. 2005). Dépendamment du cadre de recherche, les propriétés matériaux peuvent être simplifiées sans que cela impacte les résultats prédits par le modèle. Dans notre cas, le fait de considérer les muscles comme des matériaux isotropes peut influencer les déformations et donc les lignes d'action. Bien qu'une comparaison ait été faite dans l'étude 2 (Chapitre 3) pour comparer les résultats entre un matériau isotrope et anisotrope, la différence a été calculée uniquement pour une position, les autres posant des problèmes de convergence. Des études de sensibilité sont nécessaires afin de mieux comprendre l'impact du choix des paramètres sur les résultats du modèle (Viceconti, et al. 2005). Des techniques d'optimisation pourraient être utilisées pour déterminer les paramètres matériaux à utiliser (Guan et al. 2011). Par exemple, une solution dans notre cas pourrait être d'optimiser les paramètres permettant de définir un matériau anisotrope (Shim et al. 2014) avec comme fonction-objectif de minimiser les différences géométriques entre les volumes des différentes postures réalisées lors des acquisitions IRM et les déformations prédites par le modèle éléments finis. Cette technique permettrait d'obtenir un modèle personnalisé au sujet étudié.

L'épaule est constituée de nombreux muscles et articulations qui ensemble agissent pour permettre au membre supérieur de se déplacer. La grande mobilité du complexe de l'épaule est due aux interactions existantes entre les quatre articulations (rythme scapulo-huméral) qui la composent. Ces interactions ne sont prises en compte ni dans les modèles multicorps rigides, ni dans le modèle par éléments finis, l'accent étant mis sur l'articulation glénohumérale. Dans les modèles développés pour l'étude 2 (Chapitre 3) et l'étude 3 (Chapitre 4), la cinématique est uniquement imposée à l'humérus, bien que les structures de la scapula et de la clavicule soient représentées. Dans ces modèles, la scapula et la clavicule, quant à elles, restent fixes pendant les mouvements. Cela ne représente pas le rythme scapulo-huméral présent à l'articulation, bien que cela reste physiologique pour des mouvements qui restent en deçà de 30° d'élévation du bras

(Graichen et al. 2005). Les résultats des bras de levier obtenus avec ce modèle sont discutables pour le deltoïde qui vient s'insérer sur la scapula ainsi que sur la clavicule (Zheng, Zou, Peach, et al. 2017). Au contraire, lors des mesures des bras de levier sur sujets cadavériques, le rythme scapulo-huméral n'était pas contraint (la scapula et la clavicule étaient libres de bouger pour suivre les mouvements de l'humérus). Dans la plupart des études cadavériques, soit le rythme scapulo-huméral est imposé manuellement (Ackland, et al. 2008), soit la scapula est fixe et ne peut donc pas bouger (Otis, et al. 1994). Nous faisons l'hypothèse que les simplifications faites dans la déclaration de la cinématique dans nos différents modèles n'influencent pas les bras de levier des muscles de la coiffe des rotateurs.

6.5 Perspectives

Dans cette dernière section, nous présenterons les futurs axes de recherche découlant de ce travail de doctorat et basés sur les conclusions des différentes études présentées. Nous verrons ainsi comment prendre en compte l'activation musculaire dans les modèles éléments finis et comment combiner les modèles multicorps rigides avec les modèles éléments finis pour le développement d'un modèle hybride. Ces différentes pistes d'amélioration et de poursuite du travail devraient permettre de renforcer davantage la modélisation physiologique de la géométrie musculaire et d'estimer les forces musculaires afin de pouvoir répondre à des questions de dimensions cliniques.

6.5.1 Stratégie d'intégration de l'activation musculaire dans les modèles éléments finis

Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes concentrés sur la modélisation du comportement passif des muscles. Bien que les trois premières études nous aient permis d'évaluer la fiabilité du comportement passif des modèles, étape essentielle à la conception d'un modèle qui soit bio-fidèle, l'étude 4 (Chapitre 5) montre que pour certains muscles, il y a des changements significatifs de géométrie musculaire due à la contraction. La prise en compte de l'activation musculaire dans le modèle éléments finis devrait permettre une prédiction des bras de levier qui soit plus proches des valeurs physiologiques. Bien que des approches actuelles existent dans la littérature pour intégrer de l'activation musculaire dans les modèles, cela reste

un défi tant au niveau de l'implémentation, de la convergence des calculs (et du temps de simulation), que de la validation des résultats en sortie du modèle. De plus, le manque de données expérimentales dans la littérature permettant l'évaluation du comportement des modèles musculosquelettiques actifs ne permettait pas de réaliser ce travail dans le cadre de ce doctorat. Cependant, des pistes pour la suite des travaux sont offertes dans les paragraphes suivants.

L'intégration des muscles actifs 3D en éléments finis et de leurs interactions est un élément important pour la compréhension des blessures à l'épaule. Les modèles éléments finis comprenant de l'activation sont décomposés en deux parties : une partie passive souvent caractérisée par une loi hyper-élastique, anisotrope et quasi-incompressible et une partie active. Une première approche permettant de modéliser l'activation musculaire serait de modéliser les muscles à l'aide d'éléments discrets 1D qui seraient placés sur les arêtes des éléments volumiques et réagiraient à une loi de Hill (Li et al. 2016). Cette méthode volumique discrète a déjà été testée avec succès sur le membre inférieur (Mo et al. 2018). Elle est particulièrement appréciée en raison de son efficacité numérique et de sa robustesse même dans des cas de grandes déformations comme cela est le cas à l'épaule. De plus, le coût numérique de cette approche est considérablement réduit (Hedenstierna et al. 2008, Howley 2014). Une autre approche d'intégration de l'activation musculaire est de passer soit par des éléments thermoélastiques, soit par des éléments électromécaniques (Stelletta 2015). Cependant, dans ce type de modélisation volumique discrète, le maillage volumique doit tenir compte de la direction des fibres et de l'angle de pennation qui change pendant les mouvements et la contraction, comme le montre l'étude 4 (Chapitre 5). Pour se faire, un maillage hexaédrique est nécessaire afin d'assurer une orientation physiologique des fibres musculaires (Maganaris et al. 1999). Il faudra donc veiller à d'abord changer le maillage pour obtenir un maillage représentant les trajectoires des fibres musculaires.

Une autre approche reposant sur une modélisation volumique continue est également possible. Cette approche a l'avantage d'être indépendante du maillage utilisé et donc la représentation de l'orientation physiologique des fibres musculaires n'est pas nécessaire. Il est possible d'utiliser un maillage tétraédrique comme le maillage de notre modèle par éléments finis. L'implémentation de l'activation musculaire se fait en définissant des paramètres de concentration de calcium et de longueurs des sarcomères (Hunter et al. 1997). En effet, la concentration de calcium dans le

muscle permet de contrôler le niveau d'activation et peut être exprimée comme un pourcentage de la concentration maximale. Cette méthode serait intéressante dans notre cas, car elle est facilement implémentable grâce aux lois matériaux MAT_128, MAT_266 et MAT_295 déjà disponibles dans LS-DYNA. Le modèle éléments finis pourrait être évalué grâce aux données recueillies sur le deltoïde lors de l'étude 4 (Chapitre 5), après l'implémentation de l'activation réalisée. Cet axe de recherche, qui constitue une continuité à ce travail de thèse, fait l'objet d'une étude à part entière qui sera développée dans notre équipe. La suite pourrait alors être de comparer les estimations de trajectoires musculaires et de bras de levier entre le modèle actif et le modèle passif.

6.5.2 Étude de sensibilité grâce aux modèles musculosquelettiques développés

Les modèles musculosquelettiques développés et évalués dans le cadre de ce doctorat offrent de nombreuses possibilités en termes d'étude de sensibilité. En effet, tel que constaté dans la revue de littérature, les modèles musculosquelettiques sont très sensibles à certains paramètres d'entrées pouvant influencer les résultats des simulations. Ainsi, comme discuté dans la section 6.2, le choix de la méthode de modélisation est important pour le processus de calcul des forces musculaires. Cependant, nous n'avons pas testé pour le moment l'influence des différentes géométries sur l'estimation des forces musculaires. Il pourrait alors être intéressant de comparer les résultats d'une optimisation statique entre la géométrie des modèles multicorps rigides 1D et 2D et le modèle par élément finis en 3D.

Une autre étude de sensibilité pourrait également être réalisée sur le modèle élément finis afin de quantifier l'effet des propriétés matériaux sur les déformations prédites par le modèle et donc sur l'estimation des bras de levier. Dans l'étude 2 (Chapitre 3), un test de sensibilité avait été fait pour un mouvement afin de comparer les déformations obtenues entre un matériau isotrope et anisotrope (qui offre une meilleure représentation des propriétés physiologiques des muscles). Il y avait alors très peu de différences sur le mouvement testé. Des études complémentaires futures permettront de vérifier ce résultat préliminaire. En effet, dans la littérature beaucoup de propriétés différentes utilisant des valeurs de paramètres peuvent être trouvées ce qui complique la définition d'un nouveau modèle. Cependant, dans certains cas, dépendamment du contexte de

recherche, les propriétés matériaux peuvent être simplifiées sans compromettre la qualité des résultats prédits. Dans le futur, davantage d'étude de sensibilité seront nécessaire pour mieux comprendre l'effet des différentes propriétés matériaux (Viceconti, et al. 2005).

6.5.3 Vers une approche hybride combinant les modèles multicorps et les modèles éléments finis

Tel que souligné dans la revue de littérature, il existe deux types de modèles communément utilisés pour l'analyse de mouvement : les modèles multicorps rigides et les modèles par éléments finis, chacun présentant leurs avantages et leurs inconvénients. Afin de contourner les limites de chacune des approches de modélisation et de bénéficier des avantages de chaque type de modélisation, des modèles hybrides peuvent être développés. Ces modèles permettent notamment de combiner l'utilisation des éléments finis avec les modèles multicorps rigides. Comme nous l'avons vu dans le Chapitre 3, l'utilisation d'un modèle par éléments finis est avantageuse, car elle permet une meilleure description des trajectoires musculaires, avec cependant des temps de calcul beaucoup plus longs que les modèles multicorps rigides, qui eux permettent une moins bonne estimation des bras de levier et des longueurs musculaires. Ces derniers ont l'avantage de pouvoir plus facilement être utilisés dans des boucles d'optimisation. Les modèles hybrides ouvrent de nouvelles possibilités afin de prédire les contraintes des tissus mous. Dans ce contexte, les modèles hybrides pourraient servir à prédire les blessures et simuler différentes approches de traitement.

L'approche la plus classique consiste à implémenter une analyse multicorps rigides suivis d'une analyse par éléments finis. La première étape serait de mettre à l'échelle un modèle multicorps rigides pour faire correspondre l'anthropométrie du sujet. Puis, les forces musculaires seraient prédites par optimisation et les forces de réactions aux articulations seraient calculées. Ces données sont injectées dans le modèle éléments finis en tant que conditions aux limites. Finalement, les trajectoires musculaires et les bras de levier pourraient être estimés.

Ce type de modélisation a déjà été utilisé dans la littérature. Une première approche consiste à appliquer des conditions aux limites provenant des modèles multicorps rigides qui ne contiennent pas de muscles. Les efforts (forces et moments) articulaires nets peuvent être directement

appliqués (Abouelkhair et al. 2012). Autrement, les forces musculaires peuvent être appliquées directement sur les os sous la forme de vecteur (Gupta et al. 2004, Maldonado et al. 2003). Très peu d'études incluent l'activation musculaire dans leurs modèles par éléments finis, ou alors sous forme 1D (Favre, et al. 2012b). Dans les cas où l'activation musculaire est implémentée (Lee et al. 2009, Webb, et al. 2014b), les modèles ne se servent pas directement de valeurs physiologiques d'activations. De plus, la plupart des études sur la modélisation du membre inférieur (Navacchia et al. 2016, Perrier et al. 2015) et non du complexe de l'épaule, car les interactions sont plus difficiles à prendre en compte. Ainsi, un nouveau modèle hybride combinant l'approche multicorps rigide et l'approche élément finis, avec intégration de l'activation musculaire pourrait aider à déterminer les contraintes dans les tissus mous et donc à limiter les risques de blessures.

6.5.4 Application clinique : vers une meilleure compréhension des pathomécanismes

Comme nous l'avons vu dans la revue de littérature (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**), l'épaule est une articulation particulièrement sujette aux blessures à cause de ses nombreuses sollicitations dans la vie quotidienne. Ce constat est d'autant plus vrai pour les utilisateurs de fauteuil roulant chez qui la prévalence des douleurs au membre supérieur est supérieure à 70% (Smith et al. 2016). L'étude de la biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant pourrait contribuer à l'amélioration de la qualité de vie des utilisateurs (Chow et al. 2001) en offrant une meilleure compréhension des mécanismes de dégénérescence des tissus de l'épaule.

Comme nous l'avons vu dans la section précédente (section 6.5.3), les modèles hybrides sont une avenue prometteuse afin d'estimer les contraintes dans les tissus mous et limiter les risques de blessures. Le développement d'un modèle hybride (combinaison des modèles neuro-musculosquelettiques et des modèles éléments finis) pourrait permettre de raffiner notre compréhension des mécanismes et des facteurs biomécaniques de risque de pathologies chroniques de l'épaule. Dans un premier temps, la cinématique de l'épaule ainsi que les efforts musculaires pourraient être évalués à l'aide d'un modèle neuro-musculosquelettique. En adaptant l'algorithme de calibration de Pizzolato et al. (2015) à l'articulation glénohumérale les forces musculaires pourraient être estimées et serviront comme conditions aux limites dans le

modèle éléments finis. Ensuite, le modèle éléments finis intégrant une représentation des muscles actifs en 3D serait utilisé pour évaluer les pathomécanismes de l'usure de l'épaule. Les informations tirées de ce modèle permettront, à terme, de proposer des recommandations afin de minimiser les contraintes associées à la propulsion en fauteuil roulant. Cela pourrait également permettre au clinicien de corriger la technique de propulsion et les réglages du fauteuil.

Conclusion

Cette thèse avait pour objectif général d'améliorer la représentation de la géométrie musculaire de la coiffe des rotateurs et du deltoïde dans les modèles musculosquelettiques. Afin de résoudre cette problématique, plusieurs techniques différentes de modélisation ont été testées. Les résultats de chacun des modèles musculosquelettiques développés ont été évalués en les comparant avec des données d'imagerie par résonance magnétique et des données de la littérature.

Ce travail nous a permis d'évaluer différentes méthodes de modélisation de la géométrie musculaire pour la représentation des muscles de la coiffe des rotateurs et du deltoïde. Nous avons démontré que, bien que le modèle multicorps rigides avec contraintes transverses semblent une bonne alternative aux modèles multicorps 1D, son utilisation n'est pas fidèle (en comparaison avec l'IRM) lorsque l'on dépasse les 90° d'élévation du bras, car aucune considération du volume musculaire n'est faite. C'est pourquoi le modèle élément finis a été développé. En plus de prendre en considération les volumes musculaires et les interactions entre les structures, il permet une meilleure estimation des bras de levier et peut être utilisé plus facilement pour simuler des blessures ou lésions. Nous avons montré que la prise en compte des interactions entre les structures permet une meilleure estimation des trajectoires musculaires. Cependant, la littérature manque de données pour l'évaluation des modèles multicorps rigides. Les données collectées sur sujets cadavériques vont permettre de mieux comprendre les fonctions musculaires sur des mouvements variés et de grandes amplitudes de mouvement et vont pouvoir être utilisées pour tester les prédictions des modèles musculosquelettiques. Enfin, puisque tout le travail précédent a été effectué en considérant uniquement le comportement passif des muscles, il fallait analyser le comportement actif des muscles. Cela nous a permis d'établir que les changements significatifs de paramètres architecturaux (angle de pennation et géométrie externe) surviennent principalement entre 0% et 25% de contraction maximale volontaire pour le biceps, le triceps et le deltoïde. Ces résultats pourront être utilisés pour évaluer

les futurs modèles musculosquelettiques. En cela, notre travail repousse les limites exprimées dans la revue de littérature et répond aux objectifs spécifiques exposés au début de cette thèse.

Plusieurs points majeurs ont été démontrés dans ce manuscrit. Le premier est que le modèle éléments finis est la meilleure façon de représenter la géométrie musculaire de l'articulation glénohumérale. Le but d'une telle approche pourrait être d'estimer les forces de contact et d'offrir un modèle musculosquelettique de l'épaule plus complet permettant de mieux comprendre les mécanismes de blessures. Dans ce but, une description plus complète de la fonction musculaire pendant différents mouvements a également été offerte à travers la collecte de données effectuées. Le deuxième point démontré par ce travail de doctorat est que la majorité des changements architecturaux des muscles surviennent entre 0 et 25% de contraction maximale volontaire. Ces changements en termes d'angle de pennation et de déformation du volume musculaire externe devraient être pris en compte dans les modèles musculosquelettiques intégrant de l'activation musculaire.

Les efforts de recherche déployés dans ce travail ne sont que les débuts de travaux qui pourraient être beaucoup plus larges. Aussi, ils devraient être poursuivis dans le but d'estimer les forces musculaires qui serviront à des applications cliniques majeures, améliorant ainsi le bien être des personnes blessées.

Bibliographie

- Abouelkhair F, Duprey SJCmib, engineering b. 2012. Assessing shoulder posture ergonomics thanks to a finite element analysis.15:348-349.
- Ackland DC, Lin Y-C, Pandy MG. 2012a. 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.
- Ackland DC, Lin Y-C, Pandy MG. 2012b. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle–tendon properties: a Monte-Carlo analysis. *J Biomech*.45:1463-1471.
- Ackland DC, Pak P, Richardson M, Pandy MG. 2008. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of Anatomy*.213:383-390.
- Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG. 2010a. Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *JBS*.92:1221-1230.
- Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG. 2010b. Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty.92:1221-1230.
- Adams CR, Baldwin MA, Laz PJ, Rullkoetter PJ, Langenderfer JE. 2007. Effects of rotator cuff tears on muscle moment arms: a computational study. *Journal of biomechanics*.40:3373-3380.
- Ainsworth R, Lewis JSJBjasm. 2007. Exercise therapy for the conservative management of full thickness tears of the rotator cuff: a systematic review.41:200-210.
- An K-N, Takahashi K, Harrigan T, Chao E. 1984. Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of biomechanical engineering*.106:280-282.
- An K-N, Ueba Y, Chao E, Cooney W, Linscheid R. 1983. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of biomechanics*.16:419-425.
- Andersen MS, Damsgaard M, Rasmussen J. Force-dependent kinematics: a new analysis method for non-conforming joints. *Proceedings of the XIII International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*; 2011.
- Anderson FC, Pandy MG. 2001a. Dynamic optimization of human walking. *J Biomech Eng*.123:381-390.
- Anderson FC, Pandy MG. 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking.17:159-169.
- Anderson FC, Pandy MG. 2001b. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent.34:153-161.
- Andersson JA, Gillis J, Horn G, Rawlings JB, Diehl MJMPC. 2019. CasADi: a software framework for nonlinear optimization and optimal control.11:1-36.
- Apreleva M, Özbaydar M, Fitzgibbons PG, Warner JJ. 2002. Rotator cuff tears: the effect of the reconstruction method on three-dimensional repair site area. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*.18:519-526.
- Arnold AS, Salinas S, Asakawa DJ, Delp SL. 2000. Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Computer Aided Surgery*.5:108-119.

Audenaert A, Audenaert E. 2008. Global optimization method for combined spherical–cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling. *Computer methods and programs in biomedicine*.92:8-19.

Aurora A, McCarron J, Iannotti JP, Derwin KJJoS, Surgery E. 2007. Commercially available extracellular matrix materials for rotator cuff repairs: state of the art and future trends.16:S171-S178.

Bassett R, Browne A, Morrey B, An K. 1990. Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. *Journal of biomechanics*.23:405-415.

Baumer TG, Dischler J, Mende V, Zael R, van Holsbeeck M, Siegal DS, Divine G, Moutzouros V, Bey MJ. 2017. Effects of asymptomatic rotator cuff pathology on in vivo shoulder motion and clinical outcomes. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.26:1064-1072.

Blache Y, Begon M, Michaud B, Desmoulins L, Allard P, Dal Maso FJPo. 2017. Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task.12:e0189406.

Blache Y, Michaud B, Rogowski I, Monteil K, Begon MJIToBE. 2018. Sensitivity of shoulder musculoskeletal model predictions to muscle–tendon properties.66:1309-1317.

Blaier W, Czaplicki A, Dziewiecki K, Mazur Z. 2010. Influence of selected modeling and computational issues on muscle force estimates. *Multibody System Dynamics*.24:473-492.

Blemker S, McVeigh E. Real-time measurements of knee muscle moment arms during dynamic knee flexion–extension motion. *Proceedings of the Proc Intl Soc Mag Reson Med*; 2006.

Blemker SS, Asakawa DS, Gold GE, Delp SL. 2007. Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *Journal of magnetic resonance imaging*.25:441-451.

Blemker SS, Delp SL. 2005a. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Ann Biomed Eng*.33:661-673.

Blemker SS, Delp SL. 2005b. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of biomedical engineering*.33:661-673.

Blemker SS, Pinsky PM, Delp SL. 2005. A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. *Journal of biomechanics*.38:657-665.

Bolsterlee B. 2014. Subject-specific upper extremity modelling.

Bolsterlee B, Veeger DH, Chadwick EK. 2013. Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. *Medical & biological engineering & computing*.51:953-963.

Bolsterlee B, Zadpoor AA. 2014a. Transformation methods for estimation of subject-specific scapular muscle attachment sites. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.17:1492-1501.

Bolsterlee B, Zadpoor AA. 2014b. Transformation methods for estimation of subject-specific scapular muscle attachment sites. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*.17:1492-1501.

Breteler MDK, Spoor CW, Van der Helm FC. 1999. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *Journal of biomechanics*.32:1191-1197.

Browning DG, Desai MMJPC. 2004. Rotator cuff injuries and treatment.31:807-829.

Buchanan TS, Moniz MJ, Dewald JP, Rymer WZ. 1993. Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method. *Journal of biomechanics*.26:547-560.

Büchler P, Farron A. 2004. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clinical biomechanics*.19:16-23.

Büchler P, Ramaniraka N, Rakotomanana L, Iannotti J, Farron A. 2002. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*.17:630-639.

Burkhart SS, Danaceau SM, Pearce Jr CEJATJoA, Surgery R. 2001. Arthroscopic rotator cuff repair: analysis of results by tear size and by repair technique—margin convergence versus direct tendon-to-bone repair.17:905-912.

Caplan J, Julien TP, Michelson J, Neviasser RJ. 2007. Multidirectional instability of the shoulder in elite female gymnasts. *AMERICAN JOURNAL OF ORTHOPEDICS-BELLE MEAD*-.36:660.

Carbone V, van der Krogt M, Koopman H, Verdonschot N. 2016a. Sensitivity of subject-specific models to Hill muscle–tendon model parameters in simulations of gait. *Journal of biomechanics*.49:1953-1960.

Carbone V, Van der Krogt M, Koopman HF, Verdonschot N. 2012a. Sensitivity of subject-specific models to errors in musculo-skeletal geometry. *Journal of biomechanics*.45:2476-2480.

Carbone V, van der Krogt M, Koopman HF, Verdonschot N. 2016b. Sensitivity of subject-specific models to Hill muscle–tendon model parameters in simulations of gait. *Journal of biomechanics*.49:1953-1960.

Carbone V, van der Krogt MM, Koopman HF, Verdonschot N. 2012b. Sensitivity of subject-specific models to errors in musculo-skeletal geometry. *J Biomech*.45:2476-2480.

Carlson BM. 2019. *The Human Body*: Elsevier.

Cereatti A, Calderone M, Buckland DM, Buettner A, Della Croce U, Rosso CJob. 2014. In vivo glenohumeral translation under anterior loading in an open-MRI set-up.47:3771-3775.

Charlton IW, Johnson G. 2006. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*.220:801-812.

Charlton IW, Johnson GR. 2001. Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *Journal of Biomechanics*.34:1209-1216.

Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Morse MI, Chae W-SJM, sports si, exercise. 2001. Biomechanical comparison of two racing wheelchair propulsion techniques.33:476.

Clark T, Hawkins D. 2010. Are fixed limb inertial models valid for dynamic simulations of human movement? *Journal of biomechanics*.43:2695-2701.

Collin P, Matsumura N, Lädermann A, Denard PJ, Walch G. 2014. Relationship between massive chronic rotator cuff tear pattern and loss of active shoulder range of motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.23:1195-1202.

Cromie JE, Robertson VJ, Best MOJPt. 2000. Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: prevalence, severity, risks, and responses.80:336-351.

Crowninshield RD, Brand RA. 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of biomechanics*.14:793-801.

Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR. 2006. The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*.22:603-609. e601.

Dal Maso F, Raison M, Lundberg A, Arndt A, Allard P, Begon M. 2015a. Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. *Clinical Biomechanics*.30:1002-1007.

Dal Maso F, Raison M, Lundberg A, Arndt A, Allard P, Begon MJCB. 2015b. Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants.30:1002-1007.

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. *Clinical Biomechanics*.29:1048-1055.

Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, De Zee M. 2006. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*.14:1100-1111.

De Groote F, Van Campen A, Jonkers I, De Schutter J. 2010. Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors. *Journal of biomechanics*.43:1876-1883.

De Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*.29:1223-1230.

de Witte PB, van der Zwaal P, van Arkel E, Nelissen RG, De Groot JHJM, engineering b, computing. 2014. Pathologic deltoid activation in rotator cuff tear patients: normalization after cuff repair? ;52:241-249.

Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*.54:1940-1950.

Delp SL, Loan JP. 1995. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in biology and medicine*.25:21-34.

Dennerlein JTJJoht. 2005. Finger flexor tendon forces are a complex function of finger joint motions and fingertip forces.18:120-127.

Desailly E, Sardain P, Khouri N, Yepremian D, Lacouture P. 2010. The convex wrapping algorithm: a method for identifying muscle paths using the underlying bone mesh. *Journal of biomechanics*.43:2601-2607.

Dick TJ, Wakeling JM. 2018. Geometric models to explore mechanisms of dynamic shape change in skeletal muscle. *Royal Society open science*.5:172371.

Dickerson CR, Chaffin DB, Hughes RE. 2007. A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.10:389-400.

Dickerson CR, Martin BJ, Chaffin DBJE. 2006. The relationship between shoulder torques and the perception of muscular effort in loaded reaches.49:1036-1051.

Dugas JR, Campbell DA, Warren RF, Robie BH, Millett PJ. 2002. Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions. *Journal of shoulder and elbow surgery*.11:498-503.

Durfee WK, Palmer KI. 1994. Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.41:205-216.

Ellis BJ, Drury NJ, Moore SM, McMahon PJ, Weiss JA, Debski RE. 2010. Finite element modelling of the glenohumeral capsule can help assess the tested region during a clinical exam. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.13:413-418.

Elwell JA, Athwal GS, Willing R. 2018. Development and validation of a muscle wrapping model applied to intact and reverse total shoulder arthroplasty shoulders. *Journal of Orthopaedic Research*.36:3308-3317.

Eno JJT, Kontaxis A, Novoa-Boldo A, Windsor E, Chen X, Erickson BJ, Warren RF, Dines DM, Dines JS, Gulotta LVJJoOR. 2020. The biomechanics of subscapularis repair in reverse shoulder arthroplasty: The effect of lateralization and insertion site.38:888-894.

Epstein M, Wong M, Herzog W. 2006. Should tendon and aponeurosis be considered in series? *Journal of biomechanics*.39:2020-2025.

Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical biomechanics*.22:131-154.

Fang Q, Boas DA. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and grayscale images. *Proceedings of the Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009 ISBI'09 IEEE International Symposium on*; 2009: IEEE.

Favre P, Gerber C, Snedeker JG. 2010. Automated muscle wrapping using finite element contact detection. *Journal of biomechanics*.43:1931-1940.

Favre P, Jacob HA, Gerber C. 2009. Changes in shoulder muscle function with humeral position: a graphical description. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.18:114-121.

Favre P, Senteler M, Hipp J, Scherrer S, Gerber C, Snedeker JG. 2012a. An integrated model of active glenohumeral stability. *Journal of biomechanics*.45:2248-2255.

Favre P, Senteler M, Hipp J, Scherrer S, Gerber C, Snedeker JG. 2012b. An integrated model of active glenohumeral stability.45:2248-2255.

Favre P, Sheikh R, Fucentese SF, Jacob HA. 2005. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clinical biomechanics*.20:822-833.

Favre P, Snedeker JG, Gerber C. 2009. Numerical modelling of the shoulder for clinical applications. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*.367:2095-2118.

Felstead AJ, Ricketts D. 2017. *Biomechanics of the Shoulder and Elbow. Orthopaedics and Trauma*.31:300-305.

Fenwick AJ, Wood AM, Tanner BC. 2017. Effects of cross-bridge compliance on the force-velocity relationship and muscle power output. *PloS one*.12:e0190335.

Fregly BJ, Besier TF, Lloyd DG, Delp SL, Banks SA, Pandy MG, D'lima DDJJoOR. 2012. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads.30:503-513.

Friedman RJ, LaBerge M, Dooley RL, O'Hara AL. 1992. Finite element modeling of the glenoid component: effect of design parameters on stress distribution. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.1:261-270.

Funakoshi T, Suenaga N, Sano H, Oizumi N, Minami A. 2008. In vitro and finite element analysis of a novel rotator cuff fixation technique. *Journal of shoulder and elbow surgery*.17:986-992.

Gao F, Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST. 2002. Computational method for muscle-path representation in musculoskeletal models. *Biological cybernetics*.87:199-210.

Gareis H, Moshe S, Baratta R, Best R, D'Ambrosia R. 1992. The isometric length-force models of nine different skeletal muscles. *Journal of biomechanics*.25:903-916.

Garner BA, Pandy MG. 2000. The obstacle-set method for representing muscle paths in musculoskeletal models. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.3:1-30.

Garner BA, Pandy MG. 2001. Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.4:93-126.

Gatti CJ, Dickerson CR, Chadwick EK, Mell AG, Hughes RE. 2007. Comparison of model-predicted and measured moment arms for the rotator cuff muscles. *Clinical Biomechanics*.22:639-644.

Gatti CJ, Hughes RE. 2009. Optimization of muscle wrapping objects using simulated annealing. *Annals of biomedical engineering*.37:1342-1347.

Gatti CJ, Maratt JD, Palmer ML, Hughes RE, Carpenter JE. 2010. Development and validation of a finite element model of the superior glenoid labrum. *Annals of biomedical engineering*.38:3766-3776.

Geuzaine C, Remacle J-F. Gmsh: a three-dimensional finite element mesh generator with built-in pre-and post-processing facilities. *Proceedings of the Proceedings of the Second Workshop on Grid Generation for Numerical Computations, Tetrahedron II*; 2007.

Goldstein BJPM, Clinics R. 2004. Shoulder anatomy and biomechanics.15:313-349.

Graichen H, Englmeier K, Reiser M, Eckstein F. 2001. An in vivo technique for determining 3D muscular moment arms in different joint positions and during muscular activation—application to the supraspinatus. *Clinical Biomechanics*.16:389-394.

Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier K-H, Eckstein F. 2005. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo.38:755-760.

Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Englmeier K-H, Reiser M, Eckstein F. 2000. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder—a 3D open-MRI study. *Journal of biomechanics*.33:609-613.

Greiner S, Schmidt C, König C, Perka C, Herrmann S. 2013. Lateralized reverse shoulder arthroplasty maintains rotational function of the remaining rotator cuff. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®.471:940-946.

Greiner S, Schmidt C, König C, Perka C, Herrmann S. 2013. Lateralized reverse shoulder arthroplasty maintains rotational function of the remaining rotator cuff.471:940-946.

Guan F, Han X, Mao H, Wagner C, Yeni YN, Yang KH. 2011. Application of optimization methodology and specimen-specific finite element models for investigating material properties of rat skull.39:85-95.

Gupta S, Van Der Helm F, Sterk J, Van Keulen F, Kaptein B. 2004. Development and experimental validation of a three-dimensional finite element model of the human scapula. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*.218:127-142.

Gupta S, van der Helm FC. 2004. Load transfer across the scapula during humeral abduction. *Journal of biomechanics*.37:1001-1009.

Haering D, Inthavong P, Raison M, Begon M. 2014. Preliminary report on rotator cuff spring-mesh model. *Conference of the International Shoulder Group, Waterloo, Canada*.

Haering D, Raison M, Begon M. 2014a. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *J Biomech Eng*.136:084502.

Haering D, Raison M, Begon M. 2014b. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of biomechanical engineering*.136:084502.

Halder AM, Itoi E, An K-N. 2000. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthopedic Clinics*.31:159-176.

Hamilton MA, Diep P, Roche C, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Routman H. 2015. Effect of reverse shoulder design philosophy on muscle moment arms. *Journal of Orthopaedic Research*.33:605-613.

Hamilton MA, Roche CP, Diep P, Flurin P-H, Routman HD. 2013a. Effect of prosthesis design on muscle length and moment arms in reverse total shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis*.71:S31-35.

Hamilton MA, Roche CP, Diep P, Flurin P-H, Routman HDJBHJD. 2013b. Effect of prosthesis design on muscle length and moment arms in reverse total shoulder arthroplasty.71:S31-35.

Hatze H. 1980. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of biomechanics*.13:833-843.

Haxton H. 1944. Absolute muscle force in the ankle flexors of man. *The Journal of physiology*.103:267-273.

Hedenstierna S, Halldin P, Brodin KJCMiB, Engineering B. 2008. Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue.11:627-639.

Heidlauf T, Klotz T, Rode C, Siebert T, Röhrle O. 2017. A continuum-mechanical skeletal muscle model including actin-titin interaction predicts stable contractions on the descending limb of the force-length relation. *PLoS computational biology*.13:e1005773.

Herrmann S, König C, Heller M, Perka C, Greiner S. 2011. Reverse shoulder arthroplasty leads to significant biomechanical changes in the remaining rotator cuff. *Journal of orthopaedic surgery and research*.6:42.

Herzberg G, Urien JP, Dimnet JJoS, Surgery E. 1999. Potential excursion and relative tension of muscles in the shoulder girdle: relevance to tendon transfers.8:430-437.

Herzog W. 2017. Skeletal muscle mechanics: questions, problems and possible solutions. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*.14:98.

Herzog W. 2018. The multiple roles of titin in muscle contraction and force production. *Biophysical reviews*.10:1187-1199.

Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. 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.

Hik F, Ackland DC. 2019a. The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint: a systematic review. *J Anat*.234:1-15.

Hik F, Ackland DCJJoA. 2019b. The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint: a systematic review.234:1-15.

Hill AV. 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.

Hodges P, Pengel L, Herbert R, Gandevia S. 2003. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*.27:682-692.

Hodges P, Pengel L, Herbert R, Gandevia SJM, Medicine NOJotAAoE. 2003. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging.27:682-692.

Hoffmann M, Begon M, Abdelnour R, Duprey S. 2019. Changes in shoulder muscle geometry at different level of isometric contraction. 44ème congrès de la Société de Biomécanique.

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*.1-10.

Hoffmann M, Begon M, Lafon Y, Duprey SJCMiB, Engineering B. 2020. Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model.1-10.

Hoffmann M, Haering D, Begon M. 2017a. Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models. *Comp Methods Biomech Biomed Eng*.20:1175-1181.

Hoffmann M, Haering D, Begon M. 2017b. Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.20:1175-1181.

Högfors C, Karlsson D, Peterson B. 1995. Structure and internal consistency of a shoulder model. *Journal of Biomechanics*.28:767-777.

Holzbaur KR, Murray WM, Delp SL. 2005a. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann Biomed Eng*.33:829-840.

Holzbaur KR, Murray WM, Delp SL. 2005b. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering*.33:829-840.

Holzbaur KR, Murray WM, Gold GE, Delp SL. 2007. Upper limb muscle volumes in adult subjects. *J Biomech*.40:742-749.

Howley S. 2014. Développement et approche de personnalisation d'un modèle numérique musculaire déformable du cou.

Hughes RE, Niebur G, Liu J, An K-N. 1997a. Comparison of two methods for computing abduction moment arms of the rotator cuff. *Journal of biomechanics*.31:157-160.

Hughes RE, Niebur G, Liu J, An K-N. 1997b. Comparison of two methods for computing abduction moment arms of the rotator cuff. *J Biomech*.31:157-160.

Hunter P, Nash M, Sands G. 1997. Computational electromechanics of the heart *Computational Biology of the Heart* ed AV Panfilov and AV Holden. In: Chichester: Wiley.

Hurov JJJoHt. 2009. Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts.22:328-343.

Huxley A, Tideswell S. 1996. Filament compliance and tension transients in muscle. *Journal of Muscle Research & Cell Motility*.17:507-511.

Ingram D. 2015. Musculoskeletal Model of the Human Shoulder for Joint Force Estimation.

Ingram D, Engelhardt C, Farron A, Terrier A, Müllhaupt P. 2015. Muscle moment-arms: a key element in muscle-force estimation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.18:506-513.

Inman VT, Saunders JdM, Abbott LC. 1944a. Observations on the function of the shoulder joint. *JBSJ*.26:1-30.

Inman VT, Saunders JdM, Abbott LCJJ. 1944b. Observations on the function of the shoulder joint.26:1-30.

Inoue A, Chosa E, Goto K, Tajima N. 2013. Nonlinear stress analysis of the supraspinatus tendon using three-dimensional finite element analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*.21:1151-1157.

Itoi E, Berglund LJ, Grabowski JJ, Schultz FM, Growney ES, Morrey BF, An KN. 1995. Tensile properties of the supraspinatus tendon. *J Ortho Res.*13:578-584.

Jackson M, Michaud B, Tétreault P, Begon M. 2012. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *J Biomech.*45:2180-2183.

Jackson M, Tétreault P, Allard P, Begon M. 2013a. Optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of rotator cuff tears: a simulation analysis. *Journal of shoulder and elbow surgery.*22:1011-1018.

Jackson M, Tétreault P, Allard P, Begon M. 2013b. Optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of rotator cuff tears: a simulation analysis. *J Shoulder Elbow Surg.*22:1011-1018.

Jolivet E, Lafon Y, Petit P, Beillas P. 2015. Comparison of kriging and moving least square methods to change the geometry of human body models.

Juncosa N, West JR, Galloway MT, Boivin GP, Butler DJJob. 2003. In vivo forces used to develop design parameters for tissue engineered implants for rabbit patellar tendon repair.36:483-488.

Juul-Kristensen B, Bojsen-Møller F, Finsen L, Eriksson J, Johansson G, Ståhlberg F, Ekdahl C. 2000. Muscle sizes and moment arms of rotator cuff muscles determined by magnetic resonance imaging. *Cells Tissues Organs.*167:214-222.

Juul-Kristensen B, Bojsen-Møller F, Holst E, Ekdahl C. 2000. Comparison of muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *European journal of ultrasound.*11:161-173.

Kaplan LD, Flanigan DC, Norwig J, Jost P, Bradley J. 2005. Prevalence and variance of shoulder injuries in elite collegiate football players. *The American journal of sports medicine.*33:1142-1146.

Kaptein B, Van der Helm F. 2004. Estimating muscle attachment contours by transforming geometrical bone models. *Journal of biomechanics.*37:263-273.

Karlsson D, Peterson B. 1992. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of biomechanics.*25:189-199.

Kedgley AE, Mackenzie GA, Ferreira LM, Drosdoweck DS, King GJ, Faber KJ, Johnson JAJJob. 2007. The effect of muscle loading on the kinematics of in vitro glenohumeral abduction.40:2953-2960.

Kelly BT, Williams RJ, Cordasco FA, Backus SI, Otis JC, Weiland DE, Altchek DW, Craig EV, Wickiewicz TL, Warren RF. 2005. Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery.*14:165-171.

Khadiilkar L, MacDermid JC, Sinden KE, Jenkyn TR, Birmingham TB, Athwal GSJljoss. 2014. An analysis of functional shoulder movements during task performance using Dartfish movement analysis software.8:1.

Kian A, Pizzolato C, Halaki M, Ginn K, Lloyd D, Reed D, Ackland DJJob. 2019. Static optimization underestimates antagonist muscle activity at the glenohumeral joint: A musculoskeletal modeling study.97:109348.

Kikinis R, Pieper SD, Vosburgh KG. 2014. 3D Slicer: a platform for subject-specific image analysis, visualization, and clinical support. In: *Intraoperative imaging and image-guided therapy.* Springer. p. 277-289.

Kim SY, Boynton EL, Ravichandiran K, Fung LY, Bleakney R, Agur AM. 2007. Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of supraspinatus and its functional correlations.

Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists.20:648-655.

Klemt C, Nolte D, Ding Z, Rane L, Quest RA, Finnegan ME, Walker M, Reilly P, Bull AMJAobe. 2019. Anthropometric scaling of anatomical datasets for subject-specific musculoskeletal modelling of the shoulder.47:924-936.

Kohout J, Clapworthy G, Zhao Y, Tao Y, Gonzalez-Garcia G, Dong F, Wei H, Kohoutová E. 2013. Patient-specific fibre-based models of muscle wrapping. Interface focus.3:20120062.

Kolk A, Henseler JF, de Witte PB, van Zwet EW, van der Zwaal P, Visser CP, Nagels J, Nelissen RG, de Groot JH. 2017. The effect of a rotator cuff tear and its size on three-dimensional shoulder motion. Clinical Biomechanics.45:43-51.

Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Morrey BF, An K-N. 1997. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. Journal of Shoulder and Elbow Surgery.6:429-439.

Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An K-N. 2000. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. Clinical Biomechanics.15:322-329.

Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. 2005. Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. Journal of shoulder and elbow surgery.14:S32-S38.

Langenderfer J, Jerabek SA, Thangamani VB, Kuhn JE, Hughes RE. 2004. Musculoskeletal parameters of muscles crossing the shoulder and elbow and the effect of sarcomere length sample size on estimation of optimal muscle length. Clinical Biomechanics.19:664-670.

Langenderfer JE, Carpenter JE, Johnson ME, An K-n, Hughes REJAobe. 2006. A probabilistic model of glenohumeral external rotation strength for healthy normals and rotator cuff tear cases.34:465.

Langenderfer JE, Patthanacharoenphon C, Carpenter JE, Hughes RE. 2006. Variation in external rotation moment arms among subregions of supraspinatus, infraspinatus, and teres minor muscles. Journal of orthopaedic research.24:1737-1744.

Lawrence RL, Moutzouros V, Bey MJJr. 2019. Asymptomatic rotator cuff tears.7:e9.

Lee S-H, Sifakis E, Terzopoulos DJAToG. 2009. Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body.28:1-17.

Lehtinen J, Tingart M, Apreleva M, Zurakowski D, Palmer W, Warner J. 2003. Practical assessment of rotator cuff muscle volumes using shoulder MRI. Acta orthopaedica Scandinavica.74:722-729.

Leschinger T, Birgel S, Hackl M, Staat M, Müller LP, Wegmann K. 2019. A musculoskeletal shoulder simulation of moment arms and joint reaction forces after medialization of the supraspinatus footprint in rotator cuff repair. Comput Methods Biomech Biomed Engin.1-10.

Leschinger T, Birgel S, Hackl M, Staat M, Müller LP, Wegmann KJCMiB, Engineering B. 2019. A musculoskeletal shoulder simulation of moment arms and joint reaction forces after medialization of the supraspinatus footprint in rotator cuff repair.22:595-604.

Lewis AR, Robertson WS, Phillips EJ, Grimshaw PN, Portus MJJoBE. 2019. The Effects of Personalized Versus Generic Scaling of Body Segment Masses on Joint Torques During Stationary Wheelchair Racing.141.

Li F, Li H, Hu W, Su S, Wang B. 2016. SIMULATION OF MUSCLE ACTIVATION WITH COUPLED NONLINEAR FE MODELS. Journal of Mechanics in Medicine and Biology.16:1650082.

Lieber RL, Friden J. 2000. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*.23:1647-1666.

Lieber RL, Jacobson MD, Fazeli BM, Abrams RA, Botte MJ. 1992. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer. *The Journal of hand surgery*.17:787-798.

Lin Y-C, Dorn TW, Schache AG, Pandy MGJPotlOME, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*. 2012. Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement.226:103-112.

Lin Y-C, Walter JP, Banks SA, Pandy MG, Fregly BJJob. 2010. Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait.43:945-952.

Liu J, Hughes R, Smutz W, Niebur G, Nan-An K. 1997. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*.12:32-38.

Lu Y-C, Kemper AR, Gayzik S, Untaroiu CD, Beillas P. 2013. Statistical modeling of human liver incorporating the variations in shape, size, and material properties.

Luo Z-P, Hsu H-C, Grabowski JJ, Morrey BF, An K-N. 1998. Mechanical environment associated with rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.7:616-620.

Maganaris CN. 2004. A predictive model of moment–angle characteristics in human skeletal muscle: Application and validation in muscles across the ankle joint. *Journal of theoretical biology*.230:89-98.

Maganaris CN, Baltzopoulos VJEJoAP, Physiology O. 1999. Predictability of in vivo changes in pennation angle of human tibialis anterior muscle from rest to maximum isometric dorsiflexion.79:294-297.

Magermans D, Chadwick E, Veeger H, Rozing P, Van der Helm F. 2004a. Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study. *Clinical Biomechanics*.19:116-122.

Magermans D, Chadwick E, Veeger H, Rozing P, Van der Helm FJCB. 2004b. Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study.19:116-122.

Maldonado ZM, Seebeck J, Heller MO, Brandt D, Hepp P, Lill H, Duda GNJJob. 2003. Straining of the intact and fractured proximal humerus under physiological-like loading.36:1865-1873.

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.

Marsden S, Swailes D. 2008. A novel approach to the prediction of musculotendon paths. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*.222:51-61.

Marsden S, Swailes D, Johnson G. 2008. Algorithms for exact multi-object muscle wrapping and application to the deltoid muscle wrapping around the humerus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*.222:1081-1095.

Marsden SP. 2010. *Muscle Wrapping Techniques Applied to the Shoulder* The University of Newcastle Upon Tyne.

Martin D, Medri M, Chow R, Oxorn V, Leekam R, Agur A, McKee NJJoa. 2001. Comparing human skeletal muscle architectural parameters of cadavers with in vivo ultrasonographic measurements.199:429-434.

Martins P, Natal Jorge R, Ferreira A. 2006a. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain*.42:135-147.

Martins P, Natal Jorge R, Ferreira AJS. 2006b. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues.42:135-147.

Matthews T, Smith S, Peach C, Rees J, Urban J, Carr AJ. *Journal of Biomechanics*. 2007. In vivo measurement of tissue metabolism in tendons of the rotator cuff: implications for surgical management.89:633-638.

Meyer DC, Farshad M, Amacker NA, Gerber C, Wieser K. *Journal of Biomechanics*. 2012. Quantitative analysis of muscle and tendon retraction in chronic rotator cuff tears.40:606-610.

Michaud B, Begon M. 2018. BIORBD: Toolbox for biomechanical analyses. <https://github.com/pyomeca/biorbd>.

Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, Kijima H, Itoi E. 2013. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: from mass-screening in one village. *Journal of orthopaedics*.10:8-12.

Minekus J. 1997. Kinematical Model of the Human Elbow Leiden University.

Miranda H, Viikari-Juntura E, Martikainen R, Takala E, Riihimäki HJO, *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*. 2001. A prospective study of work related factors and physical exercise as predictors of shoulder pain.58:528-534.

Mo F, Li F, Behr M, Xiao Z, Zhang G, Du X. *Journal of Biomechanics*. 2018. A lower limb-pelvis finite element model with 3D active muscles.46:86-96.

Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, Muneta T, Akita K. 2008. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. *Journal of Bone Joint Surg Am*.90:962-969.

Moore KL, Dalley A. 1999. Clinically oriented Anatomy. Williams and Wilkins. In: Lippincott.

Moore SM, Ellis B, Weiss JA, McMahon PJ, Debski RE. 2010. The glenohumeral capsule should be evaluated as a sheet of fibrous tissue: a validated finite element model. *Annals of biomedical engineering*.38:66-76.

Mount FE, Whitmore M, Stealey SL. *Journal of Biomechanics*. 2003. Evaluation of neutral body posture on shuttle mission sts-57 (spacehab-1).104805.

Mueller M, Hoy G. 2014. Soft tissue balancing in total shoulder replacement. *Current reviews in musculoskeletal medicine*.7:16-21.

Mulla DM, Hodder JN, Maly MR, Lyons JL, Keir P. *Journal of Biomechanics*. 2019. Modeling the effects of musculoskeletal geometry on scapulohumeral muscle moment arms and lines of action.22:1311-1322.

Murray WM, Buchanan TS, Delp SL. 2002a. Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. *Journal of biomechanics*.35:19-26.

Murray WM, Buchanan TS, Delp SL. 2002b. Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions.35:19-26.

Nagy AP, Benson DJ, Kaul V, Palmer M. 2018. Constitutive Modeling of Biological Soft Tissues.

Nakajima T, Liu J, Hughes RE, O'Driscoll S, An K. *Journal of Biomechanics*. 1999. Abduction moment arm of transposed subscapularis tendon.14:265-270.

Nakajima T, Rokuuma N, Hamada K, Tomatsu T, Fukuda H. 1994. Histologic and biomechanical characteristics of the supraspinatus tendon: reference to rotator cuff tearing. *Journal of shoulder and elbow surgery*.3:79-87.

Navacchia A, Rullkoetter PJ, Schütz P, List RB, Fitzpatrick CK, Shelburne KBJ. 2016. Subject-specific modeling of muscle force and knee contact in total knee arthroplasty. *34*:1576-1587.

Neri BR, Chan KW, Kwon YW. 2009a. Management of massive and irreparable rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* *18*:808-818.

Neri BR, Chan KW, Kwon YW. 2009b. Management of massive and irreparable rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery.* *18*:808-818.

Nho SJ, Brown BS, Lyman S, Adler RS, Altchek DW, MacGillivray JD. 2009. Prospective analysis of arthroscopic rotator cuff repair: prognostic factors affecting clinical and ultrasound outcome. *18*:13-20.

Nikooyan A, Veeger H, Westerhoff P, Graichen F, Bergmann G, Van der Helm F. 2010. Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. *Journal of biomechanics.* *43*:3007-3014.

Nikooyan AA, Veeger H, Chadwick E, Praagman M, van der Helm FC. 2011. Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow. *Medical & biological engineering & computing.* *49*:1425-1435.

Nyffeler RW, Sheikh R, Jacob HA, Gerber CJ. 2004. Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction: an in vitro study. *86*:575-580.

O'Connell NE, Cowan J, Christopher T. 2006. An investigation into EMG activity in the upper and lower portions of the subscapularis muscle during normal shoulder motion. *11*:148-151.

Otis JC, Jiang C-C, Wickiewicz TL, Peterson M, Warren RF, Santner TJ. 1994. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation. *JBJS.* *76*:667-676.

Out L, Vrijkotte TG, Van Soest AJ, Bobbert MF. 1996. Influence of the parameters of a human triceps surae muscle model on the isometric torque-angle relationship.

Pal S, Langenderfer JE, Stowe JQ, Laz PJ, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. 2007. Probabilistic modeling of knee muscle moment arms: effects of methods, origin–insertion, and kinematic variability. *35*:1632-1642.

Pandy MG. 1999. 4 Moment Arm of a Muscle Force. *Exercise and Sport Sciences Reviews.* *27*:79-118.

Pandy MG. 1999. 4 Moment Arm of a Muscle Force. *27*:79-118.

Patrick A, Abdel-Malek K. 2007. A musculoskeletal model of the upper limb for real time interaction. (0148-7191).

Péan F, Goksel O. 2020. Surface-based Modeling of Muscles: Functional Simulation of the Shoulder.

Perrier A, Bucki M, Luboz V, Vuillerme N, Payan Y. 2015. 3D musculo-skeletal finite element analysis of the foot kinematics under muscle activation with and without ankle arthrodesis.

Piazza SJ, Delp SL. 1996. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *29*:723-733.

Pizzolato C, Lloyd DG, Sartori M, Ceseracciu E, Besier TF, Fregly BJ, Reggiani MJ. 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. *48*:3929-3936.

Prinold JA, Masjedi M, Johnson GR, Bull AM. 2013. Musculoskeletal shoulder models: a technical review and proposals for research foci. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.* *227*:1041-1057.

Quental C, Folgado J, Ambrósio J, Monteiro J. 2015a. Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multibody biomechanical models of the upper limb. *Comp Methods Biomech Biomed Eng.*18:749-759.

Quental C, Folgado J, Ambrósio J, Monteiro J. 2015b. Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multibody biomechanical models of the upper limb. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.*18:749-759.

Quental C, Folgado J, Fernandes PR, Monteiro J. 2014. Subject-specific bone remodelling of the scapula. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.*17:1129-1143.

Quental C, Folgado J, Monteiro J, Sarmiento M. 2016. Full-thickness tears of the supraspinatus tendon: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics.*49:3962-3970.

Raikova RT, Prilutsky BI. 2001. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *Journal of biomechanics.*34:1243-1255.

Randhawa A, Wakeling JM. 2015. Multidimensional models for predicting muscle structure and fascicle pennation. *Journal of theoretical biology.*382:57-63.

Randhawa A, Wakeling JM. 2018. Transverse anisotropy in the deformation of the muscle during dynamic contractions. *Journal of Experimental Biology.*221:jeb175794.

Redl C, Gfoehler M, Pandy MG. 2007. Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle–tendon properties. *Human movement science.*26:306-319.

Rejeski WJ, Ip EH, Marsh AP, Miller ME, Farmer DFJG, international g. 2008. Measuring disability in older adults: the International Classification System of Functioning, Disability and Health (ICF) framework.8:48-54.

Roldán-Jiménez C, Cuesta-Vargas AIJCB. 2016. Age-related changes analyzing shoulder kinematics by means of inertial sensors.37:70-76.

Sakoma Y, Sano H, Shinozaki N, Itoigawa Y, Yamamoto N, Ozaki T, Itoi E. 2011. Anatomical and functional segments of the deltoid muscle. *Journal of anatomy.*218:185-190.

Sano H, Wakabayashi I, Itoi E. 2006. Stress distribution in the supraspinatus tendon with partial-thickness tears: an analysis using two-dimensional finite element model. *Journal of shoulder and elbow surgery.*15:100-105.

Scheys L, Van Campenhout A, Spaepen A, Suetens P, Jonkers I. 2008. Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: effect on hip moment arm lengths. *Gait & posture.*28:358-365.

Schwartz DG, Kang SH, Lynch TS, Edwards S, Nuber G, Zhang L-Q, Saltzman M. 2013. The anterior deltoid's importance in reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric biomechanical study. *Journal of shoulder and elbow surgery.*22:357-364.

Schwartz DG, Kang SH, Lynch TS, Edwards S, Nuber G, Zhang L-Q, Saltzman MJJoS, Surgery E. 2013. The anterior deltoid's importance in reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric biomechanical study.22:357-364.

Sednieva Y, Viste A, Naaim A, Bruyere-Garnier K, Gras L-LJFiB, Biotechnology. 2020. Strain Assessment of Deep Fascia of the Thigh During Leg Movement: An in situ Study.8.

Seg3D C. 2013. Volumetric image segmentation and visualization. Scientific Computing and Imaging Institute (SCI).

Seki N, Itoi E, Shibuya Y, Wakabayashi I, Sano H, Sashi R, Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Kikuchi K. 2008. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: three-dimensional finite element model analysis. *Journal of Orthopaedic Science*.13:348.

Seth A, Dong M, Matias R, Delp SLJFin. 2019. Muscle contributions to upper-extremity movement and work from a musculoskeletal model of the human shoulder.13:90.

Seydewitz R, Siebert T, Böhl M. 2019. On a three-dimensional constitutive model for history effects in skeletal muscles. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*.18:1665-1681.

Shafer-Crane GAJPM, Clinics R. 2006. Repetitive stress and strain injuries: preventive exercises for the musician.17:827-842.

Shi X, Cao L, Reed MP, Rupp JD, Hoff CN, Hu J. 2014. A statistical human rib cage geometry model accounting for variations by age, sex, stature and body mass index. *Journal of biomechanics*.47:2277-2285.

Shim VB, Fernandez JW, Gamage PB, Regnery C, Smith DW, Gardiner BS, Lloyd DG, Besier TFJJob. 2014. Subject-specific finite element analysis to characterize the influence of geometry and material properties in Achilles tendon rupture.47:3598-3604.

Siebert T, Günther M, Blickhan R. 2012. A 3D-geometric model for the deformation of a transversally loaded muscle. *Journal of theoretical biology*.298:116-121.

Siebert T, Till O, Stutzig N, Günther M, Blickhan RJJob. 2014. Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading.47:1822-1828.

Smith EM, Giesbrecht EM, Mortenson WB, Miller WCJPt. 2016. Prevalence of wheelchair and scooter use among community-dwelling Canadians.96:1135-1142.

Sobczak S, Dugailly P-M, Feipel V, Baillon B, Rooze M, Salvia P, Jan SVSJCB. 2013. In vitro biomechanical study of femoral torsion disorders: effect on moment arms of thigh muscles.28:187-192.

Spägle T, Kistner A, Gollhofer AJJob. 1999. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump.32:521-530.

Speirs AD, Heller MO, Duda GN, Taylor WR. 2007. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *Journal of biomechanics*.40:2318-2323.

Spitzer V, Ackerman MJ, Scherzinger AL, Whitlock D. 1996. The visible human male: a technical report. *Journal of the American Medical Informatics Association*.3:118-130.

Steinbacher P, Tauber M, Kogler S, Stoiber W, Resch H, Sängler AM. 2010. Effects of rotator cuff ruptures on the cellular and intracellular composition of the human supraspinatus muscle. *Tissue and Cell*.42:37-41.

Stelletta J. 2015. Modélisation volumique déformable du système musculosquelettique du membre inférieur Université Claude Bernard-Lyon I.

Stelletta J, Dumas R, Lafon Y. 2016. In *Biomechanics of Living Organs: Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling*. Elsevier.497-521.

Stelletta J, Dumas R, Lafon Y. 2017. Modeling of the thigh: a 3D deformable approach considering muscle interactions. In: *Biomechanics of Living Organs*. Elsevier. p. 497-521.

Suderman BL, Vasavada ANJAobe. 2017. Neck muscle moment arms obtained in-vivo from MRI: effect of curved and straight modeled paths.45:2009-2024.

Terrier A, Reist A, Merlini F, Farron AJTJob, volume jsB. 2008. Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses.90:751-756.

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.

Tillander B, Norlin RJJos, surgery e. 2001. Intraoperative measurement of shoulder translation.10:358-364.

Van der Helm FC. 1994. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*.27:551555-553569.

Van der Helm FC, Veenbaas R. 1991. Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*.24:1151-1163.

Vasavada AN, Lasher RA, Meyer TE, Lin DC. 2008. Defining and evaluating wrapping surfaces for MRI-derived spinal muscle paths. *Journal of Biomechanics*.41:1450-1457.

Veeger H, Van Der Helm F. 2007. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of biomechanics*.40:2119-2129.

Veeger H, Yu B, An K-N, Rozendal R. 1997. Parameters for modeling the upper extremity. *Journal of biomechanics*.30:647-652.

Viceconti M, Olsen S, Nolte L-P, Burton K. 2005. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clinical Biomechanics*.20:451-454.

Vidt ME, Santago II AC, Marsh AP, Hegedus EJ, Tuohy CJ, Poehling GG, Freehill MT, Miller ME, Saul KRJJob. 2016. The effects of a rotator cuff tear on activities of daily living in older adults: a kinematic analysis.49:611-617.

Wächter A, Biegler LT. 2006a. On the implementation of an interior-point filter line-search algorithm for large-scale nonlinear programming. *Mathematical programming*.106:25-57.

Wächter A, Biegler LTJMp. 2006b. On the implementation of an interior-point filter line-search algorithm for large-scale nonlinear programming.106:25-57.

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.

Walia P, Miniaci A, Jones MH, Fening SD. 2013. Theoretical model of the effect of combined glenohumeral bone defects on anterior shoulder instability: a finite element approach. *Journal of Orthopaedic Research*.31:601-607.

Walker DR, Struk AM, Matsuki K, Wright TW, Banks SA. 2016. How do deltoid muscle moment arms change after reverse total shoulder arthroplasty? *Journal of shoulder and elbow surgery*.25:581-588.

Walker DR, Struk AM, Matsuki K, Wright TW, Banks SAJJoS, Surgery E. 2016. How do deltoid muscle moment arms change after reverse total shoulder arthroplasty? ;25:581-588.

Wang H, Cochrane T. 2001. A descriptive epidemiological study of shoulder injury in top level English male volleyball players. *International journal of sports medicine*.22:159-163.

Wang J, Qian Z, Ren L, Ren L. 2014. A dynamic finite element model of human cervical spine with in vivo kinematic validation. *Chinese science bulletin*.59:4578-4588.

Ward SR, Hentzen ER, Smallwood LH, Eastlack RK, Burns KA, Fithian DC, Friden J, Lieber RL. 2006. Rotator cuff muscle architecture: implications for glenohumeral stability. *Clinical orthopaedics and related research*.448:157-163.

Webb JD, Blemker SS, Delp SL. 2014a. 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Comp Methods Biomech Biomed Eng*.17:829-837.

Webb JD, Blemker SS, Delp SL. 2014b. 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.17:829-837.

Werner CM, Nyffeler RW, Jacob HA, Gerber C. 2004. The effect of capsular tightening on humeral head translations. *Journal of Orthopaedic Research*.22:194-201.

Wickham J, Brown JJEjoap, physiology o. 1998. Muscles within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments.78:219-225.

Wilk KE, Obma P, Simpson CD, Cain EL, Dugas J, Andrews JR. 2009. Shoulder injuries in the overhead athlete. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*.39:38-54.

Wilson DL, Zhu Q, Duerk JL, Mansour JM, Kilgore K, Crago PE. 1999. Estimation of tendon moment arms from three-dimensional magnetic resonance images. *Annals of biomedical engineering*.27:247-256.

Winby C, Lloyd D, Kirk T. 2008. Evaluation of different analytical methods for subject-specific scaling of musculotendon parameters. *Journal of biomechanics*.41:1682-1688.

Winter DA. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons.

Winters JM. 1990. Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. In: *Multiple muscle systems*. Springer. p. 69-93.

Woittiez R, Huijing P. 1983. The effect of architecture on skeletal muscle performance: a simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology*.34:21-32.

Wolff AL, Rosenzweig L. 2017. Anatomical and biomechanical framework for shoulder arthroplasty rehabilitation. *Journal of Hand Therapy*.30:167-174.

Wolin PM, Tarbet JAJTP, sportsmedicine. 1997. Rotator cuff injury: addressing overhead overuse.25:54-74.

Woolf AD, Pflieger BJBotwho. 2003. Burden of major musculoskeletal conditions.81:646-656.

Wretenberg P, Németh G, Lamontagne M, Lundin B. 1996. Passive knee muscle moment arms measured in vivo with MRI. *Clinical Biomechanics*.11:439-446.

Wu G, Van der Helm FC, Veeger HD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X. 2005a. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*.38:981-992.

Wu G, Van der Helm FC, Veeger HD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X. 2005b. 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 G, Van der Helm FC, Veeger HD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang XJJob. 2005c. 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.38:981-992.

Wu W, Lee PV, Bryant AL, Galea M, Ackland DC. 2016. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*.49:3626-3634.

Wu W, Lee PVS, Ackland DC. 2017. The sensitivity of shoulder muscle and joint force predictions to changes in joint kinematics: A Monte-Carlo analysis. *Gait & Posture*.54:87-92.

Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, Kobayashi T. 2010. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.19:116-120.

Yamamoto N, Itoi E, Tuoheti Y, Seki N, Abe H, Minagawa H, Shimada Y, Okada K. 2007. Glenohumeral joint motion after medial shift of the attachment site of the supraspinatus tendon: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg*.16:373-378.

Yoo JC, McGarry MH, Jun BJ, Scott J, Lee TQ. 2014. The influence of partial subscapularis tendon tears combined with supraspinatus tendon tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.23:902-908.

Zajac FE. 1989. Muscle and tendon Properties models scaling and application to biomechanics and motor. *Critical reviews in biomedical engineering*.17:359-411.

Zajac FE. 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.

Zheng M, Qian Z, Zou Z, Peach C, Ren L. 2019. Subject-specific Finite Element Modelling of the Human Shoulder Complex Part2: Quantitative Evaluation of the Effect of Rotator Cuff Tear Propagation on Glenohumeral Joint Stability. *IEEE Access*.

Zheng M, Zou Z, Bartolo PJDS, Peach C, Ren L. 2017. Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *Int J Numer Meth Eng*.33:e02777.

Zheng M, Zou Z, Peach C, Ren L. 2017. Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*.33.

Zhou Y, Li J-Z, Zhou G, Zheng Y-PJBeo. 2012. Dynamic measurement of pennation angle of gastrocnemius muscles during contractions based on ultrasound imaging.11:63.