

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement

Caractérisation tridimensionnelle de l'amplitude articulaire de l'épaule

par
Diane Haering

Thèse présentée au département de Kinésiologie
en vue de l'obtention du grade de Philosophae Doctor
en Biomécanique

J. Gresset	<i>Président rapporteur</i>	Université de Montréal
R. Aissaoui	<i>Examineur externe</i>	École de Technologie Supérieure
P. Allard	<i>Examineur</i>	Université de Montréal
M. Begon	<i>Directeur</i>	Université de Montréal
M. Raison	<i>Co-directeur</i>	École polytechnique de Montréal
A. Huchez	<i>Co-directrice</i>	Université de Lille 2

RÉSUMÉ

L'épaule est l'articulation la plus mobile et la plus instable du corps humain dû à la faible quantité de contraintes osseuses et au rôle des tissus mous qui lui confèrent au moins une dizaine de degrés de liberté. La mobilité de l'épaule est un facteur de performance dans plusieurs sports. Mais son instabilité engendre des troubles musculo-squelettiques, dont les déchirures de la coiffe des rotateurs sont fréquentes et les plus handicapantes. L'évaluation de l'amplitude articulaire est un indice commun de la fonction de l'épaule, toutefois elle est souvent limitée à quelques mesures planaires pour lesquelles les degrés de liberté varient indépendamment les uns des autres. Ces valeurs utilisées dans les modèles de simulation musculo-squelettiques peuvent amener à des solutions non physiologiques.

L'objectif de cette thèse était de développer des outils pour la caractérisation de la mobilité articulaire tri-dimensionnelle de l'épaule, en passant par i) fournir une méthode et son approche expérimentale pour évaluer l'amplitude articulaire tridimensionnelle de l'épaule incluant des interactions entre les degrés de liberté ; ii) proposer une représentation permettant d'interpréter les données tri-dimensionnelles obtenues; iii) présenter des amplitudes articulaires normalisées, iv) implémenter une amplitude articulaire tridimensionnelle au sein d'un modèle de simulation numérique afin de générer des mouvements sportifs optimaux plus réalistes; v) prédire des amplitudes articulaires sécuritaires et vi) des exercices de rééducation sécuritaires pour des patients ayant subi une réparation de la coiffe des rotateurs.

i) Seize sujets ont été réalisés séries de mouvements d'amplitudes maximales actifs avec des combinaisons entre les différents degrés de liberté de l'épaule. Un système d'analyse du mouvement couplé à un modèle cinématique du membre supérieur a été utilisé pour estimer les cinématiques articulaires tridimensionnelles. ii) L'ensemble des orientations définies par une séquence de trois angles a été inclus dans un polyèdre non convexe représentant

l'espace de mobilité articulaire prenant en compte les interactions entre les degrés de liberté. La combinaison des séries d'élévation et de rotation est recommandée pour évaluer l'amplitude articulaire complète de l'épaule. iii) Un espace de mobilité normalisé a également été défini en englobant les positions atteintes par au moins 50% des sujets et de volume moyen.

iv) Cet espace moyen, définissant la mobilité physiologiques, a été utilisé au sein d'un modèle de simulation cinématique utilisé pour optimiser la technique d'un élément acrobatique de lâcher de barres réalisée par des gymnastes. Avec l'utilisation régulière de limites articulaires planaires pour contraindre la mobilité de l'épaule, seulement 17% des solutions optimales sont physiologiques. En plus, d'assurer le réalisme des solutions, notre contrainte articulaire tridimensionnelle n'a pas affecté le coût de calculs de l'optimisation.

v) et vi) Les seize participants ont également réalisé des séries d'amplitudes articulaires passives et des exercices de rééducation passifs. La contrainte dans l'ensemble des muscles de la coiffe des rotateurs au cours de ces mouvements a été estimée à l'aide d'un modèle musculo-squelettique reproduisant différents types et tailles de déchirures. Des seuils de contrainte sécuritaires ont été utilisés pour distinguer les amplitudes de mouvements risquées ou non pour l'intégrité de la réparation chirurgicale. Une taille de déchirure plus grande ainsi que les déchirures affectant plusieurs muscles ont contribué à réduire l'espace de mobilité articulaire sécuritaire. Principalement les élévations gléno-humérales inférieures à 38° et supérieures à 65° , ou réalisées avec le bras maintenu en rotation interne engendrent des contraintes excessives pour la plupart des types et des tailles de blessure lors de mouvements d'abduction, de scaption ou de flexion.

Cette thèse a développé une représentation innovante de la mobilité de l'épaule, qui tient compte des interactions entre les degrés de liberté. Grâce à cette représentation, l'évaluation clinique pourra être plus exhaustive et donc élargir les possibilités de diagnostiquer les troubles de l'épaule. La simulation de mouvement peut maintenant être plus réaliste. Finalement, nous avons montré l'importance de personnaliser la rééducation des patients en termes d'amplitude articulaire, puisque des exercices passifs de rééducation

précoces peuvent contribuer à une re-déchirure à cause d'une contrainte trop importante qu'ils imposent aux tendons.

Mots-clés : épaule, cinématique, mobilité articulaire, synthèse optimale de mouvement, modélisation musculo-squelettique, gymnastique, coiffe des rotateurs, rééducation.

ABSTRACT

The shoulder is the most mobile but instable joint of the human body due to bony constraint scarcity and soft tissue function unlocking several degrees of freedom (DoF). Shoulder mobility is a factor of performance in some sports. But its instability leads to musculoskeletal impairments, the rotator cuff tear being the most debilitating disorder. Evaluation of the shoulder range of motion (RoM) is a common indicator of shoulder function but it is often limited to a few monoplanar measurements where each DoF varies independently. These values used in computer simulation models lead to non-physiological movements.

The aim of this thesis was to develop tools for characterizing tridimensional shoulder mobility. In this purpose it was mandatory to *i)* provide a method and its experimental approach to assess shoulder 3D (three-dimensional) RoM with DoF interactions; *ii)* propose a representation allowing 3D kinematical data interpretation; *iii)* present normalized shoulder amplitudes; *iv)* implement 3D RoM into computer simulation models to generate more realistic optimal sports technique; and *v)* predict safe 3D RoM and *vi)* safe rehabilitation exercises for patients after rotator cuff repair.

i) Sixteen participants performed series of active arm movements with maximal amplitude with interactions between all the shoulder degrees-of-freedom. A motion analysis system combined with an upper limb kinematic model was used to estimate the 3D joint kinematics. *ii)* All 3D angular poses were included into a nonconvex hull representing the

RoM space accounting for DOF interactions. The combination of elevation and rotation series is recommended to fully evaluate shoulder RoM. iii) A normalized 3D RoM space was defined by including 3D poses common to 50% of the participants into a hull of average volume.

iv) This average hull, defining physiologic mobility, was used in a computer simulation model to optimize the technique of a release move in gymnastics. With commonly used monoplanar constraints of shoulder mobility, only 17% of the simulations led to a physiological shoulder kinematics, while our 3D RoM constraints systematically ensures realistic shoulder kinematics without extra computational cost.

v) and vi) The 16 participants performed 3D shoulder range-of-motion and passive rehabilitation exercises. Stress in all rotator cuff tendons was predicted during each movement by means of a musculoskeletal model using simulations with different type and size of tears. Safety stress thresholds were used to discriminate safe from unsafe ranges-of-motion. Increased tear size and multiple tendons tear decreased safe range-of-motion. Mostly, glenohumeral elevations below 38°, above 65°, or performed with the arm held in internal rotation cause excessive stresses in most types and sizes of injury during abduction, scaption or flexion.

This thesis established an innovative representation of the shoulder mobility, which accounts for DoF interactions. Clinical evaluation will be more accurate with a large potential to better diagnose shoulder disorders. Computer simulations are now more realistic. Finally, we showed the importance of personalized rehabilitation in terms of 3D RoM, since passive early rehabilitation exercises could contribute to re-tear due to excessive stress.

Keywords : shoulder, kinematics, joint range of motion, movement optimal synthesis, musculoskeletal modeling, gymnastics, rotator cuff, rehabilitation.

TABLE DES MATIÈRES

Résumé.....	ii
Abstract.....	iii
Table des matières.....	v
Liste des tableaux.....	ix
Liste des figures	xi
Liste des publications et Communications	xiv
1 Publications dans des journaux avec comités de pairs	xiv
2 Publication de résumé dans des journaux avec comités de pairs.....	xiv
3 Résumés de congrès avec évaluation par les pairs	xiv
4 Présentations locales	xv
Remerciements.....	xvii
Avant-propos	1
Introduction	2
1 Problématique générale	2
2 Plan.....	5
Chapitre 1 : État des connaissances et des outils.....	7
1 Anatomie et mobilité de l'épaule	7
1.1 Définition générale	7
1.2 Articulations et mobilités individuelles	9
1.3 Rythme scapulaire et interactions.....	13
1.4 Dyskinésies et pathologies de la coiffe des rotateurs	16
1.5 Mobilité et enjeux.....	17
2 Mesures de la mobilité de l'épaule.....	25
2.1 Outils de mesure de l'amplitude de mouvement.....	25
2.2 Formalismes de calcul numériques pour la cinématique 3D.....	36

2.3	Protocoles expérimentaux pour l'évaluation de la mobilité articulaire de l'épaule	43
3	Objectifs	48
Chapitre 2 : Mesure et description d'un espace articulaire tridimensionnel complexe de l'épaule.....		51
1	Contributions des co-auteurs	51
2	Introduction	52
3	Methods.....	53
3.1	Experiments	53
3.2	Kinematical analysis.....	55
4	Results.....	57
5	Discussion.....	60
6	Résultats complémentaires	63
6.1	Introduction	65
6.2	Methods.....	65
6.3	Results and Discussion	66
6.4	Conclusions	68
Chapitre 3 : Implémentation d'un espace articulaire de l'épaule au sein d'un algorithme d'optimisation d'un geste complexe		69
1	Contributions des co-auteurs	69
2	Shoulder constraint implementation.....	70
3	Introduction	73
4	Methods.....	76
4.1	Experimental protocol	76
4.2	Simulation	77
4.3	Optimisation	77
4.4	Data reduction and statistics	78
5	Results.....	80

6	Discussion.....	86
7	Conclusion.....	90
Chapitre 4: Personnalisation d'un espace articulaire sécuritaire après une réparation de la		
coiffe des rotateur 92		
1	Contributions des co-auteurs	93
2	Introduction	93
3	Methods.....	96
3.1	Participants and kinematical procedure.....	96
3.2	Musculoskeletal model.....	98
3.3	Simulation analysis.....	99
4	Results.....	101
4.1	Tear size and type effects	101
4.2	Rehabilitation exercises	103
5	Discussion.....	105
6	Conclusion.....	108
7	APPENDIX 1. Wrapping objects geometrical description.	109
7.1	Wrapping objects defined in the Humerus segment.....	109
7.2	Wrapping objects defines in the Scapula segment	110
8	APPENDIX 2.	113
Chapitre 5 : Discussion générale et perspectives 116		
1	Mesurer les limites articulaires de l'épaule et leurs interactions.	117
1.1	Effet des interactions intra- et inter- articulaires.	117
1.2	Proposer une méthode qui limite les interférences du modèle cinématique. ..	122
2	Modéliser les interactions entre les degrés de liberté sur l'amplitude de mouvement	
	125	
2.1	Espace moyen et comparaison des limites articulaires.....	126
2.2	Implémentation des amplitudes articulaires à un modèle de simulation sous	
	forme de contrainte.....	129

3	Personnaliser l'amplitude articulaire à des populations spécifiques	132
3.1	Adaptabilité de la méthode de mesure	133
3.2	Mesure des amplitudes à partir de la simulation	136
3.3	Identifier par le biais de ces espaces personnalisés les mouvements non risqués 137	
	Conclusion.....	139
	Bibliographie.....	i
	Annexes.....	a
1	Extraction d'angles des matrices de rotation	a
1.1	Séquence de Cardan xyz	a
1.2	Séquence d'Euler zyz	b
1.3	Séquence d'Euler corrigée zyzz.....	b
2	Comparaison d'amplitudes fonctionnelles mesurées à l'aide de marqueurs cutanés et de tiges intra-corticales	c

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Description anatomique des amplitudes cadavériques et fonctionnelles maximales de l'articulation sterno-claviculaire.	10
Tableau 2: Description anatomique des amplitudes cadavériques et fonctionnelles maximales de l'articulation scapulo-thoracique.	11
Tableau 3 : Description anatomique des amplitudes cadavériques gléno-humérales en rotation ⁷⁵ et en translation ⁷⁶ et thoraco-humérale ⁵⁸ maximales.....	13
Tableau 4 : Tests cliniques usuels pour détecter une déchirure de la coiffe des rotateurs tels que décrits par van Kampen, et al. (2014) ¹²⁶	20
Tableau 5 : Estimation des erreurs maximales de mesure de l'orientation des segments de l'épaule dues aux artefacts de tissus mous entre les marqueurs cutanés et les os.....	31
Tableau 6 : Amplitudes articulaires pour les tâches de la vie quotidienne comparées aux amplitudes articulaires fonctionnelles.	44
Tableau 7 : Amplitude moyenne de rotation interne-externe du bras chez des athlètes de différentes pratiques sportives.....	47
Tableau 8: Size of the common space in million cubic degrees of RoM from 2 (13%) to 16 (100%) participants. The average volume (n=16) was 3.46.	60
Tableau 9 : RoM volumes (V), intersection volume with pins based model (Vint) and absolute RoM volume errors from pins based volume (Erra)	67
Tableau 10: Multiple linear regression parameters for the independent rotation variables used to predict performance with matching p-values, F and rmse. * indicates parameters that contribute significantly (p<0.05) to increase the regression model prediction precision.	82
Tableau 11 : Fixed effects of expertise, optimisation and expertise-optimisation interaction (exp*opt) on performance and release state x_{RS} , moment of inertia change $x_{\Delta I}$, and segmental momentum transfer x_{TR} contributions.	83
Tableau 12 : Means and standard deviations of modelled performance y_{GHT} and release state x_{RS} , moment of inertia change $x_{\Delta I}$, and segmental momentum transfer x_{TR} contributions of for each group of trials.	84

Tableau 13 : Two-dimensional maximal safe range-of-motion for uninjured tendons (reference) and 20 mm tears. Loss is quantified in % of the amplitude in uninjured condition.

..... 103

Tableau 14 : Comparaison des amplitudes sterno-claviculaires. c

Tableau 15 : Comparaison des amplitudes acromio-claviculaires. d

Tableau 16 : Comparaison des amplitudes scapulo-thoraciques..... d

Tableau 17 : Comparaison des amplitudes gléno-humérales. e

Tableau 18 : Comparaison des amplitudes thoraco-humérales. e

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Description anatomique des segments (a), articulations (b), muscles de la coiffe des rotateurs (c) et autres muscles principaux (d) de l'épaule.	8
Figure 2 : Représentation des axes et mouvements fonctionnels de la clavicule selon la description de l'ISB ⁶⁴	9
Figure 3 : Représentation des axes et mouvements fonctionnels de la scapula selon la description de l'ISB ⁶⁴	11
Figure 4 : Représentation des axes et mouvements fonctionnels de l'humérus selon la description de l'ISB ⁶⁴	12
Figure 5 : Illustration du rythme scapulo-huméral lorsque le bras est élevé en abduction. ...	14
Figure 6 : Principaux outils et critères importants pour mesurer la mobilité articulaire de l'épaule. (a) goniomètre ¹⁵⁰ , (b) inclinomètre ¹⁵¹ , (c) capteurs inertiels ¹⁵² , (d) fluoroscopie bi-planaire ¹⁵³ , (e) IRM ouvert ⁶⁷ , (f) tiges intra-corticales ⁶⁹ et (g) système VICON® ¹⁵⁴	26
Figure 7 : Limites des techniques d'imagerie médicale. (c) confusion des os sur la radiographie ¹⁷⁶ , (b) faible résolution 3D due à l'épaisseur des coupes des données IRM, (b) champs de vue réduit de la fluoroscopie ¹⁵³ ,	30
Figure 8 : Évolution des modèles cinématiques du membre supérieur depuis un système thorax-humérus (a) ¹⁸⁴ , à une chaîne cinématique de tous les segments de l'épaule (b) ¹⁸² , avec ajout d'une fermeture de boucle au niveau de l'articulation scapulo-thoracique(c) ⁴⁷ , et de l'avant après l'articulation du coude (d) ¹⁸⁸	33
Figure 9 : Représentation des séquences d'angles de Cardan XY'Z''(a) ou d'Euler ZY'Z''(b). ..	38
Figure 10: Représentations des limites articulaires basées (a) sur des coordonnées angulaires indépendantes ⁴⁴ , (b) sur l'interaction entre deux degrés de liberté par la méthode des cônes sinusoidaux ⁴⁷ , ou (c) sur des coordonnées tridimensionnelles définies par des quaternions ¹⁴⁵	40
Figure 11: Description of arm movement series relatively to the thorax with the arm reference frame and the corresponding axes of rotation. a. "Elevation" series. b. "Rotation"	

series. The seven vertical planes of elevation are seen from above. The maximal external, neutral and maximal internal rotations of the arm are represented during elevation. “Plateau” indicates that elevation is stopped at 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, and maximal elevation, while a maximal external-internal rotation is performed. Notes: For clarity, the arm is represented with extended elbow during internal-external rotations, however in the reality the elbow was bent at about 90°. The addition sign indicates that each combination of the right hand side is performed in all seven vertical planes of elevation. 54

Figure 12: Example of hull construction for the first series of movements (elevations). a. Poses during evolution of the movement defined by 3D angles. b. &c. Tetrahedra and non-convex hull that encompasses all the poses, respectively. 56

Figure 13: Boxplots representing the effects of movement series on maximal shoulder RoM volume with paired t-test. The series showing significant differences with each other are mentioned after one ($p < 0.05$) or two ($p < 0.01$) asterisks. The red crosses represent outliers. 57

Figure 14: Slices of average RoM volume for all series compared to the literature data. Subplots indicate the 2D (bi-dimensional) rotation-elevation interaction every 45° of plane of elevation. 58

Figure 15: (a) Individual and (b) average thoracohumeral RoM volumes, represented by 3D angle(ψ)-angle(θ)-angle(ϕ) hulls. Notes: The upper and lower boxes represent the thoracohumeral RoM from Klopčar’s model ⁴⁴ and Barnes’s data ²¹⁶ respectively. Vertical lines and planes indicate planes I which characteristic anatomical movement are realized. . 59

Figure 16 : Maximal elevation-rotation relationship in abduction, scaption and flexion planes of elevation with both elbow poses and all models. 67

Figure 17 : Constraint steps: (a) joint limit definition and adjustment inside boundaries of a complete revolute joint, (b) discretization of the entire space and set the relative position to joint limits, (c) test of shoulder joint constraint for realistic (left) and unrealistic (right) poses. 72

Figure 18 : Average relative contribution of release state (red), change in inertia (green), or angular momentum transfer to the legs (blue), arms (cyan) and trunk (magenta) for each group of trials. 82

Figure 19 : Average time-histories of the transversal moment of inertia normalised to the gymnast moment of inertia in anatomical position for each group of trials. 85

Figure 20 : Average transversal rotation time-histories of legs (a.), arms (b.), and trunk (c.) relative to the global body (0°) for each group of trials. 86

Figure 21: The seven planes of elevation (a) and maximal internal-external rotations (b) performed during range-of-motion elevation trials. For clarity, movement are pictured with extended elbow, while actual trials were performed with 90° flexion. 97

Figure 22: The musculoskeletal model representation composed of a) the 4 segments and 9 degrees of freedom (q_{1-9}) of the kinematical chain, b) wrapping objects, and a) & b) the lines of action of the rotator cuff muscles. 99

Figure 23 : Evolution with tear sizes of safe range-of-motion volume with supraspinatus, supraspinatus +IF and supraspinatus +subscapularis tear sizes. 102

Figure 24 : Three-dimensional safe glenohumeral spaces of movement for supraspinatus, supra+infraspinatus and supraspinatus+subscapularis tears with 0 mm, 10 mm or 20 mm tears relative to the average healthy space of movement represented in transparent. Spaces of movement are represented in a plane of elevation (PEL), elevation (EL), axial rotation (ROT) referential graduated in degree [°]. 102

Figure 25 : Rehabilitation exercises stress-based evaluation using glenohumeral safe space of movement plane of elevation slices after simple repair. Grey surfaces represent areas reached during recorded rehabilitation exercises, while colored perimeters limit the 0 mm (light) to 20 mm (dark) areas considered to be safe for corresponding or inferior tear sizes. Angles of elevation and rotation in the presented plane of movement are represented in degrees [°]. 104

Figure 26 : Techniques de transformation spatiales des données pour la comparaison de formes tridimensionnelles. (a) Échantillonnage en 50 points et normales (lignes violettes), puis description vectorielle du volume à partir de deux points différents de l'échantillon³⁵⁸. (b) Décomposition d'un cube en harmonies sphériques selon différentes résolutions pour la description du volume par des coordonnées de sphères³⁶¹. 129

LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

1 Publications dans des journaux avec comités de pairs

Haering, D., Huchez, A., Barbier, F., Holvoët, P., & Begon, M. Identify contact and aerial parameters contribution to increase performance in acrobatics learning. Soumis à *PlosOne*.

Haering, D., Blache, Y., Raison, M., & Begon, M. (2015). Mechanical risk of rotator cuff repair failure during passive movements: A simulation-based study. *Clinical Biomechanics*.

Haering, D., Raison, M., & Begon, M. (2014). Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of biomechanical engineering*, 136(8), 084502.

Huchez A, **Haering D**, Holvoët P, Barbier F, & Begon M. Differences between expert and novice gymnasts performance of a counter movement forward in flight on uneven bars. *Science of Gymnastics Journal*. In press.

Huchez, A., **Haering, D.**, Holvoët, P., Barbier, F., & Begon, M. (2015). Local versus global optimal sports techniques in a group of athletes. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(8), 829-838.

2 Publication de résumé dans des journaux avec comités de pairs

Haering, D., Raison, M., Arndt, A., & Begon, M. (2014). Kinematic model and elbow flexion interaction on shoulder range of motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(sup1), 84-85. Communication orale.

3 Résumés de congrès avec évaluation par les pairs

D. Haering, A. Huchez, Y. Blache, M. Begon (2015). Relative contribution of contact and aerial components in the control of aerial rotation to guide acrobatics skills learning. *33rd International Conference on Biomechanics in Sport*, Poitiers, France. Communication orale.

D. Haering, P. Inthavong, M. Raison, M. Begon (2014). Preliminary report on rotator cuff string-mesh model, *10th International Shoulder Group congress*, Waterloo, Canada. Communication orale.

4 Présentations locales

D. Haering, Y. Blache, M. Begon (2015). Évaluation mécanique du risque de re-déchirure de la coiffe des rotateurs lors d'élévations passives. *Journée de la Recherche*, Université de Montréal, Montréal, Qc, Canada. Communication affichée.

M. Hoffmann, **D. Haering**, M. Begon (2015). Validation d'un modèle musculaire de maillage de ressorts de la coiffe des rotateur grâce à l'IRM. *Journée de la Recherche*, Université de Montréal, Montréal, Qc, Canada. Communication affichée.

D. Haering (2014). Shoulder musculoskeletal modelling: improvements and applications. *Séminaire MimeTIC* du 18 septembre 2014, Université de Rennes 2, France.

D. Haering (2014). Shoulder kinematical and musculoskeletal modelling for movement optimisation. *Computer Simulation in Sport Workshop*, Loughborough University, UK.

D. Haering, M. Jackson, M. Raison, M. Begon (2013) Espace de mobilité maximale de l'épaule et espaces permissibles après une réparation de la coiffe des rotateurs. *Journée de la Recherche*, Université de Montréal, Montréal, Qc, Canada. Communication affichée.

D. Haering, A. Crépeau Rousseau, M. Begon (2012). Biomécanique des acrobaties aériennes, *Congrès annuel de la fédération de gymnastique du Québec*, Laval, Qc, Canada. Communication orale.

D. Haering, M. Jackson, M. Begon (2012). Immobilisation optimale de l'épaule après une réparation des muscles de la coiffe des rotateurs de l'épaule, *Journée de la recherche*, Université de Montréal, Montréal, Qc, Canada. Communication orale.

A. Crépeau Rousseau, **D. Haering**, M. Begon (2011). Simulation et optimisation des mouvements sportifs, *Rendez-vous des entraîneurs*, Université de Montréal, Montréal, Qc, Canada. Communication affichée.



À tous ceux qui font que :
« La charge que soutiennent nos
épaules [puisse] être moins lourde
que facile à porter. ». –Démocrite

Oliete, David. *Castells 5*.
Concours de pyramide humaine à
Tarragone, Espagne (2015).

REMERCIEMENTS

À la fin d'un marathon de 4 ans, 2 jours, 1 heure, 8 minutes et 9 secondes je viens enfin de déposer mon essai. Je me retourne et je vois que je ne suis pas la seule à transpirer sur le terrain : des entraîneurs, des co-équipiers et des supporteurs à remercier. Sans oublier que rien de ces projets n'aurait été possible sans les soutiens financiers des sponsors de l'équipe : Médecus, le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie, la Faculté des Études Supérieures et Postdoctorales de l'Université de Montréal.

L'action rejouée au ralenti commence lorsque Mickaël, l'entraîneur en chef de l'équipe, le boss présent aussi bien au bord que sur le terrain, est venu m'offrir d'intégrer son équipe, et arrache le ballon au sol. Dès la passe effectuée, il se replace immédiatement en position de me pousser et d'assurer mes arrières. Sur le bord du terrain, il y a également Aurore de quelques années mon ainée qui a été mon premier modèle dans cette aventure qu'elle a rejoint par la suite et Maxime qui a également accepté d'épauler Mickaël sans hésiter.

C'est alors M. Michaud qui reçoit la passe du boss. C'est le stratège de l'équipe, celui qui distribue les postes et programme avec le boss un jeu dynamique et optimisé facile à mettre en application. En dehors du terrain, c'est aussi un bon ami à l'âme sensible et au cœur vaillant qui m'a enseigné que la raison des sciences et l'émotion des arts s'harmonisent joliment.

Derrière lui, se placent en première ligne Monique et Arsène. D'un côté, Monique elle sait ce qu'elle veut et elle travaille dur pour y arriver. Et du coup toi aussi parce que, tu ne veux pas que « Monique says you're dumb ». La passe qu'elle me fera sera impeccable j'aurai le champ libre pour avancer. Mais c'est Arsène de l'autre côté qui récupère le ballon le premier. En tant que tel, il n'a pas le choix que d'avancer, et si personne avant lui ne lui ouvre le chemin, il a montré comment encaisser les lignes adverses qui deviennent des pages et même des pages de corrections. Ce sportif dédié corps et âme à son art m'a montré

comment tenir sur la distance grâce à un mental bien aiguisé et à une curiosité sans cesse inassouvie et tant d'autres choses.

Viennent, en deuxième ligne, les post-docs Fabien et Yoann. Grâce à leur plus grande expérience et à leur générosité, ils s'assurent de nous montrer dès que l'on récupère la balle, le chemin pour nous laisser avancer. En tant que tel ils ont été des conseillers fiables à travers la thèse comme des perspectives professionnelles. Et même après avoir changé de maillot et rangé les crampons, je savais que l'on pouvait toujours compter sur Fabien pour remonter le moral des troupes en passant à la troisième mi-temps après une partie difficile.

Pour compléter le groupe de tête, quelques ingénieurs et autres caractères marquants sont venus pousser l'avancée de l'équipe au complet et le moral des troupes. Je pense bien sûr à Patrick, fidèle au poste, avec ses manips de force maximale et ses innombrables prières et sacres pour l'équipe et contre les ordinateurs. Je pense aussi à Phiphou, son modèle de maillage musculaire et ses pauses goûter collectives; à Nemeye son logiciel PROMPT, sa bonne humeur et sa bonne musique dans le labo; à Margot les premiers pas avec MUSCOD, ses coups de tête et son franc parler; à Colombe avec la suite de MUSCOD et sa force maximale légendaire grâce à ses repas smoothies; à Sylvain et ses aiguilles d'EMG intra-musculaires et ses tests de fatigue sur l'ergomètre, à Alex ses modèles cinématiques, ses boutons qui se tournent et ses jeudis pâtisserie, qui se sont relayés.

Sur l'aile, sans connaître elle-même complètement à quel point son rôle est crucial auprès du boss, Ariane récupère le ballon et effectue la percée. Elle est notre capitaine et déléguée auprès du boss démocratiquement auto-proclamée; c'est elle l'esprit de l'équipe. Et pourtant sans jamais vouloir passer en avant, elle qui marque aussi souvent ses propres essais qui font gagner l'équipe. Mais cette fois, elle fait un botté en direction de Monique.

C'est après ce monde-là, une fois que le jeu est déjà lancé que Talia, Michel et moi, qui partons de l'arrière embarquons dans le jeu en nous serrant les coudes pour pouvoir se frayer un passage. Talia en partageant sans cesse quelque marque d'affection comme Michel faisant preuve d'une amitié sincère les jours de soleil, comme les jours de pluies, lorsqu'il faut se jeter la face la première dans la gadoue, m'ont vraiment aidée. Cette fois c'est moi

qui, placée en arrière de Monique, ai reçu le ballon et la chance de pouvoir aller le déposer derrière la ligne. La prochaine fois, bientôt, ce sera le leur.

Émilie, Philippe, Élodie, Marion, dévoués et fidèles compagnons m'ont également apporté une aide précieuse tout le long de ma course, dans divers projets, en remontant une grande partie du terrain.

Finalement, je vois aussi les supporteurs qui sont arrivés bien avant que la partie commence. Je sais que mes grands-parents, mes parents, ma sœur, Clémence et quelques amis proches remplissent toujours le premier banc jamais vide, même s'il faut traverser l'océan pour venir me voir. À eux s'est joint Humberto dont les encouragements les plus forts sont venus me motiver juste avant de franchir la ligne d'embut.

À tous ceux que je viens de nommer et bien sûr aussi ceux que j'oublie, un grand merci de m'avoir permis de faire de mon mieux dans ce travail et d'avoir rendu cette expérience aussi formatrice qu'enrichissante. L'essai devrait bientôt être transformé.

AVANT-PROPOS

Avec la standardisation des tâches manuelles de manutention, puis l'intensification des pratiques sportives et enfin le vieillissement de la population, les troubles musculo-squelettiques sont devenues une des causes de souffrance et de handicap les plus communes et les plus coûteuses de surcroît. Particulièrement affectée par ces troubles chez une grande partie de la population, composée d'une « constellation d'os »¹, et connue pour être l'articulation la plus complexe du corps humain, l'épaule suscite l'intérêt et nourrit la curiosité des chercheurs, des médecins et des cliniciens. Bien qu'ayant pris son essor dès les années 1930 avec les travaux du Dr. Codman, le développement de méthodes et d'outils pour mieux comprendre et analyser le mécanisme de cette articulation reste nécessaire. En particulier, un des principaux obstacles actuels subsiste dans la caractérisation des limites articulaires physiologiques du mouvement. Ce sont cette nécessité et la curiosité qui ont motivé cette thèse; le hasard a peut-être fait le reste.

Georges Braque disait : « Le progrès en art ne consiste pas à étendre ses limites, mais à mieux les connaître »². Dans l'Art de la Biomécanique, elles peuvent être d'une part celles des outils de mesures, d'autre part celles des connaissances des chercheurs et des praticiens, et centralement celles du mouvement du corps humains. C'est pourquoi une des ambitions de ce travail était de s'intéresser à ces dernières afin d'espérer en connaître mieux les autres, car comme nous le verrons aussi plus tard les différentes limites ont la fâcheuse tendance d'interagir entre elles.

INTRODUCTION

1 Problématique générale

Dans les années 1930, le Dr Codman a été l'un des premiers scientifiques à avoir attiré l'attention des médecins et des chercheurs sur l'épaule³¹. En opérant et en disséquant de nombreux corps, il s'était rendu compte que la déchirure de la coiffe des rotateurs, était une condition largement répandue qu'il estimait à 39% de la population. Les troubles musculo-squelettiques sont aujourd'hui un problème de santé majeur des travailleurs^{4,5} et des sportifs dès le plus jeune âge^{6,7}. Les déchirures à la coiffe des rotateurs vont affecter 20% de la population âgée⁸ entraînant une instabilité de l'épaule^{9,10}, et ultimement une perte de fonction du membre supérieur^{11,12} et donc d'autonomie.

Dans le milieu du travail, la prévalence auto-rapportée sur 12 mois atteint parfois 35%¹³⁻¹⁵. Les TMS à l'épaule représentent aussi l'atteinte la plus sévère en termes de jours de travail perdus¹⁶⁻¹⁸. Plus spécifiquement, la prévalence des tendinopathies chroniques à la coiffe des rotateurs, est de 2%^{19,20} et peut atteindre 9% dans des populations de travailleurs²¹. Plus particulièrement au Québec entre 2005 et 2007, l'épaule se classe au troisième rang des TMS avec annuellement près de 9000 lésions déclarées pour un coût estimé à 393 M\$ (débours moyen : 45,426 \$)²². Ces blessures se caractérisent par des convalescences deux fois plus longues que les lésions au dos soit entre 120²³ et 150²² jours.

Dans le milieu sportif, l'incidence et la nature des blessures à l'épaule sont propres à chaque sport. Par exemple l'incidence des blessures aiguës en hockey est de 20%, alors que

¹ Les références des années 1905-1950 ne sont pas citées uniquement pour l'histoire des sciences et particulièrement de la biomécanique de l'épaule. Les concepts établis et les enjeux identifiés dans ces articles sont encore d'actualité.

les douleurs chroniques causées par la sur-sollicitation et l'instabilité de l'épaule sont omniprésentes en baseball, tennis, natation et gymnastique avec des incidences de 17 à 26%²⁴⁻²⁶. Ces statistiques sont sous-estimées comme près des trois quarts des nageurs, par exemple, utilisent des antidouleurs pour s'entraîner²⁷. La natation, 3^{ème} sport le plus pratiqué au Canada²⁸, est le sport qui présente le plus de blessures chroniques au niveau collégial²⁹. Par ailleurs, les blessures chroniques à l'épaule dans le sport sont présentes dès l'adolescence, que ce soit en tennis³⁰, en natation^{29,31}, ou en gymnastique³². Ces prévalences dans la population en général, parmi les travailleurs et les sportifs en particulier, sont une motivation du laboratoire et de ce travail de thèse.

Anatomiquement, le complexe de l'épaule implique trois articulations et huit muscles multi-articulaires majeurs qui interagissent³³ dans une biomécanique complexe pour permettre une amplitude de mouvement élevée, particulièrement à l'articulation gléno-humérale. Comme les troubles musculo-squelettiques à l'épaule sont associés à des dyskinésies scapulaires et des pertes de fonction, l'amplitude maximale de mouvement et la coordination inter-segmentaire sont utilisées dans plusieurs domaines comme évaluation de la fonctionnalité articulaire, c'est-à-dire son équilibre entre mobilité et stabilité³⁴. Depuis quelques décennies, des outils d'évaluation sont utilisés dans la santé et le sport afin d'analyser ces paramètres du mouvement. Toutefois le questionnement sur la définition de la mobilité articulaire ne fait pas consensus. Du fait des interactions entre les articulations au sein de l'amplitude articulaire de l'épaule, la définition commune de l'espace de mobilité articulaire résultant de l'addition de mobilités autour des axes individuels de rotation de chaque articulation³⁵⁻³⁷ représente une approximation qui ne fournit pas suffisamment d'informations pour l'évaluation de la fonctionnalité de l'épaule. Encore peu d'études proposent une méthode permettant de rendre compte de la globalité des interactions entre les degrés de liberté du complexe articulaire scapulaire.

De tels besoins nécessitent le recours à des outils de mesure cinématiques capable de suivre le mouvement tridimensionnel des segments. Les systèmes d'analyse du mouvement composés de caméras multiples sont les outils précis pour mesurer le mouvement de

marqueurs placés sur la peau³⁸. Toutefois le mouvement relatif de la peau par rapport aux os est une cause importante d'erreur de la mesure obtenue en particulierité pour les mouvements de grande amplitude^{39,40}. L'utilisation d'un modèle cinématique indéformable calibré sur le sujet et d'une technique de minimisation des erreurs appliquée à l'ensemble des couples de marqueurs modèle-mesure permet de compenser en partie ces erreurs⁴¹. Ces méthodes et modèles développés en premier lieu pour le membre inférieur, ou pour des structures anatomiques simples, sont désormais utilisés pour l'analyse du membre supérieur⁴². Toutefois, la grande mobilité de l'épaule et à la complexité cinématique de l'ensemble du complexe scapulaire impliquent des adaptations et des outils supplémentaires⁴³. La ceinture scapulaire est formée de la clavicule et la scapula, qui glissent sous la peau. L'analyse du mouvement est alors complexifiée par l'augmentation du nombre d'inconnues à déterminer et le nombre réduit d'informations accessibles. L'ajout de contraintes entre les segments pour réduire le nombre d'inconnues est proposé dans la littérature. Par exemple :

- le remplacement des degrés de liberté de la clavicule et de la scapula par une translation de longueur fixe entre le thorax et la tête humérale⁴⁴ pour contraindre la cinématique de la scapula;
- l'utilisation d'équations de régression pour imposer une coordination articulaire à partir de l'orientation du bras^{45,46};
- l'ajout d'une articulation scapulo-thoracique de fermeture de boucle pour contraindre la cinématique de la scapula par une deuxième articulation qui la force à rester en contact avec le thorax^{47,48}
- l'implémentation de l'avant-bras dans la chaîne cinématique utilisée pour l'optimisation multi-segmentaire pour que son orientation contraigne la rotation axiale du bras⁴⁹.

Ces adaptations ne font pas toujours consensus comme elles sont des hypothèses simplificatrices de l'anatomie fonctionnelle de la ceinture scapulaire et du membre supérieur. En conséquence, les méthodes utilisées pour mesurer et caractériser la mobilité articulaire de l'épaule doivent être adaptées également.

L'incidence des blessures n'est pas la seule motivation de cette thèse à s'intéresser à l'épaule. L'analyse du mouvement peut également être utilisée pour aider l'amélioration de la performance principalement dans les milieux du sport et du travail. Dans ce cadre, son utilisation couplée à la simulation du mouvement et à l'optimisation numérique a commencé dans les années 1980^{50,51} et a gagné en popularité ces dernières années⁵²⁻⁵⁵. Ces techniques reposent sur l'utilisation de modèles biomécaniques capables de générer un mouvement du corps humain réaliste tant du point de vue de la dynamique que des capacités physiques des athlètes ou travailleurs. De plus, certaines de ces méthodes utilisent un modèle de la mobilité articulaire pour focaliser le mouvement sur un espace particulier ou réduire la contrainte causée par le mouvement^{56,57}. La mobilité articulaire est généralement représentée dans ces modèles par des limites propres à chaque axe de rotation de l'articulation, ce qui est une nouvelle fois une hypothèse simplificatrice. Du fait des nombreuses interactions intervenant dans la mobilité de l'épaule, une implémentation tenant compte de ces interactions nécessite l'utilisation d'un modèle plus complexe. Un tel modèle reste à développer tout en s'assurant qu'il soit facile à interpréter et rapide d'utilisation.

L'objectif de cette thèse est donc de proposer des outils pour caractériser la mobilité tridimensionnelle articulaire de l'épaule qui soient adaptés aux besoins des études cliniques pour améliorer la prise en charge des patients, et aux besoins de la recherche de la performance sportive, ou de l'ergonomie. Pour cela, il faudra apporter des améliorations dans la mesure et la modélisation des interactions entre les degrés de liberté qui affectent cette mobilité.

2 Plan

Après un état des connaissances et des outils pour mesurer et modéliser la mobilité de l'épaule (chapitre 1), trois études seront présentées pour tenter de répondre à la

problématique associée à la caractérisation de l'amplitude articulaire tri-dimensionnelle en faisant le tour des enjeux impliqués. Dans la première étude (chapitre 2), une méthode permettant d'appréhender les limites de la mobilité articulaire de l'épaule en tenant compte de la globalité des interactions qu'elle comprend sera proposée. Dans la deuxième étude (chapitre 3), une méthode d'implémentation de ces limites articulaires à un modèle cinématique utilisé pour l'optimisation sera proposée dans le cadre de l'analyse d'un geste sportif complexe. Dans la troisième étude (chapitre 4), les limites articulaires mesurées seront utilisées et personnalisées pour évaluer des exercices de rééducation de la coiffe des rotateurs. En dernière partie (chapitre 5), une discussion générale permettra de mettre en vis-à-vis les résultats de ces études avec les objectifs de cette thèse en proposant les limites et perspectives de ce travail.

CHAPITRE 1 : ÉTAT DES CONNAISSANCES ET DES OUTILS

Afin de comprendre les objectifs spécifiques de ce travail et leur « articulation », il est important de se baser sur des connaissances de base d'anatomie fonctionnelle de l'épaule et des outils biomécaniques utilisés pour analyser sa mobilité. Une définition anatomique de l'épaule et de sa mobilité (section 1) sera suivie des méthodes et outils utilisés pour mesurer sa mobilité (section 2). À travers cette analyse technique, nous ferons ressortir les enjeux de santé et de performance d'une telle problématique et les perspectives de développement possibles pour y répondre.

1 Anatomie et mobilité de l'épaule

Après une courte définition musculo-squelettique du complexe de l'épaule (1.1) nous présenterons les amplitudes de mouvement isolées pour chacune des articulations (1.2); puis nous apercevront comment les mouvements entre ces articulations peuvent interagir dans une description du rythme scapulo-huméral (1.3); et nous finirons par l'énumération des enjeux qui découlent directement des spécificités anatomiques décrites (1.4).

1.1 Définition générale

Le complexe de l'épaule, qui permet de relier le membre supérieur et la ceinture scapulaire au thorax, est composé de quatre os. Il comporte autant d'articulations et de nombreux groupes musculaires qui permettent et limitent leur mouvement. Ainsi les définitions classiques de l'épaule distinguent généralement le thorax, la clavicule, la scapula et l'humérus (Fig. 1a), reliés par les quatre articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, scapulo-thoracique et gléno-humérale (Fig. 1b). Ces articulations sont à la fois actionnées et stabilisées par une vingtaines de muscles dont les principaux sont la coiffe des rotateurs (Fig. 1c), les trapèzes, deltoïdes, pectoraux, grands dorsaux, biceps brachiaux et

triceps brachiaux (Fig. 1d)⁵⁸. Certains de ces muscles peuvent être pluri-articulaires, avoir une origine en éventail, et/ou produire divers types de mouvement.

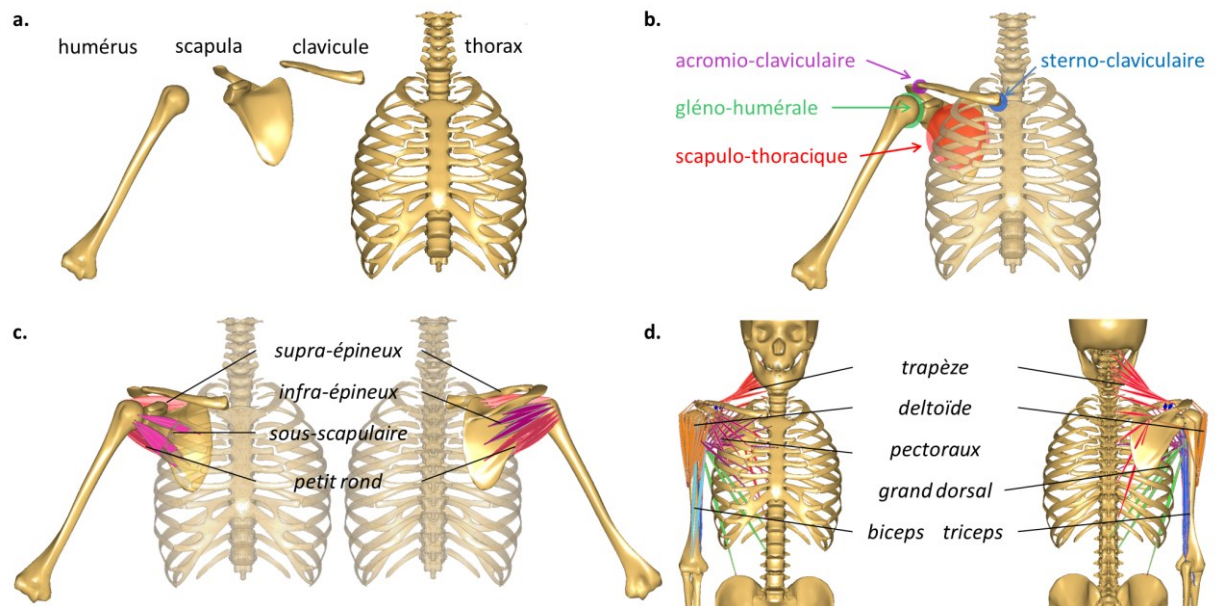


Figure 1: Description anatomique des segments (a), articulations (b), muscles de la coiffe des rotateurs (c) et autres muscles principaux (d) de l'épaule.

Les multiples types de mouvements permis entre toutes ces entités composant l'épaule, que l'on nomme les degrés de liberté, interagissent ensemble pour conférer à l'épaule la plus grande mobilité au sein du corps humain. Le paradigme de cette articulation multiple consiste à permettre la grande mobilité nécessaire à la manipulation des objets, à l'origine dans le but de s'alimenter, tout en assurant la stabilité suffisante pour s'accrocher ou (sup)porter des charges parfois supérieures au poids total du corps⁵⁹. Identifier les amplitudes et les mouvements de chaque articulation qui en découlent permet d'évaluer sa fonctionnalité et donner du sens aux mouvements analysés.

1.2 Articulations et mobilités individuelles

1.2.1.1 Articulation sterno-claviculaire

L'articulation sterno-claviculaire qui relie le sternum à l'extrémité proximale de la clavicule permet à cette dernière des mouvements de protraction et rétraction autour de l'axe vertical de la clavicule, des mouvements d'abaissement et d'élévation autour de l'axe antéro-postérieur de la clavicule, et enfin de la rotation axiale autour de son axe longitudinal⁶⁰. Le rôle propre de l'articulation sterno-claviculaire est de contribuer aux mouvements d'élévation du bras^{61,62}. Tandis que le segment rigide de la clavicule directement relié au thorax fournit la stabilité nécessaire au complexe de l'épaule pour le port de charges ou les mouvements d'amplitudes extrêmes^{61,63}.

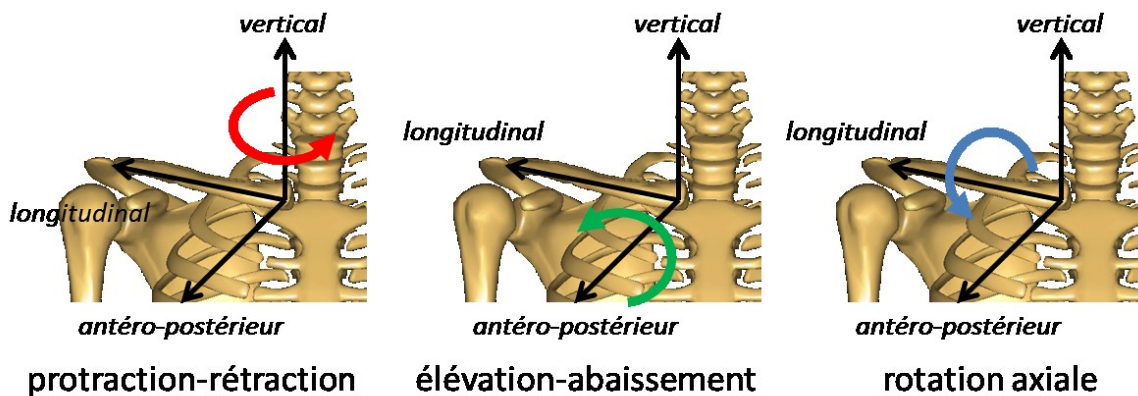


Figure 2 : Représentation des axes et mouvements fonctionnels de la clavicule selon la description de l'ISB⁶⁴.

La difficulté d'estimation des amplitudes de ces mouvements, notamment la rotation axiale, provient du glissement de la peau sur les os⁶⁵. C'est pourquoi des études cinématiques récentes à l'aide de tiges intra-corticales ou d'IRM ouvert^{66,67} peuvent aider à de façon précise les amplitudes sterno-claviculaires. Malheureusement, ces études rapportent des amplitudes fonctionnelles qui se limitent à des élévations et rotations du bras. Les expériences réalisées au laboratoire⁶⁸⁻⁷⁰ sur quatre participants instrumentés de tiges intra-

corticales qui ont effectués tant des mouvements fonctionnels, de la vie quotidienne, que sportifs permettent de raffiner ces amplitudes fonctionnelles de mouvement selon chaque degré de liberté. Le **Tableau 1** résume les amplitudes de mouvements pour chacun de ces degrés de liberté pris individuellement tant pour les mesures cadavériques utilisées dans les manuels d'anatomie^{63,71,72} que pour les récentes études in-vivo avec des mouvements fonctionnels^{66,67}. Les différences de valeurs proviennent, certes des mouvements réalisés pour obtenir les positions minimales et maximales mais également d'approches méthodologiques présentées à la section 2.1 que sont 1) l'orientation des axes de mouvement qui diffèrent entre des mesures cliniques sur des degrés de liberté isolés et des mesures à l'aide de modèles cinématiques tridimensionnels, 2) la définition même du 0°, 3) la méthode d'extraction des angles dans le cas d'analyses cinématiques.

Tableau 1: Description anatomique des amplitudes cadavériques et fonctionnelles maximales de l'articulation sterno-claviculaire.

Segment proximal	Segment distal	Mouvement fonctionnel	Amplitudes	
			cadavérique ^{63,71,72}	fonctionnelles ^{66,67}
thorax	clavicule	élévation / dépression	45 / -10	11 / -15
		protraction / rétraction	30 / -30	15 / -29
		rotation antéro / postérieure	50 / -50	15 / -31

1.2.1.2 Articulations acromio-claviculaire et scapulo-thoracique

Vient ensuite l'articulation acromio-claviculaire qui relie l'extrémité distale de la clavicule avec le crochet de l'acromion au sommet de la scapula. La mobilité de cette articulation est fortement restreinte par les liens ligamentaires qui unissent la clavicule à l'acromion. En outre, les mouvements de la scapula sont contraints de façon à ce qu'elle reste relativement en contact et glisse autour du thorax postérieur selon une articulation fonctionnelle que l'on appelle articulation scapulo-thoracique. La résultante de ces deux articulations et de l'articulation sterno-claviculaire permet à la scapula des mouvements

d'inclinaison antéro-postérieure autour d'un axe transversal, de sonnette interne-externe ou d'élévation-abaissement autour d'un axe antéro-postérieure et de protraction et rétraction autour d'un axe vertical⁶⁰ qui fait le point sur les connaissances anatomiques et fonctionnelles de la scapula. Les amplitudes correspondantes sont résumées au **Tableau 2**.

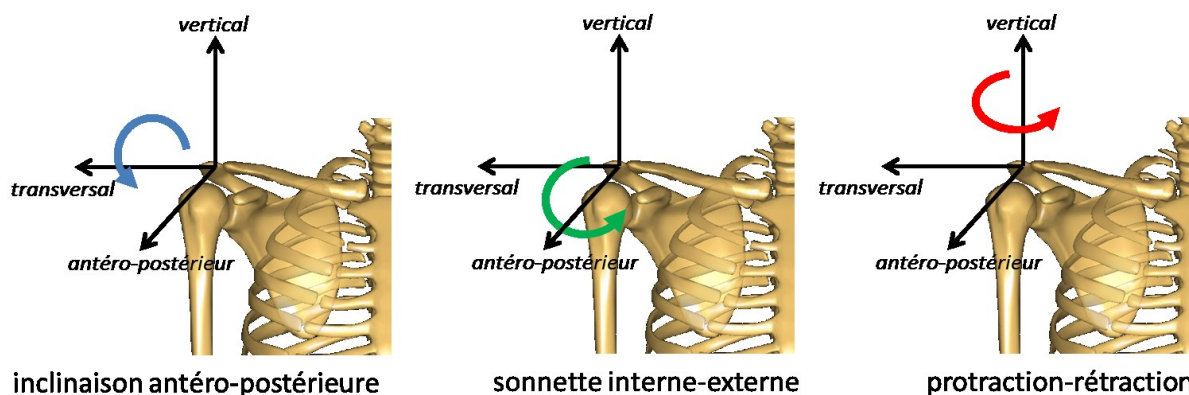


Figure 3 : Représentation des axes et mouvements fonctionnels de la scapula selon la description de l'ISB⁶⁴.

À l'instar de la clavicule, le principal rôle de la scapula est d'assurer la stabilité de l'épaule pendant les mouvements du bras⁷³. À la place du lien solide avec le thorax que représente la clavicule, la stabilité de la scapula est principalement assurée par les muscles qui l'attachent au thorax. C'est donc l'articulation scapulo-thoracique qui assure cette stabilité, tandis que l'articulation acromio-claviculaire permet sa mobilité⁷⁴.

Tableau 2: Description anatomique des amplitudes cadavériques et fonctionnelles maximales de l'articulation scapulo-thoracique.

Segment proximal	Segment distal	Mouvement fonctionnel	Amplitudes	
			cadavériques ⁵⁸⁻⁷⁵	fonctionnelles ⁶²
thorax	scapula	élévation / dépression	90 / _	38 / -3
		protraction / rétraction	_ / _	40 / _
		inclinaison antéro / postérieure	_ / _	5 / -12

1.2.1.3 Articulations gléno-humérale et thoraco-humérale

Finalement, l'articulation gléno-humérale est la 3^{ème} articulation qui compose l'épaule. Elle relie la cavité glénoïde sur le bord externe de la scapula à la tête humérale. Elle permet des mouvements du bras. L'ensemble des articulations précédentes permet la mobilisation du bras par rapport au thorax selon une articulation thoraco-humérale globale. Les mouvements permis 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 du bras⁶⁰.

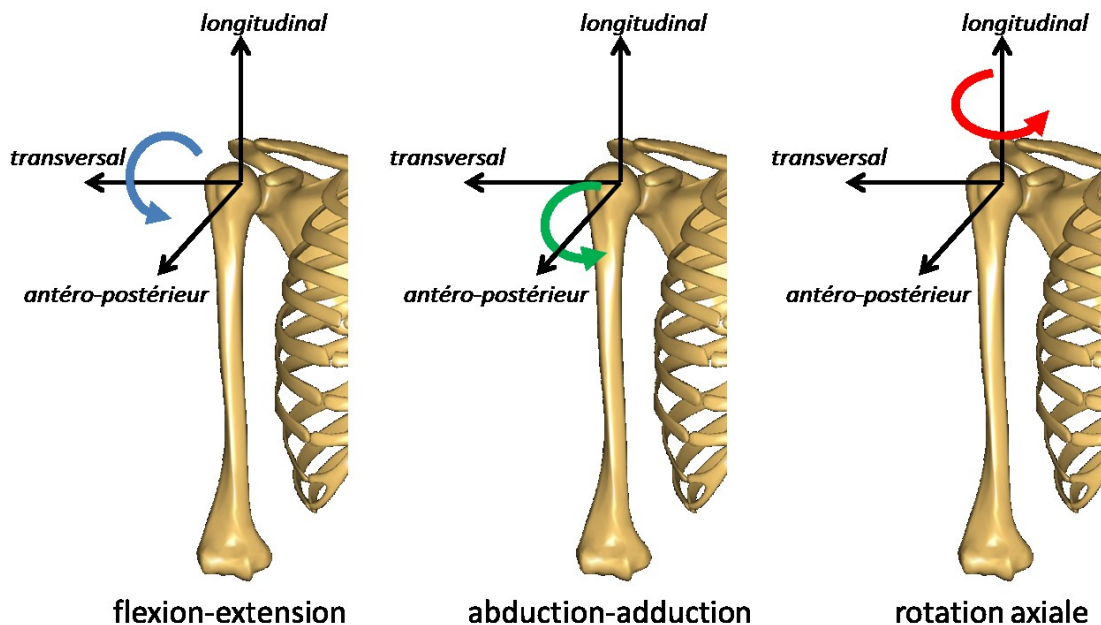


Figure 4 : Représentation des axes et mouvements fonctionnels de l'humérus selon la description de l'ISB⁶⁴.

Les amplitudes de chacun de ces mouvements du bras sont présentées au **Tableau 3** que ce soit par rapport à la scapula ou au thorax. D'autre part en mettant en vis-à-vis une faible portion de la tête humérale avec la cavité glénoïde, l'articulation gléno-humérale permet aussi des translations de la tête humérale de quelques millimètres^{70,76}.

Tableau 3 : Description anatomique des amplitudes cadavériques gléno-humérales en rotation⁷⁵ et en translation⁷⁶ et thoraco-humérale⁵⁸ maximales.

Segment proximal	Segment distal	Mouvement fonctionnel	Amplitudes cadavérique
scapula	humérus	flexion / extension	–
		abduction / adduction	90° / 0°
		rotation interne / externe	60° / -73°
		translation antérieure / postérieure	4mm / -4mm
		translation supérieure / inférieure	– / -4mm
thorax	humérus	flexion / extension	170° / -60°
		abduction / adduction	180° / 0°
		rotation interne / externe	90° / -70°

Bien que chacune de ces articulations puisse être décrite individuellement, leur rôle au sein de l'épaule ne peut pas être totalement dissocié. Il n'est pas possible de solliciter l'une sans affecter les autres⁷⁷. Ainsi un aspect clé de cette thèse va être de s'intéresser non pas à ces amplitudes de mouvement isolées mais à leurs interactions, c'est-à-dire comme chaque degrés de liberté peut affecter l'amplitude des autres.

1.3 Rythme scapulaire et interactions

Pour faire référence à l'organisation et la contribution relative des degrés de liberté de l'ensemble des articulations lors du mouvement du membre supérieur on parle généralement de rythme scapulaire. Ce terme a été introduit pour la première fois par Inman, et al. (1944)⁷⁷ pour désigner le rapport entre l'élévation gléno-humérale et la sonnette externe. Ces mesures ont abouti à un rapport constant de 2 pour 1. Chez les sujets sains ces contributions sont constantes pour une bonne partie du mouvement puisqu'elles sont causées par les muscles pluri-articulaires assurant à la fois le mouvement et la stabilité

de l'épaule⁷⁷. Ainsi, chaque degré de liberté possède à la fois sa mobilité propre, et reste dépendant de celle des autres.

Par exemple, la clavicule ne participe pas uniquement à stabiliser l'épaule, elle lui permet une plus grande mobilité^{61,62}. En effet, l'élévation couplée à la rotation axiale de la clavicule confère la moitié de l'amplitude de rotation latérale de la scapula et est nécessaire pour réaliser des élévations du bras supérieures à 120°⁶³. De la même façon, la stabilisation de la scapula et sa coordination avec l'humérus sont nécessaires pour que la tête humérale continue à faire face à la cavité glénoïde, limite les conflits sous-acromiaux, et permette d'atteindre l'amplitude maximale d'élévation du bras⁷⁸. L'articulation sterno-claviculaire contribue à 40°, l'articulation acromio-claviculaire contribue à 20°, et l'articulation gléno-humérale permet de réaliser les 60° restants à l'amplitude maximale d'élévation du bras⁶⁰. La **Figure 5** illustre le rythme scapulaire en montrant comment chaque articulation contribue à l'élévation du bras. Ainsi, tous les degrés de liberté des articulations de l'épaule interagissent ensemble pour permettre l'élévation maximale du bras d'une part, mais aussi toute l'amplitude de mouvement pour permettre à la main en bout de chaîne d'atteindre les objets de son environnement.

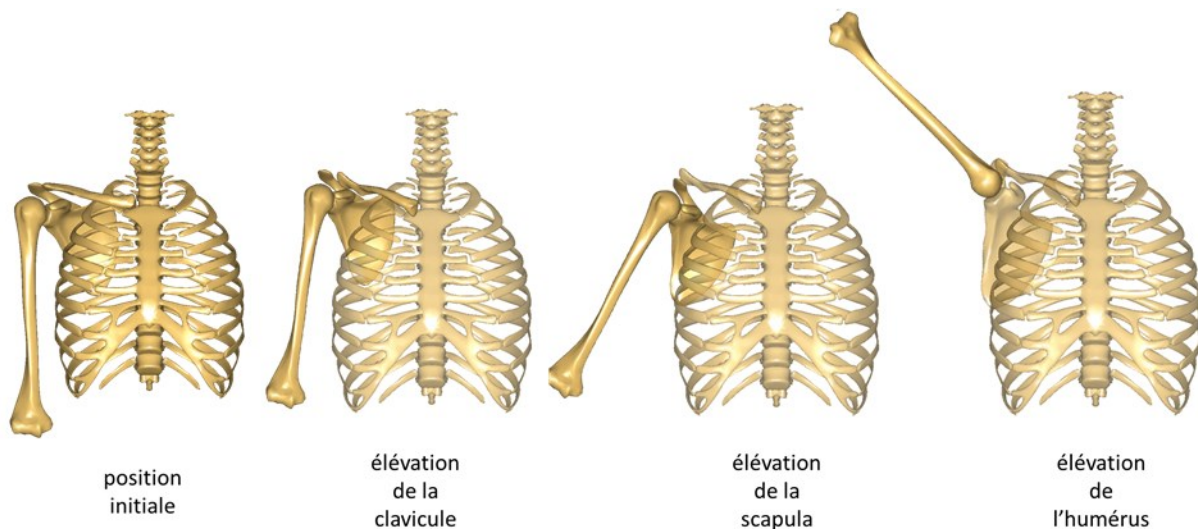


Figure 5 : Illustration du rythme scapulo-huméral lorsque le bras est élevé en abduction.

Des modèles de régression linéaire ont tenté d'approximer ces interactions^{45,46}. Toutefois ces modèles sont généralement basés sur des mesures d'élévation du bras dans un seul plan, et cela réduit donc les interactions entre les degrés de liberté lors de gestes réels. On voit en effet une variation jusqu'à 15° de l'élévation scapulo-thoracique entre des mouvements de flexion ou d'abduction⁷⁹. De la même façon, une différence de 20% de la contribution sterno-claviculaire est observée en flexion lorsque le bras est en rotation interne ou externe⁷⁹. De plus, les relations entre les degrés de liberté ne sont pas linéaires⁸⁰ tout au long du mouvement. Inman, et al. (1944)⁷⁷ ont observé que la contribution de la scapula dans les 30° à 60° premiers degrés d'élévation pouvait être très variable entre les individus, tandis que Peat (1986)⁶⁰ estimait que seule l'articulation gléno-humérale était sollicitée en dessous de 30°. En ce qui concerne la rotation axiale, l'amplitude maximale a été mesurée à 30° d'élévation et diminue aussi bien en-dessous qu'au-dessus de cet angle⁷⁵. Il semble donc difficile de définir les amplitudes de mouvement de l'épaule à partir d'un ensemble de relations linéaires.

La variabilité du rythme scapulo-huméral est encore plus grande lorsque des modèles cinématiques tridimensionnels sont utilisés puisqu'il s'exprime souvent par le ratio de l'amplitude gléno-humérale sur l'amplitude scapulo-thoracique⁷⁹. Les récentes méthodes qui tiennent compte du mouvement tridimensionnel de chaque articulation^{80,81} sont plus en adéquation avec la définition de Innam⁷⁷ et réduisent cette variabilité interindividuelle. Ceci met en évidence qu'un mouvement de faible amplitude est réalisé par de nombreuses combinaisons articulaires différentes. Ce travail de doctorat va s'intéresser davantage à ces interactions entre les degrés de liberté lors de grandes amplitudes de mouvement. En outre, de nombreux facteurs propres au mouvement réalisé ou à l'individu qui le réalise influent sur ces interactions. Ainsi, diverses études montrent que l'augmentation de la charge portée^{82,83} ou de l'âge de l'individu⁸⁴ ou la présence de pathologies^{85,86} peuvent diminuer la contribution scapulo-thoracique. À l'inverse, il a été montré que la contribution de la scapula augmente lorsque le mouvement est réalisé en présence de fatigue^{87,88} ou passivement^{89,90}. Le rythme scapulo-huméral est également mesuré durant des mouvements fonctionnels⁷⁹. La présente

thèse se focalise, non pas sur le rythme scapulo-huméral, mais sur la mobilité et les interactions permises par l'ensemble des articulations du complexe scapulaire.

Une modification de ces interactions, quelle que soit la cause, peut refléter une instabilité ou une dyskinésie qui à terme peuvent présenter un risque pour l'intégrité de l'épaule. Pour cette raison, il est important de comprendre en quoi la mobilité de l'épaule est liée à ses blessures.

1.4 Dyskinésies et pathologies de la coiffe des rotateurs

Les déchirures de la coiffe des rotateurs et les dyskinésies sont reportées dans la plupart des cas de douleur à l'épaule en raison de leur rôle de stabilisateur de l'articulation gléno-humérale⁹¹. Dans la population normale, les déchirures de la coiffe des rotateurs sont à la fois la blessure de l'épaule la plus fréquemment opérée par les chirurgiens⁹² et la plus présente dans la population⁹³. Chez les sportifs, ces blessures représentent 36% à 76% des blessures^{26,94,95}. La majorité de ces blessures est de type chronique dû à la répétition des mouvements⁹⁵ et au risque élevé de re-déchirure⁹⁶. D'une part, une mobilité globale réduite peut favoriser l'apparition de ces blessures⁹⁷. D'autre part, une dyskinésie de la scapula est observée lors de leur apparition⁹⁸. Plus spécifiquement, une inclinaison antérieure, une protraction ou une élévation trop importante lors de l'élévation du bras peuvent être observées⁹⁹. Ces dyskinésies engendrent un déséquilibre des forces subies par les tendons de la coiffe des rotateurs provoquant leur usure¹⁰⁰. La mesure de la mobilité globale de l'articulation, ou de la mobilité de la scapula peut donc s'avérer utile afin de détecter la mise en place de ces mécanismes avant l'occurrence de la blessure.

En parallèle, les propriétés intrinsèques physiologiques de ces tendons peuvent expliquer cette faiblesse de la coiffe des rotateurs au sein de l'épaule. En effet, des études vasculaires ont mis en évidence une zone critique non-vascularisée proche de l'origine de la coiffe des rotateurs^{101,102}. Dans cette zone, la capacité du tendon à se régénérer serait donc réduite. Cela explique le caractère chronique de la plupart de ces blessures, le fait que l'âge soit un facteur de risque majeur, et le fort taux de re-déchirures. Il semble toutefois difficile

de mesurer ce paramètre intrinsèque à travers l'analyse biomécanique tant pour la prévention que la réadaptation. De ce fait, nous allons nous concentrer davantage sur le versant extrinsèque mécanique qui en découle. En effet, la nécessité des tendons à se régénérer dépend des forces qui leurs sont appliquées et endommagent leur structure. Or ces forces dépendent de l'allongement des tendons au cours du mouvement. C'est ainsi que la contribution de la scapula à la mobilité globale de l'humérus affecte les longueurs musculaires de la coiffe des rotateurs.

Les déchirures de la coiffe des rotateurs varient en termes de tailles et localisation. Les principaux types de déchirures sont celles du supra-épineux souvent couplées à une déchirure de l'infra-épineux ou du sous-scapulaire¹⁰³⁻¹⁰⁵. Par ailleurs, quels que soient les muscles impliqués, la taille de la déchirure varie généralement entre 0 et 50 mm^{106,107} pour une longueur de tendon totale de 100 à 150 mm¹⁰⁸. Ces facteurs peuvent affecter la mobilité de l'épaule¹⁰³⁻¹⁰⁵, comme le risque de re-déchirure¹⁰⁹⁻¹¹² de différentes manières. Toutefois, les mesures de la mobilité globale et intra-articulaires de l'épaule en fonction de chaque blessure n'existent pas. Cela est sans doute dû au fait que certains mouvements et en particulier les mouvements d'amplitude maximale peuvent s'avérer risqués pour les tendons blessés ou réparés dont la capacité de régénération¹¹³ et la structure mécanique^{114,115} sont affaiblis. Une méthode basée sur la prédiction du risque mécanique est dans ce cas le seul moyen de mesurer la mobilité de l'épaule maximale ou sécuritaire des patients.

De par l'ensemble des facteurs anatomiques l'affectant, la mobilité de l'épaule a lieu à plusieurs niveaux. Afin de déterminer lesquels sont réellement importants, il est finalement important de considérer les motivations et enjeux derrière leur définition et leur application.

1.5 Mobilité et enjeux

On comprend que si l'équilibre entre la mobilité et la stabilité de l'ensemble du complexe de l'épaule est nécessaire, il demeure toutefois précaire. Une modification de la fonction musculaire peut être la cause d'un déséquilibre qui se traduit par une modification

de la mobilité. La mesure de la mobilité est donc un indice direct de la fonction de l'épaule³⁷. Par ailleurs, de nombreux facteurs comme l'âge¹¹⁶, la fatigue¹¹⁷, la blessure⁹⁸ ou l'entraînement^{118,119} peuvent affecter la fonction musculaire de l'épaule et modifier sa stabilité ou mobilité¹²⁰. Ces modifications peuvent être le fruit d'altérations lorsque les muscles, les tendons, ou les articulations ne se comportent plus comme prévu. Elles peuvent aussi être causées par des adaptations pour permettre d'augmenter la force, la vitesse ou l'amplitude d'un type de mouvement et ainsi améliorer la performance des mouvements spécifiques¹¹⁸. Dans l'un ou l'autre cas, appréhender la mobilité de l'épaule pour identifier ces modifications peut répondre à des enjeux liés à la santé ou à la performance des individus.

1.5.1 Santé

Dans un premier temps, les altérations de la mobilité sont causées par des pathologies qui empêchent les muscles de remplir leur rôle initial¹²¹. Ce problème qui peut affecter une grande partie de la population représente des enjeux liés à la fois à la qualité de vie de la population et à l'économie. Au total, les troubles musculo-squelettiques sont la première cause de souffrance dans la population¹²². Parmi celles-ci, les blessures de l'épaule sont les plus fréquentes après celles du dos et des genoux. Le coût associé à leur prise en charge a représenté un coût estimé à 393 M\$ (débours moyen : 45,426 \$)²² entre 2005 et 2007 au Québec. De plus, entre 20% et 94% des déchirures réparées chirurgicalement cèdent à nouveau¹⁰⁹⁻¹¹².

1.5.1.1 Personnes âgées





Les personnes âgées sont le groupe de la population la plus à risque de développer des troubles musculo-squelettiques de l'épaule. Après 60 ans, une personne sur cinq est affectée d'une déchirure de la coiffe des rotateurs qu'elle soit symptomatique ou non¹²³. Cela se manifeste par la diminution de la force musculaire, l'augmentation de la raideur et des infiltrations graisseuses dans le muscle avec l'âge^{124,125}. Or ces altérations dues à l'âge se reflètent aussi par une diminution de la mobilité de l'épaule et l'apparition de dyskinésies au






sein de l'organisation des différentes articulations de l'épaule. Selon van Kampen, et al. (2014)¹²⁶, les tests cliniques usuels pour détecter ces dyskinésies décrits au **Tableau 4**, mènent au bon diagnostic dans moins de 75% des cas. Une connaissance plus globale et opérationnelle de la mobilité globale de l'épaule, et également des interactions entre les différents degrés de liberté au sein de l'épaule apporterait davantage d'informations pour détecter l'apparition d'une déchirure. L'étude des modifications de la mobilité liées l'âge pourrait ainsi aider à aboutir à des exercices de prévention à intégrer au sein des programmes d'activité physique proposés aux personnes âgées. Le développement d'une méthode permettant d'appréhender ces interactions tout en pouvant dissocier les différents degrés de liberté est alors un enjeu de santé.

1.5.1.2 Patients après une réparation de la coiffe des rotateurs

Par ailleurs, un dernier groupe d'individu largement touché sont les patients ayant déjà subi une réparation de la coiffe des rotateurs¹⁰⁹⁻¹¹². Étant donné que les techniques chirurgicales ont beaucoup progressé^{106,127,128}, la cause de ces re-déchirures est attribuée à la prise en charge post-opératoire. Des positions optimales d'immobilisation du bras en fonction du type et de la taille de la déchirure ont été proposées¹²⁹. En revanche, des protocoles de rééducation optimaux permettant de maximiser la mobilité articulaire tout en gardant la contrainte subie par les tendons à un niveau sécuritaire n'ont pas encore abouti à un consensus^{129,130}. Cela vient sans doute du fait qu'aucune méthode actuelle ne prend pas en compte ni les paramètres cinématiques et cinétiques du mouvement, tels que l'amplitude de mouvement et la contrainte subie par les tendons, ni les caractéristiques de la blessure, telles que le type et la taille de la déchirure. À la place, l'évaluation de programmes de rééducations est basée sur des mesures épidémiologiques à long terme¹³¹⁻¹³³ ce qui ne permet pas une évaluation immédiate ou a priori. Le développement de méthodes permettant de prédire l'efficacité de ces programmes est donc un enjeu complémentaire. Cet enjeu repose notamment sur la définition d'une mobilité articulaire maximale et sécuritaire qui tient compte des caractéristiques de la blessure.

Tableau 4 : Tests cliniques usuels pour détecter une déchirure de la coiffe des rotateurs tels que décrits par van Kampen, et al. (2014)¹²⁶.

Nom du test	Description	Signe de déchirure
Test de Jobe		Incapacité à résister contre l'abaissement
Test de Neer		Douleur entre 80° et 100°
Test de Hawkins-Kennedy		Douleur
Signe de Codman		Incapacité à contrôler la descente du bras jusqu'au bout à cause de la douleur

<p>Test de Gerber</p>		<p>Incapacité à maintenir le bras décollé du dos en rotation interne</p>
<p>Test de l'arc douloureux</p>		<p>Douleur lors de l'élévation contre résistance entre 60° et 120°</p>
<p>Signe de faiblesse de la rotation externe</p>		<p>Incapacité à maintenir activement le bras en rotation externe</p>
<p>Le signe de faiblesse de l'infra-épineux</p>		<p>Incapacité à maintenir activement le bras en adduction en rotation externe</p>
<p>Test de force de l'infra-épineux</p>		<p>Absence de résistance à la rotation interne du bras</p>

Concernant la mobilité articulaire, les protocoles proposent généralement des gestes fonctionnels non spécifiques qui ne reflètent pas réellement l'amplitude articulaire complète³⁵⁻³⁷. La connaissance de la mobilité sécuritaire propre à une blessure pourrait permettre de personnaliser les protocoles de rééducation afin de comprendre à la fois des gestes plus proches de gestes de la vie quotidienne et plus spécifiques au patient. Concernant la mobilité sécuritaire, la mesure de l'amplitude articulaire sur les sujets ne suffit pas et peut elle-même s'avérer risquée. Une méthode basée sur l'activité musculaire des muscles au cours des exercices de rééducation a été réalisée pour identifier les exercices plus à risque³⁶. En revanche, l'activité musculaire n'est pas suffisante pour déduire la contrainte totale subie par les tendons. Une approche basée sur l'évaluation mécanique du risque prenant en compte l'allongement des muscles au cours des mouvements est donc également nécessaire.

Si des adaptations ou altérations cinématiques sont observables chez les personnes âgées, des adaptations à moyen termes sont encore plus évidentes chez les sportifs ou chez les travailleurs dont les mouvements de l'épaule affectent directement la performance.

1.5.2 *Performance*

Les adaptations cinématiques ont été largement observées dans les sports de lancer comme le handball ou le baseball¹¹⁸. C'est aussi le cas de la natation pour laquelle les bras servent à la propulsion¹³⁴ ou du rugby pour lesquels les épaules sont soumises à des impacts importants¹³⁵. C'est aussi le cas de toutes les activités qui imposent des charges importantes à manipuler comme dans la plupart des tâches de manutention^{117,136}, en gymnastique²⁵, ou l'haltérophie¹³⁷. Plus que la demande de la tâche sur le complexe de l'épaule, c'est la répétition du geste qui engendre des adaptations. Ainsi dans tous les sports où le bras est utilisé au-dessus de la tête, une corrélation négative entre la rotation interne et le nombre

d'années de pratique a été trouvée¹³⁸. Toutes ces activités ont un intérêt dans cette thèse en tant que perspectives d'applications des méthodes et des mesures proposées.

La mesure de la mobilité de l'épaule de sportifs ou de travailleurs peut donc s'avérer un enjeu supplémentaire pour identifier les adaptations nécessaires pour l'amélioration de la performance afin de proposer des programmes d'entraînement de la force dans ce sens^{139,140}. De tels programmes pourraient permettre d'atteindre plus rapidement de meilleures performances en diminuant le nombre de répétitions nécessaire pour les atteindre. Chez les sportifs de haut niveau pour qui la répétition des mouvements devient la première cause de blessure, cette optique est particulièrement importante^{141,142}. De plus, ces programmes devraient permettre de préparer l'épaule des sportifs à mieux supporter les charges musculo-squelettiques imposées par la pratique de leur sport^{137,143,144}.

Outre le développement de programmes de préparation physique adéquats, la définition de la mobilité de l'épaule de populations normales ou spécifiques peut aider à trouver les techniques les plus performantes ou les moins sollicitantes à l'aide de la simulation et de l'optimisation numérique. Dans le premier cas, la définition de la mobilité maximale de l'épaule permettra de maximiser la performance en garantissant le réalisme des solutions trouvées^{47,145}. Dans le second cas, les limites de la mobilité de l'épaule de populations à risque peuvent être utilisées comme critère pour trouver des solutions recourant le moins possibles aux solutions extrêmes comme cela a été proposé en ergonomie^{56,57}. L'implémentation de limites articulaires dans les modèles voués à l'optimisation du mouvement repose actuellement sur l'utilisation des mesures bidimensionnelles proposées dans la littérature¹⁴⁶. Bien que ces mesures soient peu réalistes pour la simulation de mouvements humains, elles sont simples à implémenter au sein des algorithmes d'optimisation, soit sous forme de butées¹⁴⁷, soit sous forme de contraintes inégalités¹⁴⁸ sur chacun des degrés de liberté. À l'inverse l'implémentation de contraintes tenant comptes des interactions entre plusieurs degrés de liberté est plus complexe. Pour l'épaule, étant donné que l'espace articulaire maximal ne laisse apparaître aucune relation

mathématique notable entre les degrés de liberté, une contrainte unique devrait être définie.

L'amélioration du mouvement par ce moyen peut également permettre de guider l'amélioration de la performance et de réduire l'impact sur les structures. La modélisation et l'intégration des caractéristiques de la mobilité de l'épaule au modèle cinématique utilisé pour la recherche de techniques de mouvements optimales est donc un autre enjeu. En effet en contrepartie, les adaptations augmentent l'instabilité qui rend l'articulation plus vulnérable à l'apparition de certaines pathologies. Dans ce cas, les adaptations de la mobilité de l'épaule peuvent devenir des altérations de la fonction de l'épaule. Cela montre que les enjeux liés à l'amélioration de la performance, à la prévention des blessures et à la prise en charge des blessures sont foncièrement intriqués.

D'après la description anatomique et fonctionnelle de l'épaule, il apparaît que la mobilité est un indice de choix pour estimer sa fonctionnalité car elle permet non seulement de quantifier l'équilibre de l'articulation entre mobilité et stabilité, mais également d'évaluer le rôle des articulations qui la composent. En cela, elle est caractéristique d'une population et permet d'identifier les besoins des individus qui la composent. Ce qui rassemble les enjeux liés à ces besoins est la nécessité d'une méthode pour mesurer la mobilité de l'épaule. Pourtant les méthodes que l'on trouve dans la littérature ne leur proposent pas de réponse suffisante. Afin de représenter l'articulation non pas comme une rotule mécanique, mais comme un ensemble complexe de structures osseuses contrôlé par de nombreux muscles, il est indispensable que la mesure de la mobilité prenne en compte les interactions entre les degrés de liberté au sein de chaque articulation et entre les articulations qui composent l'épaule.

2 Mesures de la mobilité de l'épaule

Afin de pouvoir mesurer la mobilité articulaire tridimensionnelle de l'épaule, il est nécessaire d'utiliser des outils de mesure précis, de déterminer un traitement numérique adapté des données cinématiques, et de définir un protocole qui permet de solliciter ces interactions. Dans l'optique de mesurer la mobilité de l'épaule, nous verrons successivement quels peuvent être les outils utilisés (2.1), les méthodes de calculs (2.2), puis les différents protocoles expérimentaux (2.3). Cette deuxième partie de revue de littérature mettra aussi en évidence les limites actuelles au regard des applications auxquelles elles peuvent être destinées.

2.1 Outils de mesure de l'amplitude de mouvement

La mobilité articulaire correspond à une amplitude de mouvement entre deux segments corporels considérés rigides. La mesure de la mobilité permet d'associer des valeurs à la taille totale et aux limites de cette amplitude. Les outils utilisés pour réaliser ces mesures cinématiques, c'est-à-dire la mesure des mouvements au cours du temps, diffèrent s'il s'agit d'études cliniques, de terrain, ou purement de recherche. Les outils choisis doivent ultimement pouvoir servir dans tous les contextes¹⁴⁹.

2.1.1 Outils cliniques de mesures de l'amplitude de mouvement

Pour les mesures cliniques d'amplitude articulaire, deux types d'instruments sont utilisés. Les outils manuels sont chronologiquement les premiers et encore les plus largement répandus. Plus récemment, des capteurs cinématiques ont été développés pour s'adapter au caractère tridimensionnel de la plupart des mouvements humains. Un résumé des principaux outils de mesure, ainsi que de chacun de leurs avantages, est présenté à la **Figure 6**.

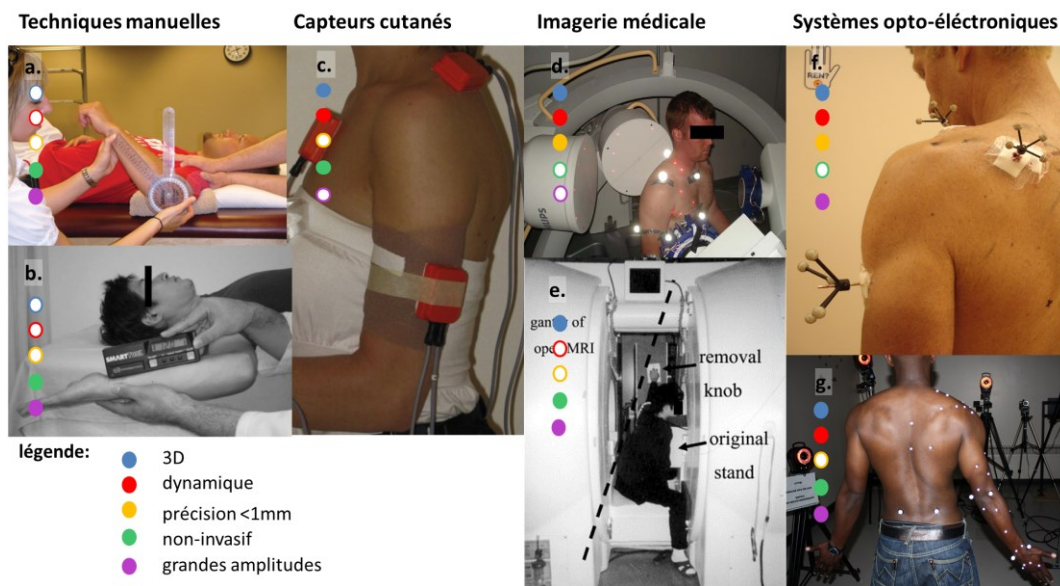


Figure 6 : Principaux outils et critères importants pour mesurer la mobilité articulaire de l'épaule. (a) goniomètre¹⁵⁰, (b) inclinomètre¹⁵¹, (c) capteurs inertiels¹⁵², (d) fluoroscopie bi-planaire¹⁵³, (e) IRM ouvert⁶⁷, (f) tiges intra-corticales⁶⁹ et (g) système VICON¹⁵⁴.

2.1.1.1 Outils manuels

Parmi les outils manuels, les plus fréquemment utilisés dans les études cliniques et sportives pour mesurer l'amplitude articulaire restent les goniomètres (**Figure 6a**)^{155,156}. Ce sont aussi les outils recommandés pour les praticiens¹⁵⁷. Ces outils positionnés manuellement permettent de mesurer un angle dans une position d'élévation ou de rotation maximale du bras. Certaines études utilisent à la place un inclinomètre (**Figure 6b**)¹⁵⁸. Cet outil est également positionné manuellement, mais au lieu de mesurer l'angle articulaire à un moment donné, il détermine la variation d'orientation par rapport à une position de référence. Le choix de l'une ou l'autre des méthodes repose donc essentiellement sur l'interprétation désirée. Les deux méthodes sont reproductibles par le même observateur, mais les mesures peuvent être très variables d'un examinateur à l'autre selon l'amplitude considérée^{159,160}. De plus, les mesures obtenues demeurent statiques, planaires et peu précises, c'est-à-dire de l'ordre de 3° à 5°¹⁵⁷. Pour des praticiens expérimentés l'estimation visuelle s'est d'ailleurs montrée plus précise que des mesures goniométriques¹⁶¹. Comme la

mobilité de l'épaule fait intervenir des mécanismes complexes tridimensionnels et dynamiques que les mesures statiques et/ou planaires ne permettent pas d'évaluer, ces outils ne seront pas retenus dans nos études.

Les outils de mesure tridimensionnels sont alors une alternative intéressante. Les capteurs, électromagnétiques ou inertiels sont positionnés sur la peau vis-à-vis d'un repère osseux et vont indiquer leur orientation relative à celle d'un segment parent ou dans un repère global quelconque. Ces appareils sont simples et rapides d'utilisation mais onéreux.

2.1.1.2 Capteurs électromagnétiques et inertiels

Selon l'American Society of Orthopaedic Surgeons, les capteurs électromagnétiques sont le meilleur outil pour mesurer l'amplitude articulaire de l'épaule dans les études cliniques¹⁶². La principale limite de ces capteurs électromagnétiques vient, d'une part, de leur forte sensibilité à toutes les matières conductrices qui déforment le champ magnétique envoyé par ses capteurs et, d'autre part, du champ de mouvement restreint qu'ils sont capables de couvrir. Dans les études sportives^{163,164}, de bras robotiques¹⁶⁵, ou ergonomiques¹⁶⁶, les centrales inertiels leur sont souvent préférées dû à leur meilleure adaptabilité à différents milieux y compris aquatique. En effet, ces capteurs n'ont pas besoin de recevoir de signal externe, et ils sont facile à équiper (**Figure 6c**). Toutefois, ceux-ci présentent aussi une difficulté due à la dérive du signal qui génère sur les positions une erreur qui augmente de manière quadratique avec le temps.

Deux autres difficultés sont communes aux capteurs électromagnétiques et inertiels. La première est liée à l'interprétation des données puisqu'il est difficile de savoir comment le capteur seul est positionné par rapport aux axes anatomiques de son segment^{167,168}. Alors qu'avec les capteurs électromagnétiques, il est possible de pointer des repères osseux comme ils donnent une information d'orientation et de position, ce n'est pas le cas pour les centrales inertiels. La seconde et la principale vient du mouvement de la peau par rapport aux segments osseux au cours du mouvement^{40,169,170}. Ce phénomène, que l'on nomme artéfact de tissus mous, est particulièrement important à l'épaule du fait du glissement

important de la clavicule et de la scapula sur la cage thoracique, de la large amplitude de mouvement ou du grand volume musculaire qui recouvre et maintient ses articulations. Un capteur sur chaque segment n'apporte aucune redondance d'information pour corriger ces artéfacts. Ces méthodes sont de ce fait particulièrement entachées d'erreurs lors des mouvements avec une élévation du bras dépassant 120° ³⁹ ou impliquant de la rotation axiale du bras¹⁷⁰. Beaucoup d'études choisissent d'exclure les mesures trop bruitées au-dessus de cette limite¹⁷¹. De ce fait, le développement d'outils et de méthodes de mesures cinématiques plus précis et capables de compenser ces erreurs est une des directions de la recherche en biomécanique. L'adaptation de ces méthodes pour l'analyse de la mobilité du membre supérieur et des applications diverses est également nécessaire. Notre méthode, bien que non basée sur ces capteurs électromagnétiques ou inertiels, impliquera des algorithmes permettant de minimiser ces artéfacts.

2.1.2 Méthodes d'imagerie médicale et chirurgicales

Les méthodes d'imagerie médicale présentent l'avantage de mesurer la cinématique articulaire sans artefacts de tissus car on enregistre directement la position de l'os. Ces méthodes sont nombreuses : la radiographie, le CT-scan, l'IRM, la fluoroscopie, mais elles présentent toutes des limites à l'analyse cinématique de l'épaule (**Figure 7**). La radiographie, l'IRM et le CT-scan sont statiques; la radiographie et la fluoroscopie sont planaires et parfois un segment peut en cacher un autre; l'IRM et la fluoroscopie couvrent un champ limité; l'IRM n'a pas une très bonne résolution; l'ensemble de ces méthodes à part l'IRM sont irradiantes. De ce fait des méthodes hybrides tentent de répondre mieux aux exigences de notre problématique.

2.1.2.1 Fluoroscopie bi-planaire

Certaines études ont choisi l'utilisation de la fluoroscopie¹⁷². Cette méthode permet d'enregistrer le mouvement des os. La fluoroscopie bi-planaire permet même d'obtenir la cinématique articulaire tridimensionnelle avec une précision de l'ordre du millimètre et du degré (fluoroscope de 0.5mm de résolution)¹⁷³. Toutefois, pour obtenir cette cinématique, il

est nécessaire de recalculer l'image CT des os sur les images enregistrées par les deux fluoroscopes. À cause de la forme cylindrique de l'humérus, l'erreur sur la rotation axiale est systématiquement plus grande que sur les autres degrés de liberté. En outre, il faut être dans le champ de vue des deux fluoroscopes qui ne mesure que quelques décimètres cubes. Comme il n'y a que deux fluoroscopes, il n'y a pas beaucoup de redondance d'information pour localiser les os si le mouvement sort du champ de vue d'un des fluoroscope ou s'ils sont cachés par un autre segment. Par exemple, les contours de la scapula peuvent être partiellement cachés par la cage thoracique. Du fait de ces difficultés, l'erreur rapportée pour la fluoroscopie nous semble sous-estimée. Finalement, à cause de la forte radiation de cette technique, des acquisitions maximales de 15 s sont recommandées. Et puisque la fréquence d'acquisition reste faible autour de 50Hz, elle n'est pas recommandée pour mesurer des mouvements balistiques. En conséquence, la quantité d'informations qui peuvent être acquises par ce système est limitée.

2.1.2.2 Stéréophotogrammétrie et l'IRM ouvert

Pour limiter les inconvénients dus à l'irradiation, la stéréophotogrammétrie à basse dose de radiation, qui est une technique de radiographie bi-planaire comme le système ÉOS, est utilisée pour l'analyse de mouvements selon une série de positions statiques^{174,175}. Cependant, cette technique ne permet pas un mouvement réel et le nombre de clichés possibles reste limité. Pour éviter toute irradiation, l'IRM ouverte semble prometteuse¹⁷⁵. De plus, c'est le seul outil qui permet aussi d'acquérir la géométrie des tissus mous. Toutefois, pour le moment les appareils d'IRM ouverts permettant une réelle amplitude de mouvement sont très rares et le temps d'acquisition de chaque posture de l'ordre de quelques minutes. Le coût d'utilisation limite également le nombre total d'acquisitions possibles.

Comme un des objectifs de ce travail de thèse est de quantifier la cinématique de l'articulation de l'épaule pendant plusieurs séries de mouvements pour mesurer l'amplitude maximale de mouvement, les méthodes d'imageries décrites dans ce paragraphe ne sont pas adaptées.

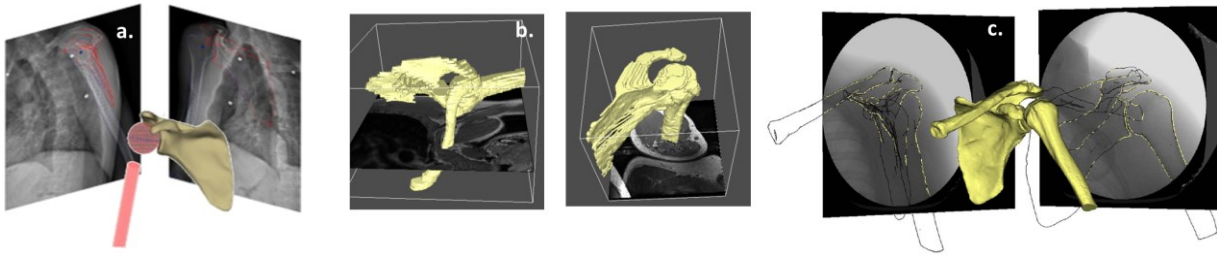


Figure 7 : Limites des techniques d'imagerie médicale. (c) confusion des os sur la radiographie¹⁷⁶, (b) faible résolution 3D due à l'épaisseur des coupes des données IRM, (a) champs de vue réduit de la fluoroscopie¹⁵³,

2.1.2.3 Utilisation de tiges intra-corticales

Outre des méthodes d'imagerie, l'insertion chirurgicale de tiges intra-corticales associées à des marqueurs actifs ou passifs est utilisée pour mesurer directement la cinématique de l'os³⁹. Il est alors possible d'enregistrer tout type de mouvement avec ces tiges. Cependant, ces méthodes restent invasives et sont donc utilisées dans peu d'études cliniques^{69,177}. Autrement, les mesures obtenues par ces méthodes sont considérées comme valeurs de référence dans le but de valider des mesures obtenues par des moyens non-invasifs^{170,178}. Toutefois, même si des mesures d'amplitudes maximales ont tenté d'être acquises, la gêne occasionnée par les tiges rend critiquable l'utilisation de ces données dans un but d'analyse de la mobilité maximale de l'épaule⁷⁰. Dans la présente thèse, de telles données pourront être utilisées pour évaluer l'effet du modèle cinématique sur les mesures de la mobilité articulaire.

2.1.3 *Systèmes d'analyse du mouvement couplés à des techniques de réduction des artefacts de tissus mous*

2.1.3.1 Systèmes optoélectroniques

Dans le but de développer des méthodes cliniques, des outils de mesure non-invasifs sont préférables. Les appareils de mesure cinématique les plus précis sont les systèmes

optoélectroniques permettant d'atteindre une précision de l'ordre du dixième de millimètre¹⁷⁹ pour la position des repères placés sur la peau. Cette précision n'est toutefois pas celle de la cinématique des os sous-jacents à cause des artéfacts de tissus mous (**Tableau 5**). Ces systèmes composés de caméras permettent d'enregistrer le mouvement tridimensionnel de marqueurs réfléchissants placés sur la peau. L'augmentation du nombre de caméras et l'amélioration de leur placement permet de réduire l'erreur de calcul de la reconstruction de la position tridimensionnelle. Les occlusions de marqueurs par des segment corporels peuvent être problématiques pour reconstruire la trajectoire des marqueurs¹⁸⁰. C'est pourquoi des installations de 15 à 20 caméras ont été proposées pour l'analyse de la cinématique scapulaire^{181,182}. Toutefois les marqueurs placés sur la clavicule demeurent sujets aux occlusions lors des élévations les plus importantes; ils sont cachés entre le deltoïde et le cou. En orientant nos développements sur un système d'analyse optoélectronique, nous aurons à faire face malgré tout au problème des artéfacts de tissus mous.

Tableau 5 : Estimation des erreurs maximales de mesure de l'orientation des segments de l'épaule dues aux artéfacts de tissus mous entre les marqueurs cutanés et les os

Segment	mouvement	erreur
Clavicule	élévation-abaissement ⁴⁸	15°
	protraction-rétraction ⁴⁸	15°
	rotation axiale ¹⁴⁹	–
Scapula	élévation-abaissement ⁴⁸	20°
	protraction-rétraction ⁴⁸	13°
	inclinaison antéro-postérieure ⁴⁸	12°
Humérus	orientation globale ¹⁷⁸	20°
	plan d'élévation ¹⁷⁰	2°
	élévation ¹⁷⁰	4°
	rotation axiale ¹⁷⁰	40°

Ainsi pour réduire les erreurs causées à la fois par les artéfacts de tissus mous et par les occlusions de marqueurs, la modélisation de chaînes cinématiques associée à l'optimisation globale^{41,42} ou aux filtres de Kalman¹⁸³ ont été suggérés pour réduire les erreurs.

2.1.3.2 Modèle cinématique

La précision de ces techniques de mesure cinématique repose avant tout sur l'adéquation du modèle cinématique par rapport au mouvement réel des segments. Face à l'incapacité des méthodes d'optimisation segmentaire à améliorer la précision de la cinématique osseuse, ce sont les techniques d'optimisation multi-corps associées à un système d'analyse de mouvement qui vont être utilisées dans cette thèse pour obtenir des mesures les plus précises possible. Les développements ci-après permettront de raffiner nos choix de modèles et algorithmes.

Pour obtenir une orientation, puis une mobilité du bras, seulement le thorax et le bras sont théoriquement nécessaires. Le modèle le plus simple comprend donc uniquement le thorax et l'humérus (**Figure 8a**)¹⁸⁴. Cependant, la construction d'une chaîne continue peut aider la prédiction des segments distaux en assurant la cohérence interne due à la longueur fixe des segments et aux articulations stables (**Figure 8b**)^{42,182}. Toutefois, la mesure de la clavicule et de la scapula à l'aide de marqueurs cutanés est difficile³⁹. Pour de nombreuses études cliniques, les équations de régression du rythme scapulo-huméral sont être utilisées pour prédire une cinématique réaliste de la scapula malgré son glissement sous la peau⁴⁵. Toutefois par définition, cette méthode ne permet pas d'obtenir une cinématique personnalisée. Une autre solution proposée est de contraindre la cinématique de la clavicule et de la scapula par rapport au thorax par une fermeture de boucle (**Figure 8c**)^{47,48}. L'utilisation d'un ellipsoïde pour contraindre la scapula à rester en contact avec le thorax est alors couramment utilisée. Aussi quel que soit les segments étudiés, la définition de centres de rotation¹⁸⁵ et axes de rotation fonctionnels⁴⁹, des repères segmentaires basés sur des repères anatomiques standardisés⁶⁴ et l'utilisation d'essais de calibration statique et

anatomique permettent d'augmenter la précision des données et de faciliter l'interprétation des cinématiques reconstruites¹⁸². De plus, l'ajout de segments peut fournir des informations supplémentaires permettant de réduire les artéfacts des tissus mous. Par exemple, l'ajout de l'avant-bras est proposé pour contraindre et améliorer l'estimation de la rotation axiale^{186,187}, en particulier lorsque le bras est fléchi⁴⁹. Dès lors, l'influence du modèle de l'avant-bras sur la précision du est importante. Un modèle allant jusqu'à la main, qui agit elle-même sur la prédiction de l'avant-bras est proposé (**Figure 8d**)¹⁸⁸. Les modèles développés au laboratoire¹⁸² avec l'introduction de l'avant-bras et d'une équation de fermeture de boucle scapulo-thoracique¹⁸⁹ seront adéquats pour nos analyses cinématiques.

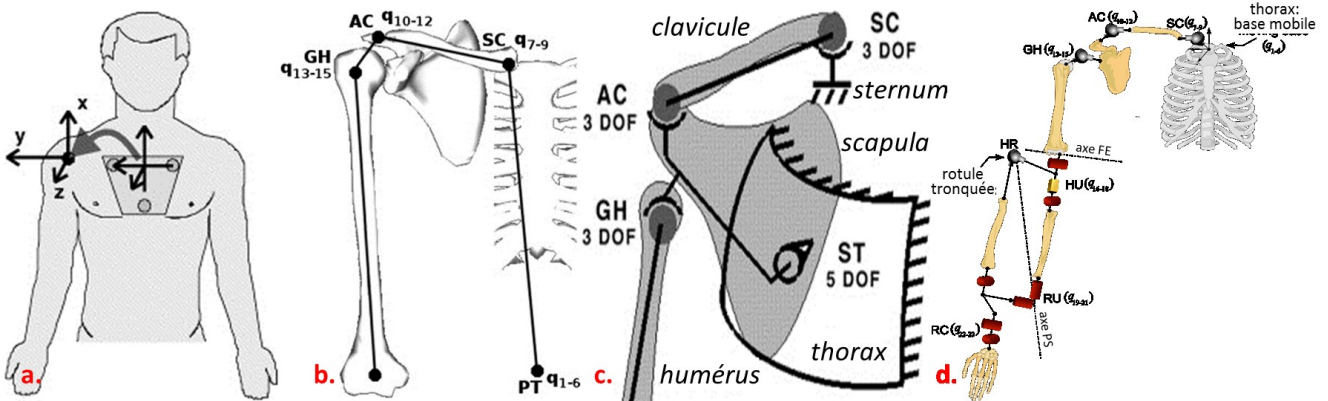


Figure 8 : Évolution des modèles cinématiques du membre supérieur depuis un système thorax-humérus (a)¹⁸⁴, à une chaîne cinématique de tous les segments de l'épaule (b)¹⁸², avec ajout d'une fermeture de boucle au niveau de l'articulation scapulo-thoracique(c)⁴⁷, et de l'avant après l'articulation du coude (d)¹⁸⁸.

2.1.3.3 Optimisation globale

Couplée au modèle cinématique, l'optimisation globale utilise une fonction qui minimise la somme des écarts quadratiques entre la position des marqueurs du modèle et ceux mesurés. Le but est de minimiser l'erreur cinématique due au mouvement de la peau par rapport aux os et au bruit des systèmes de mesures cinématiques. Ainsi l'estimation de la cinématique de chaque degré de liberté de l'épaule est améliorée, en particulier la rotation axiale où une réduction de l'erreur de 75% a été observée⁴². L'augmentation du nombre de marqueurs permet d'améliorer le niveau de précision des mesures en compensant globalement le bruit causé par le mouvement individuel des marqueurs par rapport au modèle. Chaque segment nécessite un minimum de trois marqueurs non colinéaires pour la construction de son repère. Le modèle utilisé au laboratoire¹⁸² peut comprendre plus de six marqueurs par segment. En plus de leur nombre, la position des marqueurs^{190,191} ou le poids qui leur est associé durant l'optimisation globale¹⁷⁸ influent sur la précision de la mesure. Nous veillerons par exemple à positionner des marqueurs sur l'épine de la scapula pour améliorer la mesure de la rotation latérale de la scapula¹⁹¹ ou bien sur l'insertion du deltoïde et les épicondyles qui sont moins affectés par le bruit quel que soient les mouvements¹⁷⁸.

2.1.3.4 Filtre de Kalman

Une autre méthode qui permet de réduire le bruit dans les données cinématiques est l'utilisation d'un filtre de Kalman étendu. C'est un algorithme de prédiction basé sur la probabilité Gaussienne¹⁹². Ce processus s'est montré plus stable pour l'estimation cinématique lors de la perte de marqueurs due à l'occlusion¹⁹³. De plus, il s'est montré plus précis que l'optimisation globale pour obtenir les moments articulaires à partir de la cinématique des marqueurs comme il permet d'obtenir les positions, vitesses et accélérations dans le même processus¹⁸³. De ce fait il n'y a pas besoin de dériver numériquement les déplacements, technique connue pour amplifier le bruit de hautes fréquences. Le filtre de Kalman étendu est donc fortement recommandé pour des calculs de dynamique inverse. En contrepartie, le filtre de Kalman est aussi beaucoup moins réactif aux accélérations et changements de direction, puisqu'il se base sur une accélération constante

ou linéaire pour prédire la cinématique^{194,195}. Dans le cadre de mouvement d'amplitude maximale, aucune référence n'a encore suggéré l'utilisation préférentielle de l'une de ces méthodes par rapport à l'autre. Cependant, en cas de doute, nous préférerons utiliser la méthode d'optimisation globale lors de l'étude de mouvements pendant lesquels l'accélération peut être variable.

La précision n'est pas le seul argument dont il faut tenir compte pour choisir la méthode de mesure à utiliser dans les domaines cliniques et sportifs. En effet, il faut également considérer leur coût, le temps de préparation, l'encombrement de l'espace et du sujet et le traitement des données a posteriori. La méthode visera donc ici à réduire la durée des acquisitions, et à fournir des données qui pourront être applicables directement ou adaptables à différentes situations. En outre, dans certains cas la mesure directe de l'amplitude maximale sur les sujets n'est pas forcément possible car elle met en danger l'intégrité de l'articulation. Des méthodes de mesure indirectes ou inverses peuvent alors être envisagées.

2.1.4 Approche inverse pour estimer les amplitudes de mouvement

Dans le cas de la mobilité articulaire de l'épaule, ce sont essentiellement les forces internes passives causées par l'étirement et la contraction des muscles au cours du mouvement qui limitent l'amplitude de celle-ci⁵⁸. À ceci s'ajoute le rôle de la capsule et des ligaments¹⁹⁶ et les contacts os-os comme entre le tubercule majeur de l'humérus et l'acromion¹⁹⁷. La mesure de l'amplitude de mouvement rend compte de cette biomécanique musculaire. Le processus inverse pourrait être une approche intéressante pour contraindre l'amplitude articulaire non pas en fonction de la limite permise réellement, mais en fonction d'un critère musculaire de sécurité si son étirement peut causer une blessure ou d'efficacité si son étirement rend la création de force par le muscle presque impossible. La mobilité serait ainsi simulée en fonction de la biomécanique musculaire ou articulaire.

Les modèles musculo-squelettiques sont les seuls outils non invasifs qui permettent l'estimation de ces forces au cours du mouvement. Ces modèles accessibles au sein de

différents logiciels, comme Anybody¹⁹⁸, Sim or Opensim¹⁹⁹, reproduisent la géométrie osseuse, les longueurs et variations de longueurs musculaires au cours du mouvement. La connaissance d'un étirement maximal des muscles ou d'une force limite supportée par les tendons permettrait ainsi de déterminer les limites d'amplitude physiologiques ou sécuritaires du mouvement. Actuellement, il paraît encore difficile d'identifier quels muscles ou groupes de muscle limitent réellement l'amplitude articulaire en raison de la grande redondance des muscles et des nombreuses interactions de ceux-ci par rapport à plusieurs articulations et axes de rotation²⁰⁰. Par contre, il semble plus facile de déterminer les configurations articulaires sécuritaires passives spécifiques à la coiffe des, puisque les muscles qui la composent ne traversent qu'une articulation. De plus, la simulation musculo-squelettique présente l'avantage de pouvoir tester l'effet du type et de taille des déchirures sur la mobilité sécuritaire de façon contrôlée. Ainsi, une méthode inverses basée sur la simulation musculo-squelettique sera utilisée dans cette thèse pour analyser les mobilités articulaires sécuritaires dans les cas de déchirures de la coiffe des rotateurs.

Quel que soit l'outil de mesure du mouvement utilisé, les données ne sont pas directement exploitables. Pour les rendre exploitable il faut également que la méthode de calculs utilisée pour la description numérique de la mobilité permette la meilleure interprétation des données. Le choix des outils de calculs numériques associés à la mesure de la cinématique 3D sont donc également un point qu'il est nécessaire d'approfondir.

2.2 Formalismes de calcul numériques pour la cinématique 3D

Pour exprimer la rotation d'un segment dans l'espace, les études utilisent aussi bien les séquences d'angles autour d'axes fixes (peu utilisées) ou mobiles⁶⁴, les matrices de rotation²⁰¹, les quaternions¹⁴⁵ ou les axes hélicoïdaux^{202,203}. La matrice de rotation avec ses neuf éléments et six contraintes pour décrire une rotation de trois degrés de liberté, constitue la base de la plupart des calculs, mais ne fournit pas directement de mesures interprétables d'amplitudes articulaires. Bien que les angles de Cardan ou d'Euler soient les plus utilisés et que l'utilisation d'axes hélicoïdaux suscite un intérêt croissant dans le

domaine, les avantages et les limites de chacune de ces méthodes ne sont pas toujours bien identifiés. Cette identification fera l'objet de cette section de la revue de littérature. Plusieurs aspects sont importants afin de choisir entre ces méthodes celle qui permettra la meilleure interprétation des données. Premièrement, il faut que les mesures soient transformées en données facilement compréhensibles, univoques et exemptes d'anomalies. Dans le même temps, pour faciliter l'interprétation des données d'un point de vue statistique, il est également important que la méthode de calcul limite les erreurs que ce soit par l'amplification du bruit des mesures cinématiques due au besoin de nombreuses étapes de calculs ou par de nouvelles sources d'imprécision telles que le blocage de Cardan. Dans certains cas également, la complexité ou le coût des calculs à réaliser doivent être considérés. Finalement, un compromis entre ces aspects est nécessaire et doit être basé sur le contexte de leur utilisation.

2.2.1 *Définition des formalismes pour représenter la mobilité de l'épaule*

2.2.1.1 Angles de Cardan ou d'Euler

Les angles d'Euler ou de Cardan représentent l'orientation d'un solide par une série de trois rotations autour d'axes. Dans le cas d'une articulation comme il est d'intérêt pour cette thèse, la première rotation correspond à un axe du segment proximal, la deuxième rotation se produit autour d'un axe flottant, et la dernière autour d'un axe du segment distal. Le lecteur peut se référer à Eberly (2008)²⁰¹ pour plus de détails. Les angles de Cardan, fréquemment utilisés, décrivent trois rotations autour de trois axes différents, tandis que les angles d'Euler recommandés en particulier pour calculer l'orientation du bras font appel au même axe lors de la première et de la dernière rotation (**Figure 9**)⁶⁴. Toutefois de par la 1^{ère} et 2^{ème} rotation, le premier et le troisième axe ne sont pas alignés. Les rotations autour de chacun des axes pris individuellement correspondent aux mouvements fonctionnels de l'articulation, c'est-à-dire la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation axiale interne/externe pour l'épaule. Les amplitudes articulaires autour de chacun de ces axes de rotation correspondent aux mesures les plus fréquentes de la mobilité articulaire³⁵⁻³⁷.

L'espace articulaire défini par la combinaison de ces trois amplitudes est la première méthode proposée pour définir la mobilité tridimensionnelle de l'épaule (**Figure 10a**)⁴⁴. Toutefois, les interactions entre les angles de la séquence ne sont alors pas prises en compte. D'autres études ont essayé de considérer ces interactions à partir des mesures angulaires. Une méthode alternative repose sur l'utilisation de cônes sinusoidaux pour décrire l'interaction entre deux angles articulaires de l'épaule (**Figure 10b**)^{47,204}. Cette méthode permet de décrire l'interaction seulement entre deux degrés de liberté sur les trois. La seule solution pour considérer l'ensemble des interactions est de ne jamais dissocier la mesure des trois angles de rotation qui définissent la configuration de l'articulation. Chaque position correspond à une combinaison de trois valeurs d'angles qui peuvent devenir des coordonnées dans un espace angulaires. Dans un espace angulaire cubique - à l'image des diagrammes angle-angle^{205,206} en 3D - chaque point représente une orientation et, le volume englobant l'ensemble des points représente l'amplitude articulaire. La surface de contour de ce volume représente les limites articulaires.

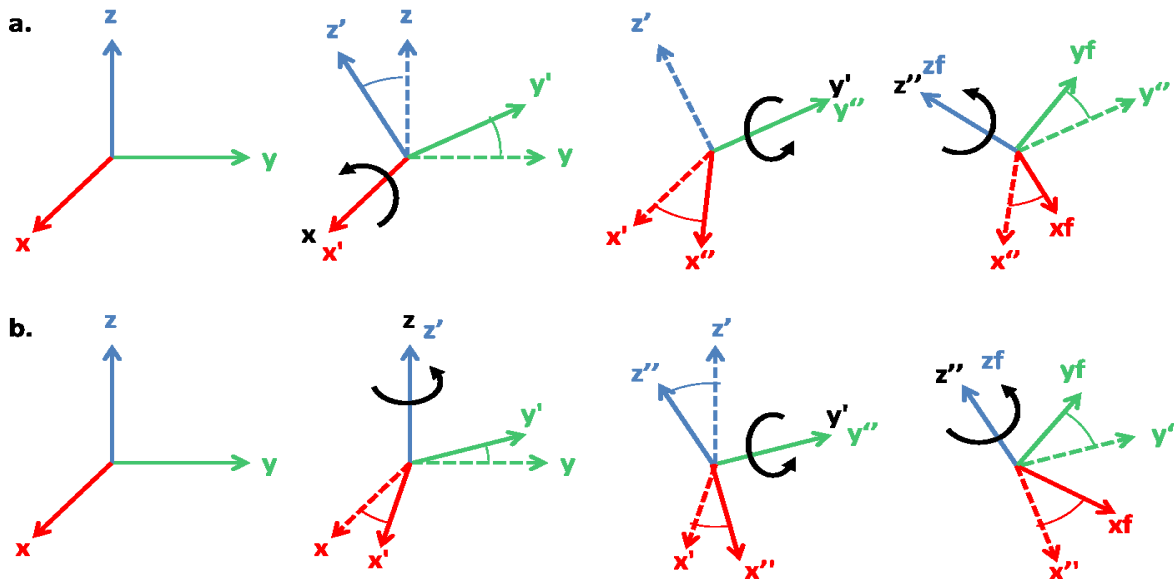


Figure 9 : Représentation des séquences d'angles de Cardan $XY'Z''$ (a) ou d'Euler $ZY'Z''$ (b).

2.2.1.2 Quaternions et axes hélicoïdaux

À l'inverse des angles de Cardan ou d'Euler, les quaternions et axes hélicoïdaux définissent la rotation autour d'un axe unique associé à un seul angle de rotation. Le quaternion p est un quadrivecteur (c-à-d. un vecteur de quatre éléments) souvent décomposé en un scalaire et un vecteur, dont l'axe et l'angle de la rotation peuvent facilement être extraits²⁰⁷. Deux différences importantes existent entre ces deux méthodes. La première est qu'à l'image d'une séquence d'angle ou une matrice de rotation, un quaternion indique une orientation, tandis qu'un axe hélicoïdal définit un déplacement entre deux orientations²⁰². La seconde repose dans l'inclusion d'une translation le long de l'axe hélicoïdal tandis que le quaternion considère une rotation pure. De ce fait, les axes hélicoïdaux pourraient se révéler intéressants pour définir la mobilité d'une articulation permettant à la fois des rotations accompagnées d'une translation, comme l'articulation gléno-humérale. Toutefois selon leur définition, les mesures d'amplitude articulaires qui pourraient être obtenues par ce formalisme devraient toujours être exprimées par rapport à une orientation de référence, ce qui rendrait difficile une interprétation globale de la mobilité de l'épaule en prenant en compte des interactions entre l'ensemble des amplitudes mesurées. Pour cela, les quaternions ont été jusqu'à présent la seule méthode utilisée pour décrire les limites articulaires tridimensionnelles de l'épaule sans dissocier les degrés de liberté (**Figure 10c**)¹⁴⁵. La représentation de l'espace articulaire par ce formalisme correspond à une sphère de rayon unitaire dont la surface est variable. En effet, le quaternion est utilisé pour de décrire chaque orientation par un vecteur unitaire qui définit un point de la sphère ainsi qu'un angle de rotation qui définit la variation de rayon.

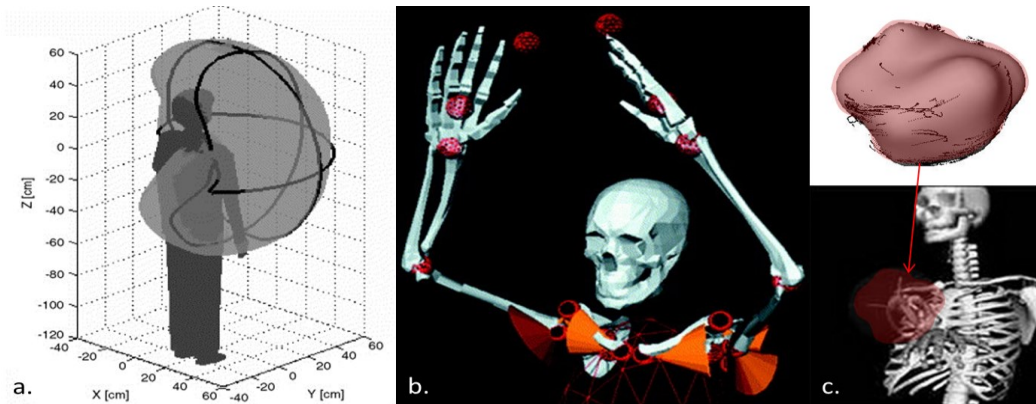


Figure 10: Représentations des limites articulaires basées (a) sur des coordonnées angulaires indépendantes⁴⁴, (b) sur l'interaction entre deux degrés de liberté par la méthode des cônes sinusoidaux⁴⁷, ou (c) sur des coordonnées tridimensionnelles définies par des quaternions¹⁴⁵.

2.2.2 Avantages et limites des différents formalismes

L'axe et l'angle de rotation sont dissociés dans un quaternion²⁰⁷, alors que pour l'axe hélicoïdal la rotation s'effectue le long d'un axe. D'une manière générale, le couple axe-angle semble faciliter autant la compréhension de la rotation effectuée que le calcul de celle-ci. En effet, il n'est pas toujours intuitif de savoir comment interagissent plusieurs rotations successives autour d'axes mobiles^{207,208}. Pour la combinaison de plusieurs rotations, les angles d'Euler ou de Cardan nécessitent le passage par une matrice de rotation globale dans laquelle les angles et les axes de rotation ne sont plus apparents tandis qu'il est possible de combiner les quaternions sans changer de forme. En outre, le principal avantage des quaternions et de l'axe hélicoïdal est de donner un résultat unique, alors que les séquences d'angles peuvent donner un nombre de résultats infini, non seulement à cause de l'ambiguïté des angles mais aussi parce qu'il existe des séquences d'angles autour de nombreuses combinaisons d'axes possibles²⁰⁹. Des mesures doivent donc être bornées pour éviter les sauts de π ou de 2π causés par cette redondance et garantir la continuité des mesures. Et une seule séquence d'axes doit être choisie au début de l'étude.

Malgré ces difficultés numériques, la raison principale pour laquelle les angles de Cardan ou d'Euler sont souvent préférés aux autres méthodes est due à leur transparence

anatomique. En effet, pour l'analyse de la cinématique articulaire, l'utilisation de séquences d'angles fonctionnelles correspond à une décomposition du mouvement autour des axes anatomiques de chaque articulation. À l'inverse, l'axe de rotation du quaternion ou de l'axe hélicoïdal est variable au cours du mouvement. Lors de mouvements de grande amplitude permis par l'épaule, cet axe peut être très loin des axes anatomiques. Ces deux formalismes ne permettent donc pas de faire le lien avec la rotation fonctionnelle d'un segment au sens anatomique du terme. Toutefois, il y existe des nuances entre les axes anatomiques mathématiques et l'anatomie fonctionnelle. En effet, la définition des axes de rotations est basée sur des marqueurs anatomiques proposés pour les standardiser en rapport avec les rotations fonctionnelles⁶⁴. Toutefois, pour faciliter les calculs, ces axes doivent décrire un repère orthonormé direct. Ainsi, l'axe principal qui définit la rotation axiale de ce repère est généralement aligné avec l'axe longitudinal du segment passant par les centres articulaires proximal et distal. Un second axe orthogonal au plan formé par le premier axe et l'axe de flexion de l'articulation distale définit l'axe d'abduction. Enfin, l'axe correspondant à la flexion est recalculé pour être orthogonal au deux précédent. Il apparaît alors un premier décalage entre l'axe de flexion anatomique et celui du repère calculé. En plus de cela, le repère entier est parfois réorienté de façon à ce que tous les repères soient alignés ensemble dans une position de référence¹⁸². Cette décomposition permet une plus grande facilité d'interprétation des résultats pour les cliniciens, en particulier pour connaître l'orientation des segments les uns par rapport aux autres.

Si les angles de Cardan ou d'Euler sont préférés pour leur facilité d'interprétation, la principale limite de leur utilisation est le phénomène de blocage de Cardan. Il se produit lorsque le premier et le troisième axe de rotation sont quasi-alignés. Il y a à la fois perte d'un degré de liberté et il est impossible de déterminer autour duquel (premier ou troisième) axe se produit la rotation. Dans des calculs d'optimisation, ceci conduit à de l'instabilité numérique jusqu'à la non convergence de l'algorithme à cause d'une matrice Jacobienne singulière. À cause de ce phénomène de blocage, l'utilisation des angles de Cardan ou d'Euler nécessite qu'une attention particulière soit portée au choix de la séquence des angles de rotations. Ce choix détermine l'espace de mouvement affecté par le blocage de Cardan²¹⁰, et

doit donc prendre en compte le type de mouvement réalisé²¹¹. Il semblerait qu'en utilisant les angles d'Euler, et donc deux fois le même axe de rotation, la mobilité réelle de l'articulation soit sous-représentée²¹². Ainsi pour la plupart des articulations du corps humain, une séquence d'angles de Cardan xyz est suggérée^{64,213}. Concernant l'épaule, on retrouve notamment les séquences XYZ et YXZ dans certaines études et modèles cliniques^{44,214}. Toutefois, le blocage de Cardan de ces séquences d'angles est situé dans une zone fonctionnelle importante²¹⁰. Une séquence d'Euler zyz permettant d'éloigner le blocage de Cardan de cette zone est donc recommandée⁶⁴. Toutefois cette séquence crée artificiellement une interaction entre le premier et le troisième angle de rotation qui sont calculés autour du même axe. Pour éviter cette interférence numérique avec les interactions réelle de l'articulation, nous utiliserons dans cette thèse une séquence zyz, dans laquelle une correction du première angle est effectuée pour calculer la rotation totale du dernière angle¹⁸². Les calculs effectués pour extraire les angles selon les différentes séquences d'angle sont présentés en Annexe (page a).

En fonction de la fréquence d'acquisition, les résultats peuvent avoir à être interpolés afin d'obtenir une cinématique plus lisse et continue. Pour cette interpolation, les angles doivent être traités séparément sans prendre en compte leur interdépendance. Cette démarche augmente à la fois la complexité des calculs ainsi que le risque d'augmenter l'erreur totale²⁰⁷. Ce problème peut être évité en utilisant une fréquence d'acquisition plus élevée pour éviter l'interpolation si l'on utilise des angles.

Dans les études où l'optimisation de la cinématique de l'épaule est centrale, la définition de sa mobilité sous forme de quaternions est sans doute la plus efficace. Leur grande limitation reste toutefois pour l'interprétation des mesures. Pour la plupart des enjeux identifiés précédemment, il semble donc que les angles de Cardan ou d'Euler soient plus commodes et suffisamment fiables à condition d'utiliser une séquence adaptée. Pour cela, il est important de considérer le type de mouvements étudiés. Pour l'obtention de mesures représentatives de la mobilité de l'épaule, l'identification des mouvements à

réaliser n'est pas encore très claire. Le choix de protocoles est une autre question qui se pose face à la diversité des propositions dans la littérature.

2.3 Protocoles expérimentaux pour l'évaluation de la mobilité articulaire de l'épaule

Comme l'ont montré les études sur le rythme scapulo-huméral, la mobilité du complexe de l'épaule peut varier en fonction des caractéristiques du mouvement, mais aussi en fonction des sujets et populations étudiés. Nous allons donc voir comment ces différentes variables sont prises en compte dans la littérature.

2.3.1 Mouvements fonctionnels ou de gestes de la vie quotidienne

2.3.1.1 Amplitudes articulaires bidimensionnels

La première façon, la plus simple de caractériser la mobilité d'une articulation, est de mesurer individuellement les amplitudes articulaires bidimensionnels selon chaque axe de rotation ou de translation de l'articulation. L'amplitude de l'épaule se résume souvent à une abduction, une flexion, une rotation interne et une rotation externe maximales⁴⁴. Des élévations dans le plan de la scapula ou des flexions horizontales sont également effectuées²¹⁵. Les rotations internes et externes sont réalisées avec le bras le long du corps, en flexion à 90° ou en abduction à 90°^{162,216}. Ces mouvements sont proposés dans la plupart des études cliniques pour l'évaluation de l'amplitude articulaire maximale afin de pouvoir facilement comparer les valeurs entre elles³⁷. Ils sont également proposés dans les protocoles de rééducation fonctionnelle de l'épaule pour lesquels le but est de permettre la récupération de la mobilité du mouvement³⁵⁻³⁷. Dans l'ensemble de ces études, les différences entre les amplitudes de rotation axiale dans différentes positions ou entre les amplitudes d'élévation dans différents plans démontrent qu'il existe des relations entre les différents axes de mouvement. Les mesures isolées ne permettent donc pas de tenir compte de ces relations et ne reflètent pas non plus la mobilité de l'épaule au cours de mouvements réels qui combinent les rotations autour de plusieurs axes.

2.3.1.2 Espaces de mouvement

Des études cliniques proposent d'évaluer la mobilité articulaire de l'épaule à l'aide de tâches de la vie quotidienne que les patients sont capables de réaliser^{162,217}. On retrouve des gestes comme se peigner, s'habiller, mettre un objet dans la poche arrière de son pantalon, ouvrir un pot de confiture. Ces mesures représentent une mobilité réduite par rapport à l'espace maximal, mais qui est suffisante pour retrouver un mode vie autonome¹⁶². D'autres études ont tenté de caractériser l'espace englobant l'ensemble des positions atteintes lors de ces mouvements appelés espace de travail ou espace accessible^{44,218}. Ce type de démarche est particulièrement utilisé en ergonomie, en robotique ou en réalité virtuelle pour lesquels les modèles cinématiques sont utilisés pour générer des mouvements réalistes^{44,219}. Ils montrent ainsi que les amplitudes de mouvements atteintes au cours de gestes particuliers sont différentes et parfois plus importantes que les amplitudes fonctionnelles de rotations autour des axes anatomiques isolés de l'articulation (**Tableau 6**)^{162,220}. Ces variations mettent en évidence des interactions entre les amplitudes de plusieurs axes de mouvement fonctionnels ou degrés de liberté au cours du mouvement.

Tableau 6 : Amplitudes articulaires pour les tâches de la vie quotidienne comparées aux amplitudes articulaires fonctionnelles.

Articulation	Mouvement	Tâches de la vie quotidienne ^{162,220}		Mouvements fonctionnels ^{58,220}	
		min [°]	max [°]	min [°]	max [°]
Scapula-thoracique	Élévation-Abaissement	-3	50	-3	67
Thoraco-humérale xyz	Flexion-Extension	-121	46	-60	170
	Abduction-Adduction	-129	116	0	180
	Rotation externe- interne	-102	59	-70	90
Thoraco-humérale yz	Plan d'élévation	-90	177	-80	115
	Élévation	7	148	20	125
	Rotation extern- interne	-100	142	-95	100

Les paramètres des mouvements, tels que la vitesse, la charge, le niveau d'activation musculaire, etc. peuvent affecter la mobilité de l'épaule. Dans le cas de protocoles ne reproduisant pas directement le mouvement étudié, il est important de prendre en compte les caractéristiques de ce mouvement dans la définition du protocole.

2.3.2 *Caractéristiques du mouvement*

La mobilité est affectée selon l'activité musculaire active ou passive^{216,221}. Puisque la stabilité du complexe de l'épaule est principalement assurée par les muscles, le niveau d'activité des muscles est le premier facteur qui influe sur la mobilité de l'épaule. La plus grosse différence de mobilité apparaît logiquement entre les amplitudes actives et passives. Des différences significatives d'amplitudes maximales sont observées au niveau de l'articulation thoraco-humérale²¹⁶. Puisque les trapèzes ont un rôle majeur dans la stabilisation de la scapula, des différences importantes sont observées entre les amplitudes scapulo-humérales actives et passives²²². Pour la rééducation, des protocoles de mouvements passifs sont souvent suggérés pour éviter des contraintes trop importantes^{133,223}. Le reste du temps, ce sont surtout des mouvements actifs semblables à ceux de la vie courante, dans le travail ou dans le sport, qui sont étudiés. La définition des mobilités active et passive sera donc proposée dans cette thèse en fonction des applications sportive et clinique visées.

Par ailleurs, la vitesse du mouvement^{224,225}, ou la charge portée⁸³ influencent le rythme scapulo-huméral. Ces facteurs jouent d'ailleurs sur l'activité et la force exercée par les muscles. Ils risquent supposément d'affecter la cinématique de la scapula, et conséquemment, l'amplitude des articulations de l'épaule. Ils doivent alors être considérés comme autant de variables à contrôler lors de la mesure de l'amplitude articulaire de l'épaule. De plus, leur valeur doit idéalement être choisie en cohérence avec le type de mouvements pour lesquels ces mesures seront exploitées. Tandis que les charges suggérées pour la rééducation restent généralement inférieures à 5% du poids de corps ou 20% de la

force maximale volontaire, celles utilisées pour les tâches de manutention ou l'entraînement peuvent dépasser 80% voire s'approcher de 100% de la force maximale du sujet²²⁶. La prise en compte de ces paramètres dans la mesure de mobilité maximale de l'épaule à fin d'analyser ce type de mouvement peut alors devenir indispensable. Dans la présente thèse, des mesures les plus généralisables possibles seront réalisées sans poids à une vitesse naturelle de mouvement. Toutefois, au lieu d'ajuster le protocole de mesure d'amplitude articulaire à la vitesse ou à l'utilisation de charges externes, un modèle musculo-squelettique peut être utilisé pour ajuster l'amplitude de mobilité en fonction de la charge interne que le mouvement produit sur les muscles et tendons. Cette méthode, qui permet de limiter les risques liés aux paramètres du mouvement, sera utilisée pour l'étude de sujets pathologiques (chapitre 4).

Les caractéristiques du mouvement étudiées ne sont peut-être pas aussi importantes dans l'analyse de la mobilité, que les caractéristiques des sujets qui l'effectuent. Comme nous l'avons vu précédemment, les enjeux de la mesure de la mobilité de l'épaule sont fortement associés aux populations visées.

2.3.3 *Les populations*

Nous avons vu (Section 2.1) que les problématiques associées à la caractérisation de la mobilité de l'épaule peuvent toucher une vaste population. Parmi elle l'âge, le genre, le type d'activité pratiqué et la présence de pathologies sont les principaux paramètres pouvant affecter la mobilité de l'épaule.

Tout d'abord, l'augmentation de l'âge est connue pour réduire la mobilité articulaire. Ainsi une forte réduction de l'amplitude en rotation axiale du bras de -57° à 50° a été trouvée chez des personnes plus âgées contre -116° à 62° chez des sujets plus jeunes²²². Il est donc important de choisir une population homogène en âge. Les femmes sont aussi connues pour être plus flexibles que les hommes^{216,227}. La différence est encore plus importante pour la mobilité passive²¹⁶.

L'activité sportive ou professionnelle influence également la mobilité de l'épaule. Tout d'abord, la pratique de certains sports peut causer des adaptations en fonction des amplitudes de mouvement sollicitées durant des gestes d'amplitude et de vitesse maximales¹¹⁸. Tandis que la plupart des sports qui mobilisent le bras au-dessus de la tête causent un décalage de la rotation axiale vers l'extérieur (**Tableau 7** : Amplitude moyenne de rotation interne-externe du bras chez des athlètes de différentes pratiques sportives.**Tableau 7**). La gymnastique est également associée à une augmentation de l'amplitude de +17° en flexion sagittale et +6° en flexion horizontale^{215,228}. La latéralité influence aussi la mobilité, les sujets sont en général plus flexibles du côté dominant¹¹⁸.

Tableau 7 : Amplitude moyenne de rotation interne-externe du bras chez des athlètes de différentes pratiques sportives.

	Rotation interne [°]	Rotation externe [°]
Handball ^{229,230}	45	-150
Volleyball ¹⁰⁰	35	-100
Baseball ²³¹	33	-111
Soccer ²³¹	45	-94

Finalement, les pathologies ou les opérations avec ou sans pose de prothèse peuvent influencer l'amplitude articulaire. Dans ce cas, le type de blessure, sa sévérité, ou le type d'intervention réalisée peuvent influencer la mobilité²²².

Compte tenu de toutes ces différences, et parfois de leur importance, on comprend qu'il est nécessaire dans les études de cibler la population étudiée. Concernant les mesures de la mobilité articulaire de référence, il est donc primordial de les personnaliser aux sujets de l'étude. Pour cela, soit des valeurs pour chacune des populations doivent être fournies²¹⁶, soit des moyens d'obtenir des valeurs personnalisées sont nécessaires. C'est cette dernière option qui sera choisie dans cette thèse.

À travers les différentes méthodes qui permettent d'appréhender la mobilité articulaire de l'épaule, il apparaît que ce qu'il faut prendre en considération en premier lieu pour choisir les outils appropriés sont les caractéristiques de la population étudiée qui définissent les spécificités de la mobilité à considérer et l'utilisation qu'il est possible d'en faire. En particulier, les patients souffrant déjà de déchirures de la coiffe des rotateurs dont on veut éviter une re-déchirure, et les sportifs et les manutentionnaires dont on veut améliorer la performance sont des populations intéressantes dans le cadre de l'étude de la mobilité de l'épaule. D'une manière générale, les systèmes optoélectroniques couplés à une chaîne cinématique adaptée au membre supérieur permettent des mesures précises. De plus, ils sont appropriés à l'analyse de la plupart des mouvements, y compris ceux de grande amplitude. Toutefois, les protocoles actuels utilisés pour la mesure de l'amplitude de l'épaule semblent en revanche insuffisants pour caractériser la fonctionnalité complète du complexe articulaire. La définition d'un nouveau protocole fera partie des objectifs de cette thèse. Dans ce cadre, les angles de Cardan ou d'Euler restent le formalisme mathématique recommandé pour l'interprétation des mouvements. Finalement, dans les cas pathologiques les mesures d'amplitudes articulaires maximales qu'elles soient actives ou passives peuvent s'avérer risquées et le développement d'une méthode de mesure à l'aide de la simulation musculo-squelettique semble une alternative prometteuse et fera également partie des objectifs.

3 Objectifs

Dans l'optique de développer des méthodes et outils pour caractériser la mobilité complète et complexe de l'épaule, les objectifs spécifiques sont liés à la mesure, la modélisation et la normalisation ou la personnalisation de l'espace articulaire.

Le premier objectif est de proposer un protocole qui sollicite les interactions entre les amplitudes articulaires des degrés de liberté d'une même articulation ou d'un ensemble d'articulations. Il est attendu que les séries de mouvements reposant sur des combinaisons organisées selon les trois axes de rotation de l'articulation aident à décrire de façon plus

complète l'espace articulaire global que des essais aléatoires visant à décrire le même espace. De surcroît, une différence de la mobilité articulaire totale est attendue en fonction de la configuration du coude pendant les mesures compte tenu des muscles²³² et coordinations²³³ que cette articulation partage avec l'épaule. Au sein de ce premier objectif, une chaîne cinématique, telle que décrite dans la revue de littérature, sera implémentée et son effet sur la justesse de l'estimation de la mobilité sera évaluée au moyen de tiges intracorticales.

Le deuxième objectif consiste à développer une représentation simple de l'amplitude tridimensionnelle d'une articulation ou pseudo-articulation sphérique qui illustre les interactions entre ses degrés de liberté. Avec les relations non-linéaires d'étirement musculaire des muscles du complexe scapulaire selon chaque degré de liberté⁷⁷, il est attendu que cette amplitude ne puisse pas être approchée par un modèle mathématique simple mais par une enveloppe non-convexe propre à chaque sujet. Cette représentation devra conduire à un score global de mobilité. Nous faisons l'hypothèse que ce score sera affecté par des pathologies de la coiffe des rotateurs.

Le troisième objectif est de proposer une amplitude moyenne issue d'une population d'adultes sains. Ce troisième objectif repose sur l'hypothèse que la mobilité mesurée au sein de la population normale est variable, du fait des nombreux facteurs inter-individuels qui peuvent l'affecter^{119,216}. Ainsi un coefficient de variabilité de 20% cumulé par l'ensemble de ces facteurs est attendu. La mobilité normalisée devra également conduire à un score de mobilité égal à la moyenne des scores de mobilité individuels.

Le quatrième objectif est de proposer une formulation de contraintes articulaires pour la synthèse optimale de mouvements qui tiennent compte des interactions entre les degrés de liberté pour l'estimation des amplitudes de mouvement afin de stimuler des mouvements réalistes. Étant donné que les solutions optimales du geste étudié passent par des

amplitudes articulaires quasi-maximales ou maximales⁵⁴, il est attendu que l'implémentation de la prise en compte des interactions améliore le réalisme d'au moins 50% des solutions. De plus, un des enjeux qui sera considéré pour l'optimisation dynamique est l'augmentation du temps de calcul de la contrainte. De ce fait, la méthode choisie ne devrait pas augmenter le temps de calcul de plus de 10%²³⁴.

À l'inverse des approches cinématiques du premier objectif, le cinquième objectif vise l'estimation par la simulation musculo-squelettique d'amplitudes tridimensionnelles sécuritaires de l'épaule pour des patients ayant subi une réparation chirurgicale de la coiffe des rotateurs. Cette approche est dite inverse comme l'amplitude de mouvement n'est pas mesurée mais simulée en imposant des contraintes musculaires maximales. Nous faisons l'hypothèse que ces amplitudes vont varier selon les caractéristiques de la blessure. En particulier, l'augmentation de la taille de la déchirure^{106,107} ou du nombre de muscles blessés¹⁰³⁻¹⁰⁵ devrait réduire la mobilité sécuritaire maximale.

Le sixième objectif consiste à identifier parmi des exercices passifs de réadaptation, ceux qui ne sont pas risqués à partir des volumes sécuritaires définis précédemment. Il est supposé que certains de ces exercices tels que les flexions du bras sans consigne particulière concernant l'angle d'élévation ni la rotation du bras peuvent causer des contraintes pouvant causer la re-déchirure et participer au taux important d'échecs des réparations chirurgicales¹⁰⁹⁻¹¹².

CHAPITRE 2 : MESURE ET DESCRIPTION D'UN ESPACE ARTICULAIRE TRIDIMENSIONNEL COMPLEXE DE L'ÉPAULE

Ce chapitre se présente sous la forme d'un article précédé du détail des contributions des co-auteurs. À la suite de l'article, des résultats complémentaires issus d'un compte rendu de conférence seront présentés pour répondre à une question qui est posée à la fin de l'article. Comme nous l'avons établi dans le chapitre 1, la principale limite des méthodes actuelles de mesure de l'amplitude articulaire est de considérer individuellement les amplitudes de chaque degré de liberté de l'articulation alors qu'ils interagissent au sein d'une même articulation et donc. L'objectif général de ce chapitre est de proposer une nouvelle méthode et des mesures qui décrivent une amplitude articulaire tridimensionnelle qui tient compte des interactions qui existent entre les degrés de liberté.

ARTICLE 1

MEASUREMENT AND DESCRIPTION OF THREE-DIMENSIONAL SHOULDER RANGE OF MOTION WITH DEGREES OF FREEDOM INTERACTIONS.

Diane Haering, Maxime Raison, Mickaël Begon, 2014.

Journal of Biomechanical Engineering (ASME); 136(8):084502-084502-6.

1 Contributions des co-auteurs

Cet article a été coécrit par Diane Haering, Maxime Raison, et Mickaël Begon. L'idée originale de cette recherche revient à Mickaël Begon. La collecte et le traitement des données ont été réalisés principalement par Diane Haering. La méthode a été développée par Diane Haering. La rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Diane Haering, puis Mickaël Begon, et Maxime Raison ont effectué plusieurs révisions de l'article où ils ont fait part de leurs critiques et ont proposé des ajustements à la méthode.

2 Introduction

Shoulder range of motion (RoM) is a common indicator of shoulder function characterized by large mobility due to multiple joints, low bony congruency and soft tissue function. In the shoulder, this mobility is mainly assured and limited by surrounding muscles¹⁹⁶. They consequently share it between all joints they cross and corresponding degrees of freedom configuration. For example, a shift of the range of arm axial rotation towards external rotation is observed as the arm is moved into a more anterior plane of elevation²³⁵. Current methods to measure shoulder RoM lack considering consequent DoFs interactions.

Beyond functional evaluation, shoulder RoM can help simulation or animation of upper limb movements to resolve DoF redundancies problems leading sometimes to non-physiological solutions²³⁶⁻²³⁸. DoF interaction displays an obvious three-dimensional (3D) nature that Euler or Cardan angle sequences do not account for. Yet, attempts to define 3D shoulder RoM are rare and still rely on planar measurements during which one DoF varies at a time⁴⁴. These independent joint limits implemented in current models on each DoF joint miss reproducing physiological interaction. Therefore, forward and inverse kinematics algorithms would benefit from physiologically interacting joint limits to ensure realistic kinematics⁴⁷.

Goniometers, the most common tools in clinical or sports environments, can neither be used for 3D nor for dynamic analyses¹⁵⁵. According to the American Academy of Orthopaedic Surgeons, electromagnetic tracking system gave the “best available data for anatomic shoulder RoM” of normal shoulder motion¹⁶². However, electromagnetic systems are limited for elevation angles higher than 120°³⁹ and arm axial rotation¹⁷⁰. Optical measurement is expected to increase the angular accuracy. Specifically, a redundant marker set coupled with least square optimization algorithm and kinematic chain model has shown to reduce skin movement artifacts⁴². Motion capture has already been used to track dynamic shoulder RoM

but no extensive data are available. While measurement techniques exist, complementary model and protocol must be developed to account for DoF interactions.

First, such a protocol requires a series of movements able to describe all feasible shoulder joint 3D poses, not identified yet. Then, individual factors, such as gender and age²¹⁶, or physical activities¹¹⁹, can influence shoulder RoM in terms of amplitude and DoFs interaction. Since a 3D continuous RoM cannot be averaged, a normative method should also be developed. Finally, the usual way to represent interactions between two joint angle-time-histories is the angle-angle diagram^{205,206}. Extrapolation of this approach to a 3D angle-angle-angle diagram seems promising to describe DoF interaction throughout shoulder RoM.

The main objective of this study was to provide an experimental method for measuring and analyzing shoulder 3D RoM including DoF interactions. The series of movements should describe the largest number of possible shoulder postures and be suited for any population. Subsequently, a ready-to-use set of data based on healthy population will be provided.

3 Methods

3.1 Experiments

Eight male and eight female adults (24±4 years, 69±11 kg, 171±10 cm) were tested on their right dominant shoulder after giving informed consent approved by the local University ethics committee. None had history of shoulder dysfunction. Forty-five reflective skin markers were placed according to the kinematic models of Jackson et al.¹⁸² and Fohanno et al.⁴⁹ for the shoulder and elbow, respectively. Markers trajectories were captured by motion capture 18 cameras @150 Hz (VICON T20S & T40S, Oxford, UK).

Each participant performed six setup trials engaging each joint DoF^{49,239}, and three series of maximal amplitude active arm movements. During first series (termed as *elevations*, **Figure 11a**), subjects were asked to reach maximal elevation in seven planes of elevation, with the arm successively held in maximal internal, maximal external, and neutral rotation.

The second series (termed as *rotations*, **Figure 11b**) consisted in maximal arm elevations in the same seven planes of elevation with maximum internal and external rotations every 30° of elevation. The third series (termed as *random*) was composed of two random trials of free arm movements with the instruction to fill the largest volume in the air while varying hand orientation. For kinematical analysis, a fourth series (termed as *overall*) was defined as the combination of *elevation* and *rotation* series.

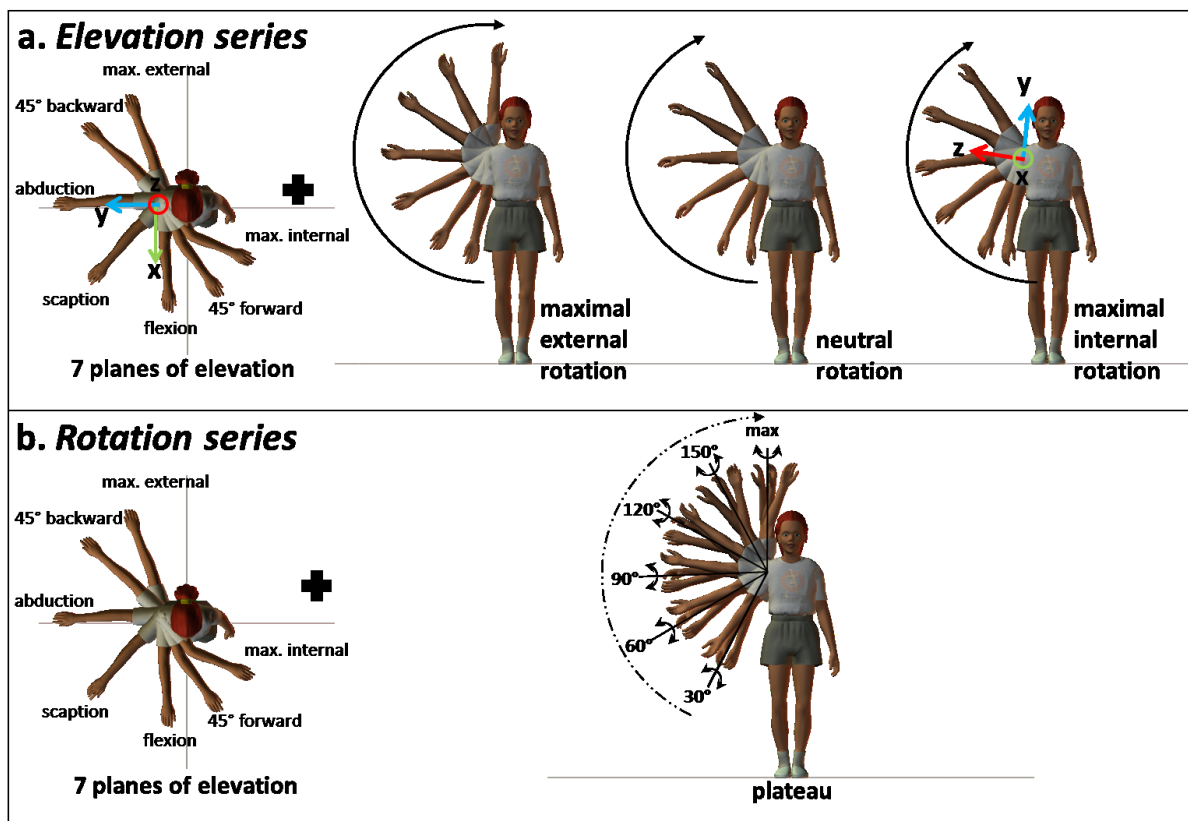


Figure 11: Description of arm movement series relatively to the thorax with the arm reference frame and the corresponding axes of rotation. a. “Elevation” series. b. “Rotation” series. The seven vertical planes of elevation are seen from above. The maximal external, neutral and maximal internal rotations of the arm are represented during elevation. “Plateau” indicates that elevation is stopped at 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, and maximal elevation, while a maximal external-internal rotation is performed. Notes: For clarity, the arm is represented with extended elbow during internal-external rotations, however in the reality the elbow was bent at about 90°. The addition sign indicates that each combination of the right hand side is performed in all seven vertical planes of elevation.

3.2 Kinematical analysis

An improved version of Jackson's shoulder model¹⁸² was created using bony landmarks and joint coordinate systems recommended by the ISB⁶⁴ plus forward kinematics based on generalized coordinates preventing joint dislocation. Lower-arm was added to correct soft tissue artifacts affecting arm axial rotation¹⁷⁰. Then, the model was calibrated to the participants using six setup trials for functionally locating shoulder centers and elbow axes of rotation^{185,240}. Joints angle time-histories were estimated using inverse kinematics²⁴¹ from the recorded marker trajectories.

Our method focused on a unique thoracohumeral shoulder joint to encompass multiple joint interactions. Following ISB recommendation, humerus orientation (**Figure 11**) relative to the thorax was described by the Euler angles extracted from rotation sequence: $R_y(\psi)R_x(\theta)R_y(-\psi + \varphi)$ – i.e. successively plane of elevation, elevation, and axial rotation⁶⁴. Final axial rotation breakdown between subtraction of initial plane of elevation angle $-\psi$ and subsequently corrected angle accounting for total axial rotation φ is expected to avoid superficial DoF interaction.

To treat the three DoF time-histories together, a representation based on 3D angle(ψ)-angle(θ)-angle(φ) diagram was proposed. Each arm pose was represented by a point in the 3D angular space (**Figure 12a**). Then, a non-convex hull encompassing thoracohumeral poses was created to delimit 3D RoM space²⁴². After linking all points by tetrahedrons (**Figure 12b**), a non-convex hull was generated using outward faces (**Figure 12c**). RoM volume the hull delimited was calculated by adding tetrahedron volumes and expressed in cubic degrees defined by the angle-angle-angle space. RoM non-convex hulls and volumes were computed for each series of movements and each subject.

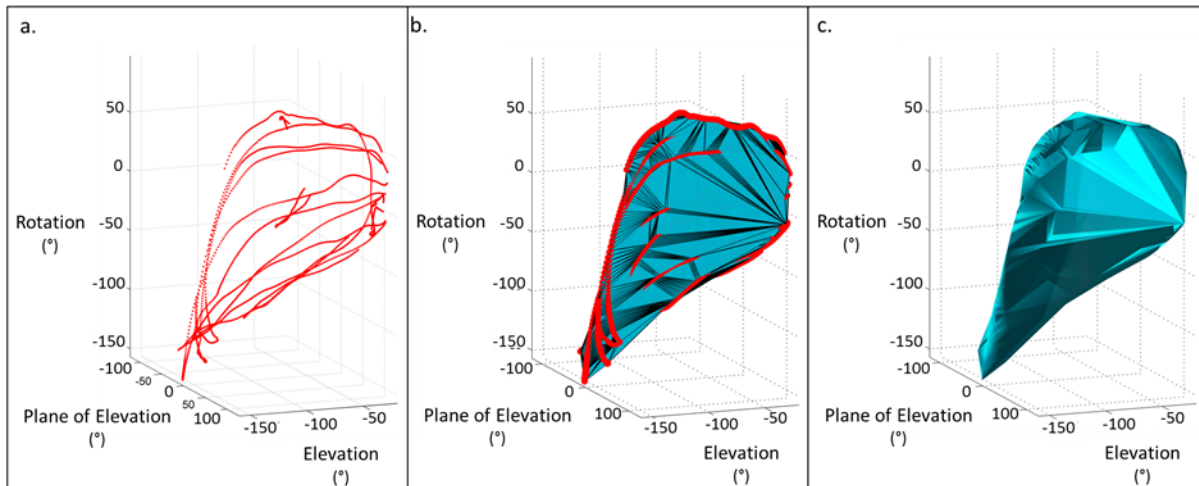


Figure 12: Example of hull construction for the first series of movements (elevations). *a.* Poses during evolution of the movement defined by 3D angles. *b.* & *c.* Tetrahedra and non-convex hull that encompasses all the poses, respectively.

To test the influence of movement series ($n=4$), a one-way repeated measures ANOVA with Bonferroni post-hoc analysis was applied to the mean of the subject RoM volumes. The coefficient of variation of the RoM volumes (i.e. ratio between the standard deviation and the mean value) was also computed to investigate inter-individual variability. Since numerous inter-subjects variability factors affect shoulder mobility^{119,216}, and 3D hulls cannot be directly averaged, a normalization method was proposed. For this purpose, all poses data obtained were tested for being inside the RoM of each participant. Then, positions common to the maximal number of participants fitting in an average volume hull were filtered.

A volume comparison was also performed between average RoM volume and literature extrapolated data. Differences between RoM spaces occur not only in terms of size; position, orientation and shape also vary. Intersecting or excluded space sizes were also calculated to quantify shifts, under- and over-estimation between two RoMs. To better interpret DoF interaction and compare RoM spaces planes of elevation slices of the RoM space were generated.

4 Results

The ANOVA reveals a significant effect of the series of movements on RoM volume ($F_{3,45}=48.69$, $p<0.001$). *Overall* and *random* series give respectively the largest or smallest volumes among all series of movements ($p<0.01$) (**Figure 13**). In-between, volumes measured by *elevation* and *rotation* series show smaller difference from each other ($p<0.05$). *Random* and *rotation* series seem more influenced by inter-subjects variability displaying larger coefficients of variation (31% and 35%) than *overall* and *elevation* series (26% and 25%).

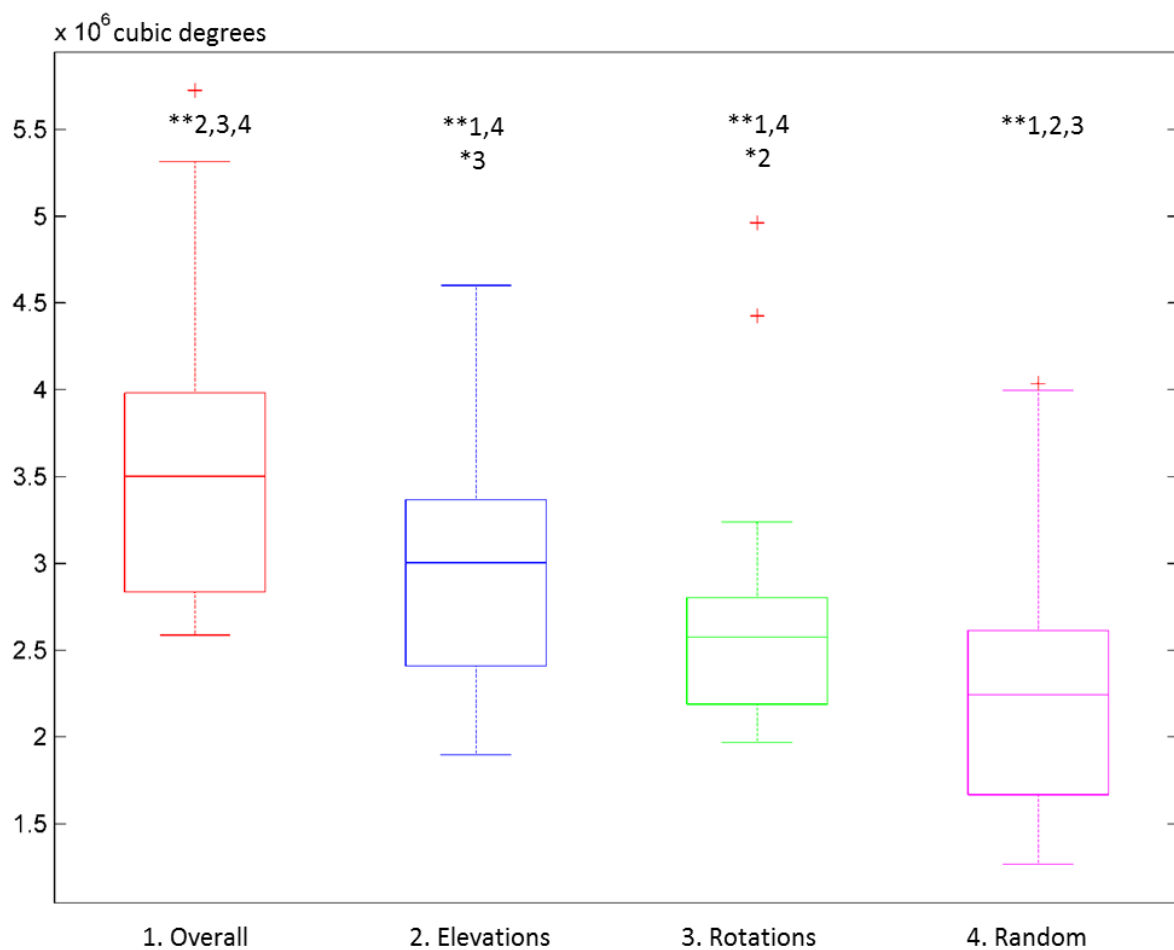


Figure 13: Boxplots representing the effects of movement series on maximal shoulder RoM volume with paired *t*-test. The series showing significant differences with each other are mentioned after one ($p<0.05$) or two ($p<0.01$) asterisks. The red crosses represent outliers.

On 2D slices (**Figure 14**), the range of axial rotation obtained from the *random* series look smaller than other series with plane of elevation superior to 90° or negative. The largest internal rotation poses are reached by the *elevation* series, while *rotation* series reaches most externally rotated poses. Between literature inspired RoM and 3D RoM, the largest differences also appear in the range of axial rotation.

Besides series, **Figure 14** shows range of axial rotation varies along the two other shoulder DoFs. First, maximal external rotation increases as the plane of elevation becomes more external. Second, maximal internal or external rotations are seen respectively at lower versus higher elevation. Finally, maximal elevation is reached between adduction and flexion planes of elevation, and decreases towards maximal internal and external planes of elevation.

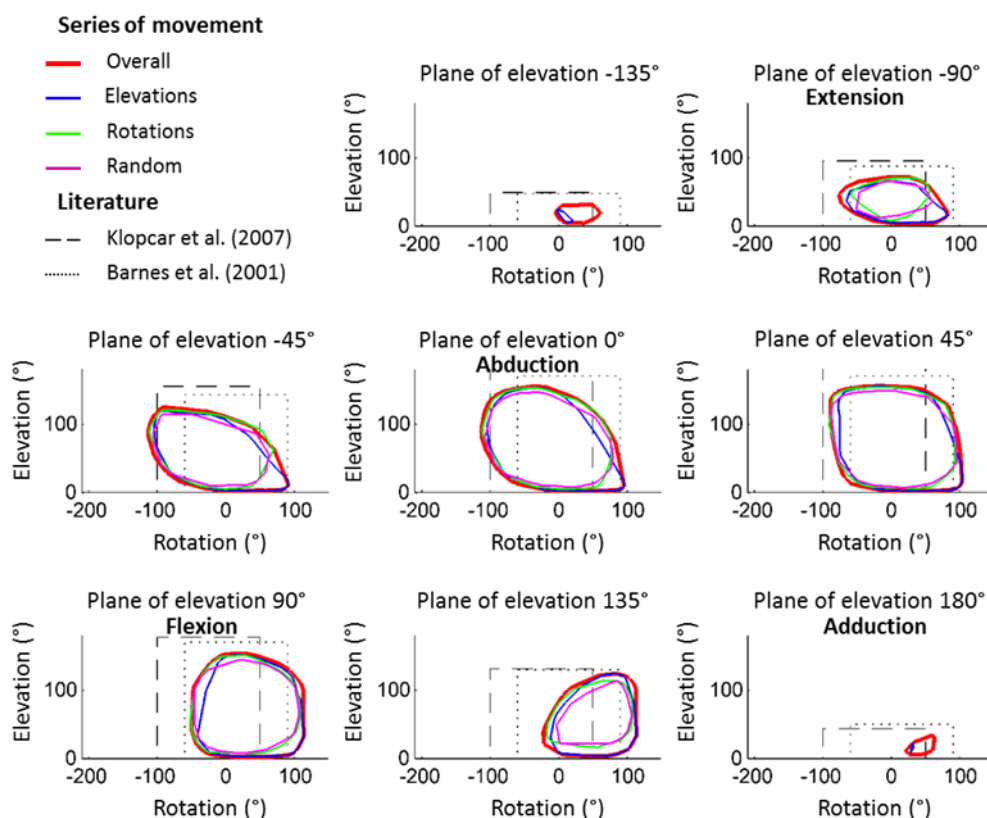


Figure 14: Slices of average RoM volume for all series compared to the literature data. Subplots indicate the 2D (bi-dimensional) rotation-elevation interaction every 45° of plane of elevation.

Thoracohumeral angle(ψ)-angle(θ)-angle(φ) RoMs hulls of all subjects are represented in **Figure 15a**. An average RoM volume of 3.46 ± 0.89 million cubic degrees with a variation coefficient of 26% was found. The RoM volume common to 50% of the participants (**Figure 15b**) best matches the mean RoM volume (**Tableau 8**). As shown by **Figure 15**, individual and average spaces globally fit in both reference spaces inspired by Barnes's²¹⁶ data and Klopčar's model⁴⁴. In terms of volumes, these spaces intersect respectively with 80% and 99% of our 3D RoM but corresponding volume overestimations of 66% and 60% are found.

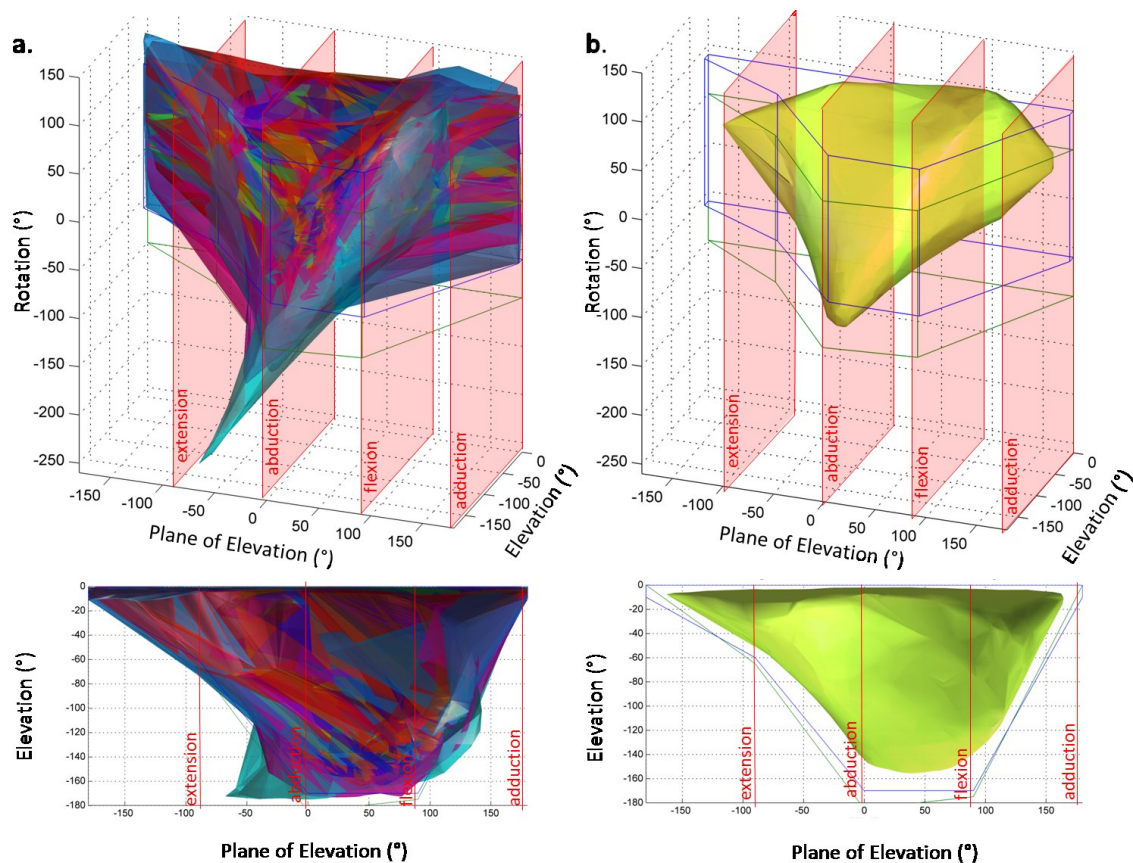


Figure 15: (a) Individual and (b) average thoracohumeral RoM volumes, represented by 3D angle(ψ)-angle(θ)-angle(φ) hulls. Notes: The upper and lower boxes represent the thoracohumeral RoM from Klopčar's model⁴⁴ and Barnes's data²¹⁶ respectively. Vertical lines and planes indicate planes *I* which characteristic anatomical movement are realized.

Tableau 8: Size of the common space in million cubic degrees of RoM from 2 (13%) to 16 (100%) participants. The average volume (n=16) was 3.46.

<i>Number of participants</i>	<i>Percentage of participants</i>	<i>Common volume</i>
2	13%	5.61
3	19%	4.97
4	25%	4.52
5	31%	4.22
6	38%	3.97
7	44%	3.73
8	50%	3.54
9	56%	3.34
10	63%	3.17
11	69%	2.98
12	75%	2.82
13	81%	2.58
14	88%	2.37
15	94%	2.15
16	100%	1.80

5 Discussion

The objective was to present a method for assessing shoulder 3D RoM considering DoF interactions. First, an experimental protocol is proposed with the series of movements tested. Second, average values for a normal population are found on the basis of an existing shoulder model¹⁸² and proposed in Appendix. The obtained 3D shoulder RoMs are spatially represented in **Figure 15**.

According to differences observed between series of movements, an organized series of movements should be preferred than random trials with succinct instruction. Elevations

with extended elbow with several arm rotations (*elevation series*) in addition to rotations at different elevations with bent elbow (*rotation series*) in five planes of elevation gives the largest estimate of possible angle(ψ)-angle(θ)-angle(φ) combinations with small coefficient of variation. Furthermore, the test including few trials with precise instruction is fast and simple to administrate to anyone.

Regarding DoF interactions, the complex shape of 3D RoM spaces and variation of maximal axial rotation with other two DoFs confirms that shoulder DoF depends on each other. Mutual constraints between plane of elevation and axial rotation RoMs seem more complex than the simple linear relationships suggested before²³⁵. Besides, differences between the series highlight an additional interaction of elbow flexion-extension DoF. Indeed, the *overall series* combining *rotation* and *elevation series* measures larger volume than both series separately because of a shift of axial rotation between the two spaces (**Figure 14**). This could result from of a supplementary flexion-extension DoF at elbow between the two series of movements. Anatomically, passive shoulder end range stability is assured by capsule and ligament¹⁹⁶ and bone to bone contact¹⁹⁷. However, during active movement muscles play a prevalent role in RoM²³⁵. Specifically, the biceps involved in elbow flexion and shoulder elevation and internal rotation is a shoulder stabilizer in external rotation and abduction above 60°²³². With stretched elbow (*elevation series*), passive biceps force added to ligament forces might explain a decreased maximal external rotation compared to flexed elbow movement (*rotation series*). Similarly, the triceps might limit internal rotation with flexed elbow (*rotation series*) or increase arm elevation before soft tissue limits are reached. Those possible stabilizing mechanisms provide sufficient external rotation at higher elevation to bring humeral and glenoid cartilages in regards²⁴³. From modeling views, forearm adjunction to the model, may correct arm axial rotation more with bent arm⁴².

Additional interactions caused by muscles crossing multiple joints of the scapulohumeral rhythm are expected in the present thoracohumeral RoM³. Since large errors arise from models including the scapulohumeral rhythm especially at higher elevation

measurement³⁹, sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral RoMs dissociation might lead to overall unrealistic postures⁴⁷. However, evaluation of specific pathologies sometimes requires shoulder elements discrimination. With a model allowing more accurate 3D scapular kinematic estimates, the present method could also be adapted for glenohumeral RoM evaluation.

Consequently, RoM including all DoF interactions can improve current shoulder models by defining more realistic RoM limits. Otherwise, extrapolated simplified RoM spaces^{44,216} include up to 99% of the RoM space considering DoF interaction but more than 60% non-physiological poses. While, the nature of these interactions seems hard to describe mathematically, 3D coordinates of the points defining average RoM hull (Appendix) can be used directly to characterize continuous limits in 3D shoulder models. Those limits will guide forward simulation and optimization of arm movements towards more realistic solutions for rehabilitation²³⁸, ergonomics²³⁶ and sports²³⁷ - e.g. by testing the obtained solutions for being inside the average RoM space.

In our attempt to normalize 3D RoM, the average space obtained is expected to set apart particular positions unreachable by average healthy individuals. Specifically, normalization is proposed to attenuate personal factors influencing maximal shoulder RoM. For example, the population who participated in this study included males and females, inactive or engaged in various physical activities. The observed variation coefficient of 26% between individual RoM volumes is coherent with the accumulation of variation coefficients of 7% and 14% associated with factors such as gender or sports^{119,216}. Further investigation on such factors influence, may be useful to characterize and personalize the DoF interaction to specific populations. Yet, healthy population is often used for comparison in shoulder function evaluation in 2D^{244,245}. Two-dimensional slices of the average RoM space can be an accurate and extensive tool for clinical research to spot impairment or gain of shoulder function following injuries, rehabilitation or training.

To conclude, an original method for describing shoulder 3D RoM accounting for DoF interactions was developed based on non-convex hull encompassing 3D angle poses represented in an angle(ψ)-angle(θ)-angle(φ) diagram. The combination of rotations at several angles of elevation and elevations in internal, neutral and external rotation is suggested for faithful shoulder function evaluation, because this series efficiently evaluates large possibilities of spatial combinations of movements. Furthermore, average shoulder ROM obtained by this method can serve to improve the existing shoulder models for simulation and optimization or as a reference for shoulder function evaluation in clinical research (Appendix).

6 Résultats complémentaires

Une des principales limites de l'étude qui vient d'être présentée repose sur l'enregistrement du mouvement de marqueurs cutanés. Les mesures que nous avons proposées sont donc sujettes aux artéfacts de tissus mous et reposent en particulier sur le modèle cinématique utilisé pour reconstruire la cinématique articulaire. L'analyse du mouvement couplée à un modèle cinématique et à l'optimisation globale est reconnue comme étant une méthode de mesure cinématique précise et robuste. En effet, des erreurs maximales de l'ordre de 10° ont été mesurées lors de l'estimation de l'orientation du bras au cours de gestes fonctionnels¹⁷⁸. Toutefois, les erreurs liées aux artéfacts de tissus mous sont particulièrement importantes lors de gestes réalisés à des amplitudes élevées. Ainsi les validations des mesures et modèles cinématiques ne prennent pas en compte les mouvements d'amplitude maximale.

Par ailleurs, les techniques permettant de mesurer la cinématique osseuse comme l'imagerie médicale, la dissection cadavérique, la simulation virtuelle sont rares et ne permettent pas toujours de reproduire le mouvement réel. Seules les tiges intra-corticales le permettent. C'est donc cette méthode que nous allons utiliser pour évaluer notre modèle.

Néanmoins cette méthode est particulièrement invasive et les mouvements de grande amplitude réalisés sont tout de même restreints par la douleur causée par les tiges qui gênent le mouvement des muscles. L'interprétation des résultats ne devra pas négliger ce constat. En premier lieu, une courte étude sur l'effet de la modélisation de l'avant-bras sur l'espace de mobilité mesuré sera proposée. En second lieu, la comparaison de mesures de grande amplitude mesurées à l'aide de marqueurs cutanés et de tiges intra-corticales lors de gestes fonctionnels sera proposée en Annexe (à la page c).

Dans l'étude qui vient d'être présentée, nous avons noté une différence dans l'amplitude articulaire mesurée entre les séries de mouvements où le bras reste fléchi et celles où le bras reste en extension. Deux raisons à cette différence sont suggérées dans la discussion. La première est d'ordre anatomique, tandis que la deuxième est liée à la précision du modèle. Toutefois s'il est laissé entendre que les deux raisons peuvent participer à cette différence, la contribution de chacune n'est pas vérifiée. Le but des résultats complémentaires présentés ici est d'apporter des précisions sur la contribution des deux facteurs identifiés grâce à l'utilisation de données couplées de marqueurs cutanés et de tiges intra-corticales. Ce travail a fait l'objet d'une présentation orale au 39^{ème} congrès de la Société de Biomécanique dont le résumé a été publié dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

RÉSUMÉ DE CONFÉRENCE

KINEMATIC MODEL AND ELBOW FLEXION INTERACTION ON SHOULDER RANGE OF MOTION. Diane Haering, Maxime Raison, Anton Arndt, Mickaël Begon, 2014.

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering; 17(sup1):84-85.

6.1 Introduction

Considering interaction between the degrees of freedom (DoF) in a single joint can either help range of motion (RoM) evaluation or increase realism of computer simulated movements. Since multiple-joint-crossing muscles are common in the shoulder, neighbour joint configuration - e.g. elbow flexion angle - can also interact with shoulder RoM.

From modelling perspectives, forearm adjunction to a kinematic upper limb chain coupled with global optimization is used to reduce the noise caused by soft tissue artifacts during arm axial rotation⁴². However this reduction of noise is expected greater for bent than stretched elbow poses. Previous results confirmed the influence of elbow flexion on DoF interaction in shoulder RoM²⁴⁶. However, obtained differences could not be attributed in precise extents to anatomical versus modelling explanations.

The purpose of this study was to test the adjunction of a forearm in kinematic model with global optimization to estimate its influence of elbow flexion in thoracohumeral RoM using skin and intra-cortical pin based markers.

6.2 Methods

Intracortical pins fitted with reflective markers were screwed at the deltoid insertion in four adult males humerus by an experienced surgeon of under sterile conditions. Forty-five additional markers were put on the skin. Markers coordinates were measured using an 18-cameras motion analysis system.

Two RoM series were realized: 1) maximal elevation in seven planes of elevation, with the arm successively held in maximal internal, maximal external, and neutral rotation, and 2) maximal arm elevations in the same seven planes of elevation with maximum internal and external rotations every 30° of elevation.

Three kinematical models were implemented namely (a) Jackson kinematic model¹⁸², (b) an improved version including forearm⁴⁹ and (c) an intra-cortical pin based model. All models used standardized joint coordinate systems and bony landmarks recommended by the International Society of Biomechanics. The forward dynamic function and its Jacobian

matrix were implemented in the RBDL library based on generalized coordinates to avoid joint dislocation. Their joint angle-time histories were estimated by inverse kinematics²⁴¹.

Thoraco-humeral angles of rotation were extracted following an Euler sequence corrected to account for the axial rotation resulting from the initial plane of elevation – i.e. successively the plane of elevation, elevation, and corrected axial rotation (Y1X2 Y1'Y3).

Then, the three angles-time histories were treated together in a 3D angular space to conserve DoF interactions. Non convex hulls encompassing each angle-angle-angle pose were used to represent RoM volumes. Finally, two-dimensional slices of the volumes in several planes of elevation are proposed (**Figure 16**) to represent DoF interaction and qualitatively compare the three models and the two series of movements.

Sizes of the RoM volumes were obtained for each condition tested. Size of the intersection volume between skin marker based RoM and pin based RoM were also calculated. Absolute errors are defined as all the remaining non-intersecting part of the same two volumes (**Tableau 9**).

6.3 Results and Discussion

Independently from kinematic model (skin or pin markers), larger RoM volumes were obtained with extended elbow series due to higher maximal internal rotation and larger elevation range of motion at all planes of elevation. However differences between series of movement observed here seem larger than reported before on a larger group of healthy un-operated subject. Pain caused by intra-cortical pins in addition to the small number of subjects might explain those differences.

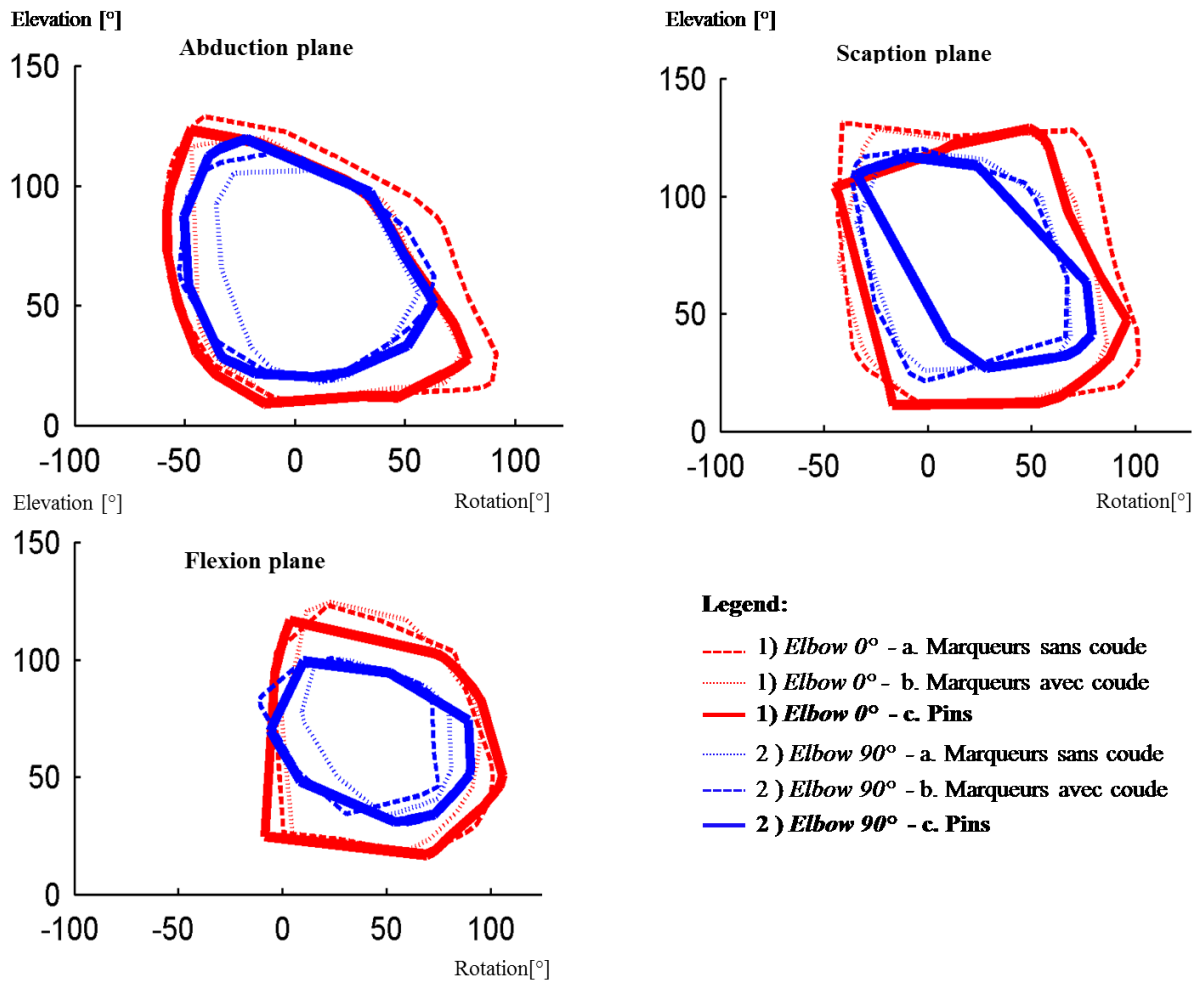


Figure 16 : Maximal elevation-rotation relationship in abduction, scaption and flexion planes of elevation with both elbow poses and all models.

Tableau 9 : RoM volumes (V), intersection volume with pins based model (V_{int}) and absolute RoM volume errors from pins based volume (Err_a)

		V	V_{int}	Err_a (%)
Elbow	a. no forearm	111	100	30 (+9,-21)
	b. forearm	141	109	39 (+25,-14)
	1) c. pins	127		
2) Elbow	a. no forearm	52	50	31 (+3,-29)
	b. forearm	61	53	35 (+11,-24)
	c. pins	70		

Considering modeling aspects, shifts in axial rotation were observed between models a and b (skin markers) compared with model c (intra-cortical pins) for both series of movements. Compared to skin-marker model with no forearm, the forearm implemented model increased maximal internal rotation estimate during extended elbow series, and maximal external rotation during bent elbow series. On the first side with bent elbow, forearm adjunction helps decreasing maximal rotation difference from intra-cortical pins measures in adduction. On the second side with extended elbow, forearm adjunction seems to over compensate skin marker artifacts maybe due to a crosstalk between arm rotation and forearm prono-supination. Actually, forearm implemented model gave larger absolute errors in both elbow conditions. While arm rotation estimates with forearm adjunction was expected to be increased more with bent elbow⁴², it was actually observed to be increased as well with extended elbow.

Anatomically, the biceps muscle is an important shoulder stabilizer especially in end external rotation and abduction above 60°^{232,247} while the triceps has the opposite role. Thus, elbow extension and flexion are expected to limit respectively external and internal rotation. Only the later hypothesis was verified. Results found on a larger number of subjects presented in a previous study²⁴⁶ may however give better interpretation of this point with the lights of this study concerning the modeling issues.

6.4 Conclusions

The purpose of this study was to help define the interaction between elbow flexion and thoracohumeral RoM by testing kinematic model with or without forearm against intracortical pins data. Including forearm in global optimization seemed a good solution for reducing arm axial rotation underestimation due to soft tissue artefact when the elbow is bent. However, possible compensation over forearm prono-supination especially with extended elbow must be quantified first in order to prevent over compensation observed yet.

CHAPITRE 3 : IMPLÉMENTATION D'UN ESPACE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE AU SEIN D'UN ALGORITHME D'OPTIMISATION D'UN GESTE COMPLEXE

À partir des mesures et de la description de l'espace articulaire de l'épaule proposée dans le chapitre 2, le chapitre 3 propose d'intégrer ces mesures à un algorithme de synthèse optimale afin de simuler des mouvements dont la cinématique de l'épaule est physiologique, c'est-à-dire qu'elle tient compte de limites de la mobilité articulaires qui tiennent compte des interactions entre les différents degrés de liberté. Ce travail est développé dans une optique d'optimisation de la performance, ici dans un contexte acrobatique.

ARTICLE 2

IDENTIFY CONTACT AND AERIAL PARAMETERS CONTRIBUTION TO INCREASE PERFORMANCE IN ACROBATICS LEARNING.

Diane Haering, Aurore Huchez, Patrice Holvoët, Franck Barbier, Mickaël Begon.

Soumis au journal *PlosOne* le 01/10/2015.

1 Contributions des co-auteurs

Cet article a été coécrit par Diane Haering, Aurore Huchez, Franck Barbier, Patrice Holvoët et Mickaël Begon. Les idées originales de cette recherche ont été développées principalement par Diane Haering lors de discussions avec Mickaël Begon. Cette idée découle de contribution tout au long de ma thèse à des projets en biomécanique du sport spécifiquement en gymnastique qui a donné lieu à deux autres articles comme co-auteure^{54,248}. Cette contribution initialement en marge de ma problématique de thèse s'intéresse aux stratégies d'apprentissage et à l'optimisation de la technique d'un geste acrobatique complexe. Toutefois, ces deux intérêts se sont rejoints par le constat de mouvements simulés non-réalistes au niveau de la cinématique du membre supérieur.

La collecte et la première partie du traitement des données ont été réalisées par Aurore Huchez. Le reste du traitement des données. Puis, leur interprétation et la rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Diane Haering, puis Mickaël Begon, Aurore Huchez, Franck Barbier et Patrice Holvoët ont effectué les révisions de l'article où ils ont fait part de leurs commentaires et critiques.

La partie de cet article qui s'articule avec ma problématique de thèse est la méthode mathématique utilisée pour implémenter une contrainte de limite articulaire à l'épaule qui se base sur les mesures obtenues dans le chapitre 1. Cette méthode développée en Annexe de l'article est toutefois présentée dès le début dans ce chapitre. L'article qui suit doit être apprécié comme une application de cette méthode. Si la problématique est alors davantage orientée vers l'étude des paramètres biomécaniques nécessaires pour l'amélioration de la performance acrobatique, c'est que la méthode numérique ne présentait pas une fin en soi pour la publication de ce travail.

2 Shoulder constraint implementation

To maximize sports performances, maximal joint range-of-movement may be approached or even reached. Therefore, implementation of physiological joints limits into the models directly affects realism of simulated movements and therefore is crucial for the optimal synthesis of human movements. For revolute joints enabling movement along one degree-of-freedom, minimum and maximum range-of-motion boundaries meet the requirement. However, most joints of the body are multi-dimensional and interactions appear between ranges-of-motion of their respective degrees-of-freedom. Therefore unrealistic solutions arise from task and degrees-of-freedom kinematical redundancies^{249,250}. In the human body, mainly arm movements are sensitive to this problem, since shoulder is the most mobile and complex joint including several subsidiary joints to move the arm about three degrees-of-freedom at least²⁵¹. A common method used to define joint limits with a two degrees-of-freedom interaction are the sinus cones⁴⁷ or reach-cone joint limits²⁰⁴.

Methods derivate from sinus cone were proposed to integrate a third degree-of-freedom, but independently from the first two²⁵². Recently, a quaternion field boundaries method was proposed to consider all interactions between the three degrees-of-freedom of the shoulder for animation of movements¹⁴⁵. However, this method has not been adapted for dynamics optimization yet and would make results difficult to interpret. Shoulder range-of-motion limits accounting for three degrees-of-freedom interactions based on Euler angles calculation were also defined²⁴⁶.

Implementation of these limits into a simulation model efficiently helped discriminate realistic from unrealistic poses²¹⁹. Because such an implementation within a dynamic optimization algorithm should also consider computing efficiency²³⁴, proposed a RoM constraint parametrization method consisting in space discretization associated to Boolean values. This method was yet applied to joint reach-cone limits. Its application to Euler angles shoulder limits would be of interest for constraining arm movement during gymnastics movement optimisation.

First a three-dimensional range of motion accounting for degrees-of-freedom interaction was defined to match the simulation model degrees of freedom definition. Therefore, following the method described in Haering, et al. (2014)²⁴⁶, three-dimensional (3D) angular space of movement of the arm defined by the ZXZ Euler sequence was computed. Gymnasts are usually more flexible at the shoulder than average population^{26,215,228}. Therefore, positions reached by all the subjects were included to define the maximal angular space. In this case, normalisation procedure to obtain average volume was unnecessary²⁴⁶. To ensure that actual performances of the CMFIF are included into the angular space. The latter was enlarged of a 10° tolerance (**Figure 17a**).

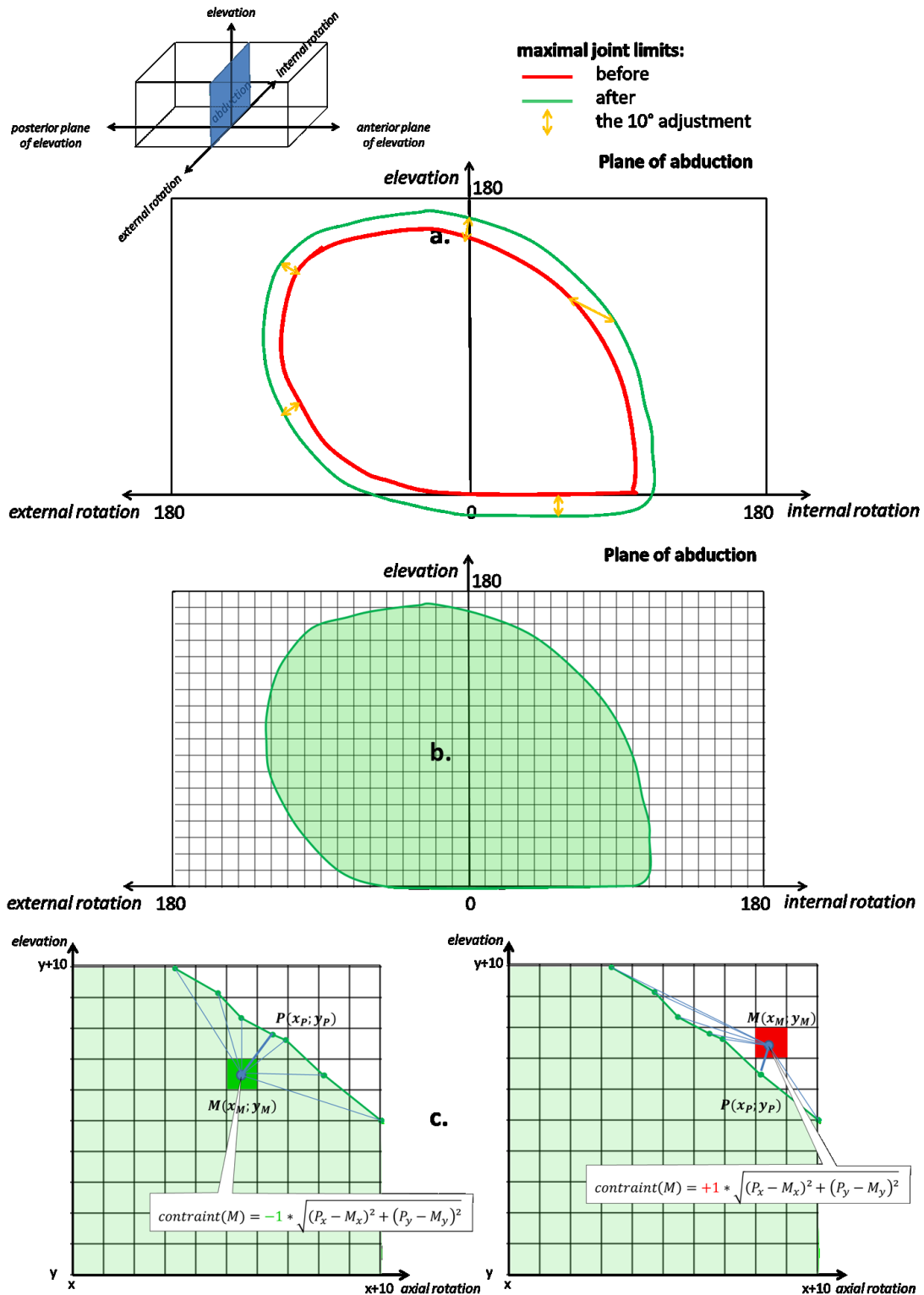


Figure 17: Constraint steps: (a) joint limit definition and adjustment inside boundaries of a complete revolute joint, (b) discretization of the entire space and set the relative position to joint limits, (c) test of shoulder joint constraint for realistic (left) and unrealistic (right) poses.

For the optimization, a non-linear constraint was implemented by discretizing the angular space into cubes with sides of 1° length (**Figure 17b**). Each arm pose tested by the optimisation was then attributed the shortest distance between the corresponding cube and the 3D joint limits hull (**Figure 17c**). If the tested pose is inside joint limit, the returned constraint is respected (negative); whereas if it falls outside the limits, the constraint is not respected (positive). Joint torques was also bounded based on a female gymnast isokinetic measurement²⁵³ to ensure realistic joint accelerations. A mutli-start optimisation algorithm as in Huchez, et al. (2015)⁵⁴, was used to test the effect of the constraint realism.

Using the mutli-start algorithm, 84% of optimal kinematics obtained with previous isolated boundary joints were found to overpass 3D joints limits. Therefore we believed optimal results realism was enhanced by the shoulder range of motion constraints definition. Further, the model would probably beneficiate from similar constraints about joint velocity²⁴⁹. Finally, no statistical differences were found in the number of objective function calls ($p=0.65$), the number of feasible solution in the optimal ($p=0.61$), or the performances values found between the optimisations with 2D or 3D joint limits $p=0.92$. First, the 3D shoulder constraint is believed not to increase computational cost of the optimisation. Second, the constraint implementation may not change a lot the optimal solutions, however its use should be recommended to improve realism of the solutions.

3 Introduction

In acrobatic sports, the main objective is to master movements with rotations performed during an aerial phase. Most injuries are due to the repetitive nature of their learning reaching for consistency¹⁴¹. Hence, minimizing the number of repetitions has become a major challenge for coaches¹⁴². In regards with recent work, this could be obtained by helping coaches to focus their observations and feedbacks on the most relevant cues using knowledge-based shortcuts. Biomechanical tools and analysis of acrobatics can indeed be

used to identify most determinant performance factors based on either statistics^{52,254} or computer simulation models²⁵⁵.

Investigation in acrobatics, learning has mostly relied on different expertise comparisons^{256,257}. Optimization was also used to compare recorded *versus* optimal performances^{258,259}. Combining both types of comparison would permit investigating the room for improvement for novices and more advanced gymnasts as well⁵⁴. In this prospect, the counter movement forward in flight (CMFIF) is a transition move on the uneven bars described by the *Fédération Internationale de Gymnastique* as an “underswing on the low bar with counter movement forward in flight to hang high bar”²⁶⁰ that gymnasts of varying expertise are likely to perform. However, body rotation angle of novices at re-grasp is insufficient to swing and to perform an upstart in sequence. Even for expert gymnasts, the skill is rarely performed in competition with no deduction. Therefore, this skill seems relevant to investigate its performance progression by means of comparison between different expertise level groups. The evolution of performance should be related to the potential of the gymnast to effectively link the skill.

The trajectory and rotation potential of the athlete during the aerial phase of the skill is the result of a contact phase, during which linear and angular momenta are generated. Coordination and power are required to produce large momenta during a short contact duration and large linear velocities toward the best direction for height and distance^{261,262}. Studies on tumbling, vault or bars showed that gymnasts with more expertise exhibited larger vertical velocities and shorter contact times, and suggested that appropriate take-off conditions are the most important success predictor^{248,263-265}. According to these results, focusing the learning on contact phase technique to produce better release parameters appears to be a good strategy. However, the control of rotation through the aerial phase technique is another complex task that could influence the final performance of acrobatics skills. In fact, body rotation can be controlled by moment of inertia adjustments and by angular momentum transfers between segments. Such adjustments are mainly related to the

technique and motor control based on visual and proprioceptive information^{266,267}. Indeed in high bar dismounts, elite gymnasts were able to minimize their moment of inertia in a larger extend by means of hip and knee flexion than non-elite gymnasts²⁶⁸. It has also been evidenced that segmental contribution to the angular or linear momentum can differ according to expertise level or between subjects of the same performance level. In particular in skills that require a reversal of rotation direction similarly to the CMFIF, Brüggemann, et al. (1994)²⁶⁹ highlighted the importance of the leg contribution.

Besides, skill difficulty can also be influenced by landing or regrasp constraints and the interactions between all controlled parameters. The movement is thus constrained at the same time by the desired rotations in the aerial phase and the landing or regrasp desired conditions. Therefore, all phases of acrobatic movements (contact, aerial, and landing or regrasp phases) are interrelated. The first two phases affect the success of the followings while the last two phases constrain the mechanics of the previous ones. In the meantime, transfer of angular momentum is affected by changes in the moment of inertia in between phases or during a same phase²⁷⁰. While both release state and aerial joint kinematics were found to differ in various extends between advanced and novices in acrobatics^{54,271}, no study identified which one has the largest influence on final performance. In the way Pijnappels, et al. (2010)²⁷² quantified the contribution of arm movements to balance by a numerical calculation, the analysis of relative contributions of contact and variation of inertia moment and proper segmental rotation in expert *versus* novice performances could help direct learning towards more effective methods²⁷³.

Computer simulation coupled with multiple linear regressions are interesting tools to estimate those contributions. First, simulation is achieved through a model generation that can simplify the biomechanical parameters calculation throughout movements. Second, it allows take-off state and aerial joint kinematics modification or optimisation^{263,274} to understand how to improve acrobatics and help coaches to decide which technical aspects and physical qualities are required to improve performance on either novice or expert gymnasts. Third, multiple linear regression allows calculation of independent parameters mathematical contributions to the performance²⁷⁵.

Despite many studies investigated either contact release state or changes in the moment of inertia or angular momentum transfer as parameters influencing acrobatic performances, none investigated the relative contribution of each of these parameters to performance. Therefore, the main objective of this study was to assess contributions of biomechanical acrobatics performance factors in accordance to the expertise level for recorded and maximal (obtained by dynamic optimisation) performances. We hypothesized that novice and advanced gymnasts mainly improve their actual performance of the CMFIF through aerial joint kinematics adjustments rather than release state. A secondary hypothesis is that optimising aerial kinematics of novice gymnasts is not sufficient either to reach advanced performance level.

4 Methods

4.1 Experimental protocol

Fourteen female gymnasts gave their informed consent in agreement with the local ethics committee to participate in this experiment. The uneven bars were setup in line with the competition rules²⁷⁶. All gymnasts performed three trials of CMFIFs in sequence with an upstart if possible. The kinematics of 35 markers placed on gymnasts and 4 markers locating uneven bars were recorded during all trials using a motion analysis system (10 Vicon T20 cameras @250 Hz). Three-dimensional joint kinematics of a 14-segment multibody system (i.e. trunk, head, arm, forearm, hand, thigh, shank and foot of left and right sides) were computed following ISB recommendations^{64,277}. Since the markers were placed to be visible throughout the movement, some corrections were applied to determine the anatomical axes of flexion, abduction and rotation (see Appendix).

A performance score was calculated as the horizontal coordinate of the CoM at re-grasp (time $t=T$) with respect to the high bar: G_H^T ⁵⁴. This CoM position relative to high bar corresponds to the moment arm of the body weight calculated around the bar in the sagittal plane to initiate the backward swing after an aerial forward rotation. Based on their average

performance score of the three CMFIF, seven advanced and seven novices were discriminated in groups of even number of subjects.

4.2 Simulation

To generate the optimal aerial techniques for each advanced and novice gymnasts, a parametric angle driven model was created through the Rigid Body Dynamics Library²⁷⁸ based on our previous model⁵⁴. The model was personalized according to an anthropometrical model and marker-based anatomical centers of rotation²⁷⁹.

For simulation purpose, knee, ankle, neck and wrist joint angles were fixed; movement of the trunk was assumed planar; and upper and lower limbs were actuated symmetrically throughout aerial phase. As the root segment, the trunk had three DoFs, \mathbf{q}_1 , (forward and vertical translations, and forward rotation) in the spatial reference frame associated to high bar. The hip flexion and abduction, the shoulder plane of elevation, forward elevation and rotation, and the elbow flexion and pronation-supination were seven driven DoFs, \mathbf{q}_2 . Based on the Euler-Lagrange equation without contact, the acceleration of the root segment $\ddot{\mathbf{q}}_1$ was a function of the multibody system state $\mathbf{x}(t) = [\mathbf{q}_1^t \ \mathbf{q}_2^t \ \dot{\mathbf{q}}_1^t \ \dot{\mathbf{q}}_2^t]^T$ and the joint accelerations $\ddot{\mathbf{q}}_2(t)$. This ordinary differential equation (ODE) was solved using a 4-5th order Runge-Kutta algorithm from the release state \mathbf{x}^0 to the final time, which corresponded to an event equation in the ODE solver. This event was defined as either the gymnast catching the high bar or her wrists passing beyond the high bar vertical plane.

4.3 Optimisation

For the two groups of gymnasts, optimal in-flight kinematics were computed from recorded release state parameters. First, the joint angle time histories of the model were fitted by quartic splines²⁸⁰. Quartic spline ensures a good fit of actual joint kinematics in CMFIF⁵⁴ with only 36 parameters that consist in four nodes plus one time derivative at the last node for the seven joint angle of the model, plus the total time.

The spline parameters were optimized to obtain in-flight kinematics that maximizes the performance criterion defined as the horizontal coordinate of the centre of mass relative to

the high bar: $J = \max_{[x,t]} G_H^T$, under nonlinear constraints. The optimized kinematics and the time derivative of the final state were bounded with respect to the maximal values measured in the 42 actual trials.

The nonlinear constraints were: successful re-grasp is defined by wrist back under the bar and finger joint in front above it; the hand mediolateral axis collinear ($\pm 40^\circ$) to the bar; and hand to hand distance between 0.2 and 0.6 m⁵⁴. For enhanced realism, crossing of the legs through the lower-arm or high bar were avoided using a line-cylinder intersection algorithm where leg was a line segment and lower-arm or bar were 3 or 2 cm radius cylinder respectively. The main G_H^T improvement with respect to our previous computer simulation model⁵⁴ was the implementation of a shoulder range of motion constraint that accounts for degrees-of-freedom interactions in order to avoid non-realistic solution²⁸¹. The method used for this implementation is described in Appendix 1.

4.4 Data reduction and statistics

Four groups of trials arose from the combination of expertise (novice vs advanced) and the optimisation (actual vs optimal). For all trials, performance scores (G_H^T) were obtained. In the meanwhile, components that relate to performance by the mean of controlling whole body and segments rotations were identified as: body rotation due to the release state (θ_{RS}), additional body rotation due to the change in moment of inertia ($\theta_{\Delta I}$) and complementary rotations of the legs (ϑ_{TRlegs}), arms (ϑ_{TRarms}) and trunk ($\vartheta_{TRtrunk}$) thanks to their transfer of angular momentum. These components were calculated using angular velocity of the body at release ($\omega_0 = \sigma_0 / I_0$), the moment of inertia time history ($I(t)$), and the segments angular velocity time histories (ω_i) such as:

$$\theta_{RS} = \omega_0(t_f - t_0), \quad (1a)$$

$$\theta_{\Delta I} = \int_{t_0}^{t_f} \frac{\sigma_0}{I(t)} dt - \theta_{RS}, \quad (1b)$$

$$\theta_{TRi} = \int_{t_0}^{t_f} \omega_i dt - \theta_{RS} - \theta_{\Delta I}. \quad (1c)$$

Pearson correlation matrices were chosen to estimate linear relationship between performance and rotation components in each group. Only coefficients of correlation with absolute values higher than 0.5 were considered to describe a correlation at 0.05 significance level (N=18 or N=24). At that point, the correlation matrix cross-products were used to verify variables non-collinearity. As numerous collinear relationships were identified between all independent variables, a stepwise multiple regression method was used to select from all rotation components only those significantly contributing to increase the performance prediction while avoiding collinearities²⁸². P-values, F-values and root mean square error of the resulting multiple linear regression models were also reported to validate the models. Then, for each group a predicted performance (y_{GH}^T) based on rotation components can be obtained based on the following regression equation:

$$y_{GH}^T = \beta_1 \cdot \theta_{RS} + \beta_2 \cdot \theta_{\Delta I} + \beta_3 \cdot \theta_{TRlegs} + \beta_4 \cdot \theta_{TRarms} + \beta_5 \cdot \theta_{TRtrunk} + c + \varepsilon, \quad (2a)$$

where β_{1-5} are each rotation component coefficient that is null when the corresponding component has no significant influence on performance, c is the intercept constant, and ε is the residual root mean square error in the model.

Finally, the relative contributions of release parameters, $x_{RS} = (\beta_1 \cdot \theta_{RS}) / (y_{GH}^T - c)$, variation in moment of inertia, $x_{\Delta I} = (\beta_2 \cdot \theta_{\Delta I}) / (y_{GH}^T - c)$, and the sum of segment angular momentum transfers, $x_{TR} = (\beta_3 \cdot \theta_{TRlegs} + \beta_4 \cdot \theta_{TRarms} + \beta_5 \cdot \theta_{TRtrunk}) / (y_{GH}^T - c)$, to the performance predicted by the regression model, y_{GH}^T , were identified for each group of trials verifying:

$$x_{RS} + x_{\Delta I} + x_{TR} = 1. \quad (2b)$$

A linear mixed-effects analysis was performed on performances and relative contributions of angular momentum, moment of inertia and momentum transfers to test the effects of expertise, optimization, and expertise*optimisation interaction in the same time. Linear mixed-effect method was preferred to a classical ANOVAs procedure in order to include a classical independent group comparison (novice *versus* expert), a repeated measures comparison (before *versus* after optimization), and account for inter-individual or

inter-trial effects in the same time with no need of normal distribution. Therefore, expertise, optimisation and expertise*optimisation interaction were defined as the fixed effects of the model while subject and trial corresponded to the random effects.

5 Results

When looking at correlations, the rotation component in recorded trials correlates the most with performance is additional rotation of the trunk relative to the whole body with coefficients of $r=0.86$ et $r=0.85$ for novices and advanced respectively. The correlation with optimised performance is smaller but still exists. In second, the rotation due to moment of inertia variation is also correlated for recorded ($r=0.78, 0.65$) and optimised ($r=0.50, 0.71$) trials of novice and advanced gymnasts. The proper rotation of the legs also correlates with performance in both recorded and optimised trials for advanced only ($r=0.73, 0.66$). Positive correlation is also found between rotation due to release state and novice recorded performance, while negative correlation is found for advanced optimised performance and isolated rotation of the arms. The correlation matrices also highlight positive correlation between rotation of the legs and moment of inertia variation or trunk rotation in advanced.

The stepwise multiple linear regression models for predicting performance from rotation parameters for each trial group are presented in **Tableau 10**. For all four groups, the largest coefficients are attributed to variation of inertia, while proper rotation of the legs shows no significant influence in the final model. Rotation of the trunk is also attributed coefficients for recorded performances, and novice optimised trials.

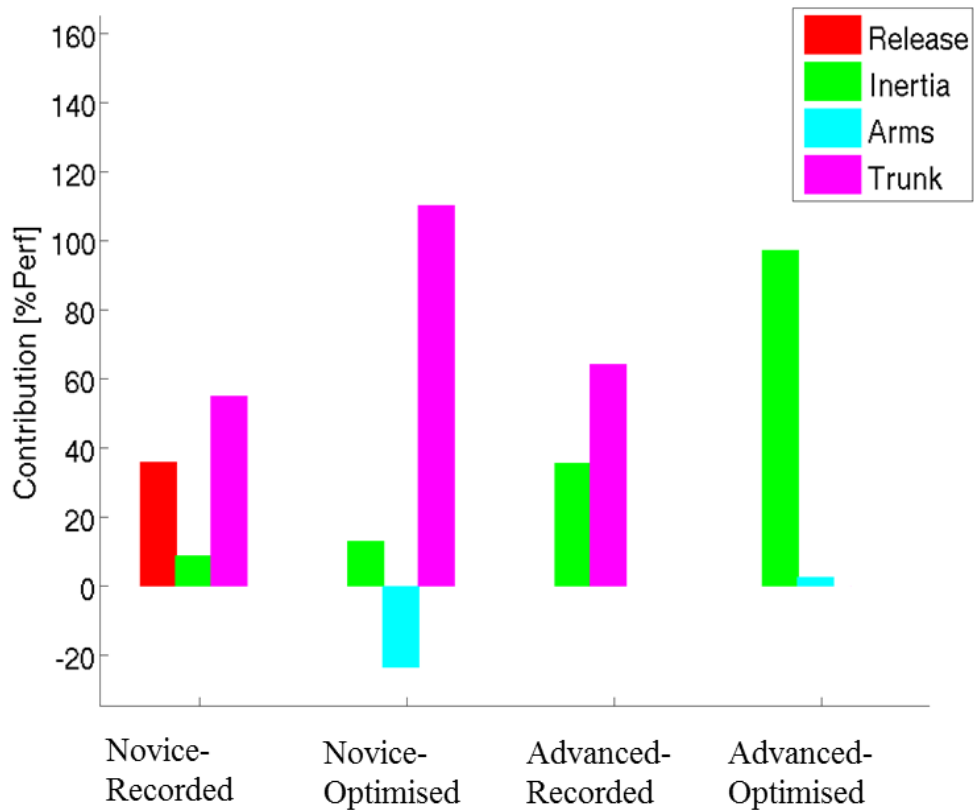


Figure 18 displays the percentage each significant contribution represents to the performance. Concerning relative contribution of parameters, variation of inertia is the most important only in advanced optimised performance. Besides, rotation of the trunk contributes itself for more than 50% to the final performance. Small coefficients and contribution of the arms also becomes significant in optimised performances. Lastly, release state helps to predict novice recorded performance only. *P*-values smaller than 0.001 (and root mean square errors < 0.05 cm) are found for each model indicating a very good confident interval above 99.9% of the model. In addition, no correlation is found between any of the selected predictive parameters in each model (**Tableau 10**). *F*-values for recorded trials are larger than for optimised trials indicating that at least one factor contributes with stronger evidence to predict performance.

Tableau 10: Multiple linear regression parameters for the independent rotation variables used to predict performance with matching p -values, F and $rmse$. * indicates parameters that contribute significantly ($p < 0.05$) to increase the regression model prediction precision.

	c	ϑ_{RS}	$\vartheta_{\Delta I}$	ϑ_{TRlegs}	ϑ_{TRarms}	$\vartheta_{TRtrunk}$	p -value	F -value	ε [m]
novice recorded	0.28*	0.11*	0.43*	-0.03	0.02	0.27*	0.000	98.53	0.0265
novice optimised	0.02*	-0.13	0.25*	-0.02	-0.02*	0.05*	0.000	22.45	0.0496
advanced recorded	0.28*	0.13	0.74*	0.03	0.01	0.30*	0.000	82.96	0.0285
advanced optimised	-0.13*	0.02	0.53*	0.03	-0.03*	0.05	0.000	15.70	0.0430

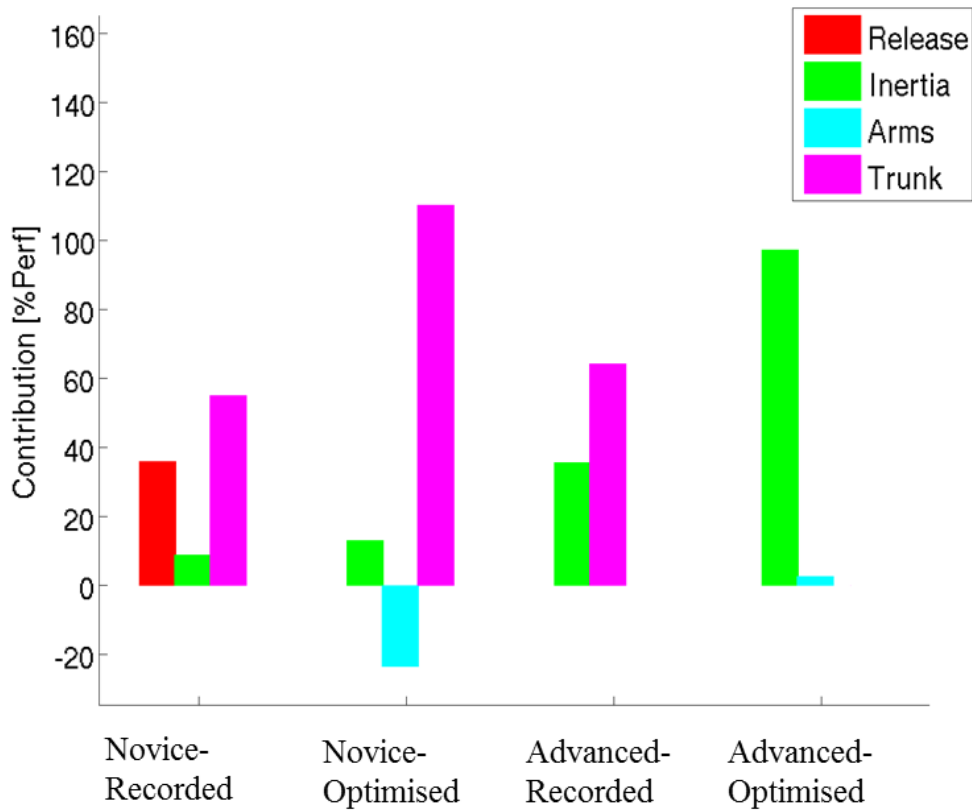


Figure 18: Average relative contribution of release state (red), change in inertia (green), or angular momentum transfer to the legs (blue), arms (cyan) and trunk (magenta) for each group of trials.

According to the mixed linear analysis, interaction between expertise and optimisation is significant to all contributions provided by the regression models (**Tableau 11**) and performance. In addition, individual fixed effect of expertise is also significant for release and moment of inertia contribution. Fixed effect of optimisation is significant for inertia and transfer contributions. Contribution of inertia variation is almost null in novice recorded trials, and increases quite constantly from novice recorded into novice optimised, expert recorded and expert optimised trials (When looking closer at transversal moment of inertia, average initial values are larger ($p=0.003$) in advanced than in novice gymnasts (**Figure 19**). In contrary, minimum moment of inertia attain during the flight is smaller ($p=0.000$) in advanced than in novice gymnasts. Further, in optimised trials, the minimum is reached earlier ($p=0.000$) than in recorded performances and a more reduced ($p=0.000$) moment of inertia remains at regrasp compared to recorded ones.

Tableau 12). Inversely, contribution of segmental momentum transfer is significantly smaller in advanced or optimal performances than their counterparts. However in regards with the expertise*optimisation interaction, only its contribution in novice recorded trials is significant and non-null.

Tableau 11 : Fixed effects of expertise, optimisation and expertise-optimisation interaction ($exp*opt$) on performance and release state x_{RS} , moment of inertia change $x_{\Delta I}$, and segmental momentum transfer x_{TR} contributions.

	$y_{G_H^T}$ (m)		x_{RS} (%)		$x_{\Delta I}$ (%)		x_{TR} (%)	
	p	F	p	F	p	F	p	F
Expertise	<0.001	51.02	<0.001	135.24	<0.01	7.55	0.34	0.91
Optimisation	<0.001	42.22	<0.001	248.9	0.63	0.23	<0.001	12.73
Exp*Opt	0.01	6.67	<0.001	106.67	<0.001	18.16	<0.001	47.16

When looking closer at transversal moment of inertia, average initial values are larger ($p=0.003$) in advanced than in novice gymnasts (**Figure 19**). In contrary, minimum moment of

inertia attain during the flight is smaller ($p=0.000$) in advanced than in novice gymnasts. Further, in optimised trials, the minimum is reached earlier ($p=0.000$) than in recorded performances and a more reduced ($p=0.000$) moment of inertia remains at regrasp compared to recorded ones.

Tableau 12 : Means and standard deviations of modelled performance $y_{G_H^T}$ and release state x_{RS} , moment of inertia change $x_{\Delta I}$, and segmental momentum transfer x_{TR} contributions of for each group of trials.

	$y_{G_H^T}$ (m)	x_{RS} (%)	$x_{\Delta I}$ (%)	x_{TR} (%)
	[mean \pm SD]	[mean \pm SD]	[mean \pm SD]	[mean \pm SD]
Expertise*Optimisation				
Novice recorded	0.01 \pm 0.10	36 \pm 16	9 \pm 11	55 \pm 13
Novice optimal	0.12 \pm 0.08	0 \pm 0	13 \pm 55	87 \pm 55
Advanced recorded	0.27 \pm 0.09	0 \pm 0	36 \pm 6	64 \pm 6
Advanced optimal	0.31 \pm 0.06	0 \pm 0	97 \pm 22	3 \pm 22

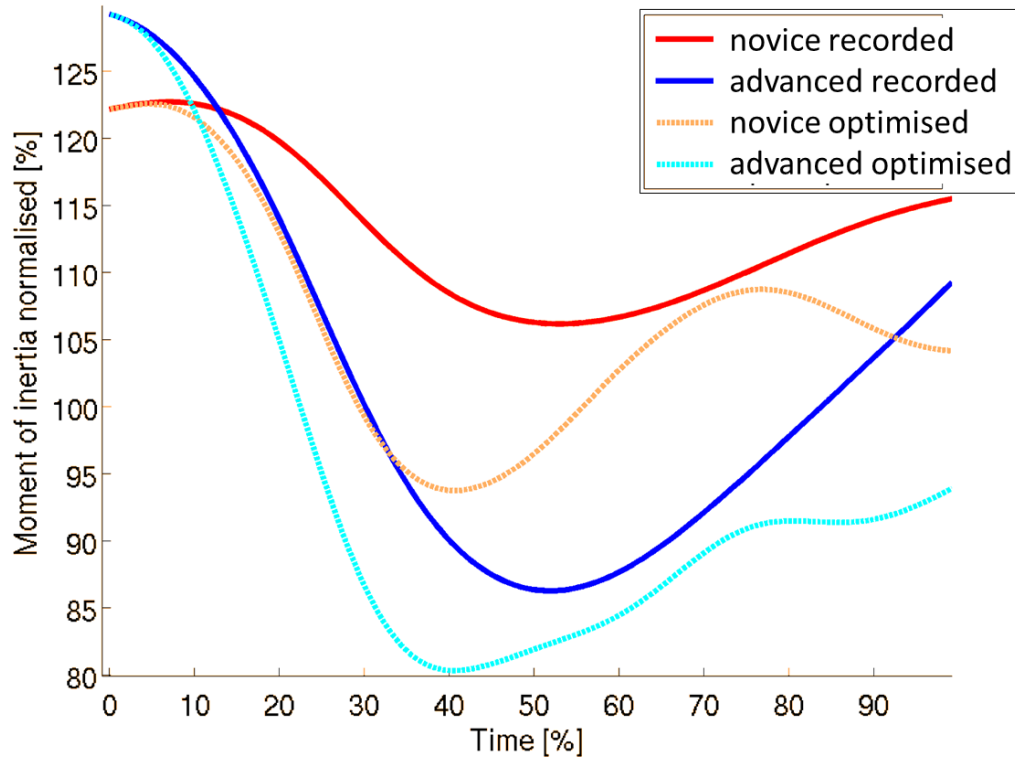


Figure 19: Average time-histories of the transversal moment of inertia normalised to the gymnast moment of inertia in anatomical position for each group of trials.

Focusing on the rotation of the legs, arms and trunk relative to the global body, main differences between groups appear in the second half of the flight. At regrasp, legs have rotated more in advanced trials but less in novices than the rest of the body. Arms have also rotated a little more than global body in all groups but the advanced optimal, however in all trial they rotate less than the rest of the body during the first half. Trunk is the only segment which rotated more than the global body in all groups. In addition, its differentiation from the rest of the body increases throughout the entire movement. Both expertise and optimisation increase the final additional rotation of the legs at regrasp.

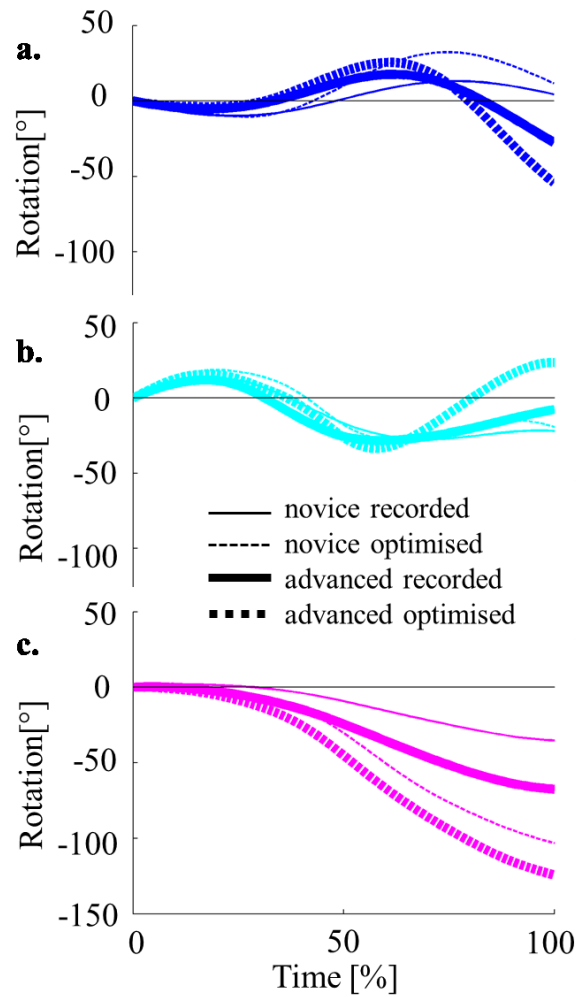


Figure 20 : Average transversal rotation time-histories of legs (a.), arms (b.), and trunk (c.) relative to the global body (0°) for each group of trials.

6 Discussion

This study aimed at estimating the relative contributions of contact and aerial biomechanical components to the performance of the CMFIF. Overall, results suggest that performance is influenced by contact and aerial components in terms of release state, moment of inertia reduction and proper segment rotation through angular momentum transfers. However, those contributions vary along different levels of expertise or through optimisation.

Among the three components of rotation related to performance, release state among trials was not statistically contributing to the level of performance in three out of four conditions. Although, release state directly induced by contact technique displayed significant differences between novice and advanced gymnasts²⁴⁸, its contribution appears not to increase from novice to advanced gymnasts. This result seems contradictory with previous studies on Tkatchev release skills that demonstrated the primary importance of linear and angular momenta for the successful performance of the skill^{283,284}. In novice recorded trials however, release parameters contributed to more than 30% of the performance. Those results might be due to the fact that the CMFIF is a low physically demanding skill that can be performed by novice gymnasts in whom release requirements might be demanding in a similar manner than Tkatchev releases were for expert gymnasts²⁸⁵. An energetic analysis of the different performances in regards to the gymnast physical condition might be of interest to investigate that question. Moreover, the release state contribution in optimised performances should be interpreted with caution since only aerial kinematics is optimised. Furthermore with optimal in-flight joint kinematics, the novice performance remains significantly inferior to advanced actual performance. Therefore, improving release state at early stage of learning acrobatics skills remains necessary.

More precisely however, the same body rotation may be obtained with a large angular momentum and a short aerial phase (novices) or inversely (advanced). In earlier studies, coordination and power were found the keys to produce large momenta during short push-off duration or swing^{261,262,286,287}, and large linear velocities toward the best direction for height and distance. An actual trade-off between those two elements was shown through the study of different types of back somersaults from simple (single tucked) to very difficult (double layout) by Hraski and Mejovsek (2004)²⁸⁸.

For CMFIF, angular momentum at release did not show significant differences between novices and advanced in previous study⁵⁴. Thereafter, the duration of the CMFIF flight phase before re-grasping the high bar remains the highest constraint. Larger vertical velocity of the body at release might be aimed at. The in-flight duration could be a key factor to change

moment of inertia and momentum transfer. While optimisation in the present study was limited to aerial phase, contact phase leading to the release state might be the focus of a future study. Furthermore, the evolution of the skill in the women gymnastics code of point is based on variations of the contact and push off technique from pike circle with toes on the bar as studied here, unto clear hip or straddle underswing before release²⁶⁰. Along with present results a good control of the aerial phase kinematics would be beneficial prior the learning of more difficult contact forms. Then according previous work, the optimisation of contact parameters in all those forms of swing is expected to rely upon gymnast strength and flexibility potential²⁸⁹ which could then be taken into account for an optimisation of this phase.

Later on, the interest for learning might come from the aerial components of performance at any learning stage. Precedent results based on optimized advanced technique⁵⁴ suggested three combined in-flight strategies helped improve performance: 1) increase hip flexion-abduction to reduce transverse moment of inertia, 2) transfer leg and arm angular momenta to the increase forward rotation of the trunk and 3) a straighter hand path to the bar. However, results were not applied to novices and relative contributions of release state, moment of inertia variation and angular momenta transfers were not quantified. Firstly in agreement, moment of inertia variation contributed to performance in all groups of trials. Its average contribution showed a significant continuous improvement from novice recorded trials, to novice optimised trials, advanced recorded trials, and finally advanced optimised trials.

In fact, transversal moment of inertia was decreased more in advanced than in novice gymnasts, starting from a slightly more stretched position (larger initial value) at release into a more piked and straddled position (smaller minimum value) in the air. Similar optimal adaptations in novices and advanced tended to decrease even more the minimum value, but mostly to adopt a small moment of inertia value for a longer period. Indeed the legs are straddled faster and then kept in straddle position until regrasp. Increased hip extensors and adductors flexibility as well as greater flexors and abductors strength might then be required,

since hip angular angle and torques limits implemented for the optimisation were based on the study of Sheets and Hubbard (2008)²⁹⁰ corresponding to an elite gymnast.

Brüggemann, et al. (1994)²⁶⁹ found a prevalent contribution of the legs angular momentum at release in Tkatchev performances. During the flight in the present results, trunk rotation displayed the largest correlation and contribution to performance in novice and advanced recorded trials. Therefore, gymnasts seem to rely on techniques that increase angular momentum transfer from limbs to trunk to improve their performance. The role of the arms in this process was also significant for novice optimised performances. Through aerial technique optimisation, momentum transfer contribution was indeed increased in novices but became insignificant to performance in advanced for whom no additional segment rotation relative to the whole body significantly influenced performance. The absence of significance of momentum transfer contribution in advanced optimised performances does not mean that transfer does not exist, but that the contribution of inertia to reach this stage predominates. As expected, transfer and moment of inertia contribution to that point might influence each other²⁷¹ and display collinearity factors as they are both related to legs kinematics. Therefore gymnasts might benefit from focusing on their moment of inertia reduction by piking and straddling their legs as much as they can rather than blocking their legs from rotating in order to rotate their trunk, even if the result might have similarities.

Finally, both novice and advanced gymnasts should focus toward improving their aerial technique. In fact, optimised trials suggest that novices could improve more from increasing momentum transfer between arms and trunk, while advanced mostly increase contribution of moment of inertia reduction. The ability of decreasing their moment of inertia is crucial to increase rotation speed throughout the aerial phase.

A significant difference was found between recorded and optimized advanced performances. Since optimal solutions respect physiological constraints based on gymnast measurement, this difference indicates that gymnasts from the present study were experts in

gymnastics, but were not able to perform the CMFIF without penalties. In addition, the optimisation criterion that we chose does not take into account the constraint to deal with variability inherent to the human movement due to noise present in the environment for example²⁹¹. Indeed, the further the gymnast center of mass distance from the high bar when the gymnast should catch is, the smaller the room for adjustments remains. For this type of acrobatic moves, if the gymnast misses the bar, not only the performance is unsuccessful, but the consequences of a fall might be large (e.g. hands or head would hit the floor first).

The gap between optimized novice and advanced recorded performances remains as large and significant as the one filled by optimising aerial technique. Still, the needs for refining contact technique seemed to contribute less than aerial technique can in novice gymnasts, which does confirm our hypothesis. Nevertheless, the different contributions of contact and aerial parameters in novice and advanced or recorded and optimised trials also confirms that a non-linear coaching approach focusing on varying aspects of the skill should be recommended²⁹². In addition, large variability observed in computed contributions advocates that gymnast's individualized non-linear learning might be even more appropriate.

7 Conclusion

Identifying the mechanical components of the body rotation is recommended to personalize acrobatic skills learning to the gymnasts or to the skill. For the CMFIF, the contribution of each mechanical component varied between novice and advanced gymnasts, but also between recorded and optimized techniques. Findings suggest that novices should be coached on both contact and aerial technique, since their optimal performance is lower than advanced recorded performance. Inversely, mainly improved aerial technique helped advanced gymnasts increase their performance. For both in regards to optimised aerial solutions, enabling larger change in inertia moment seemed the best perspective to improve their aerial technique. In addition the method proposed in this article could be applied to

other types of acrobatics skill to investigate if some general rules may be extrapolated to help coaches.

CHAPITRE 4: PERSONNALISATION D'UN ESPACE ARTICULAIRE SÉCURITAIRE APRÈS UNE RÉPARATION DE LA COIFFE DES ROTATEUR

Tandis que le chapitre 2 proposait une méthode pour mesurer l'amplitude articulaire de l'épaule, et que le chapitre 3 modélisait les mesures obtenues au sein d'un modèle cinématique pour la simulation et l'optimisation de mouvements réalistes, le chapitre 4 s'intéresse à la possibilité de personnaliser les amplitudes de mouvement sécuritaires chez des patients à l'aide d'un modèle de simulation musculo-squelettique. En particulier dans un domaine clinique, ce travail s'intéresse à caractériser l'amplitude articulaires de populations pathologiques, qui ne sont pas en mesure de réaliser des mouvements d'amplitude maximale sans risquer de complications. Dans ce cadre, la définition d'amplitudes sécuritaires de mouvements prendra son sens.

Ce travail vient compléter les travaux de M. Jackson et de T. Alenabi sur l'optimisation de la prise en charge des déchirures de la coiffe des rotateurs après leur réparation. Tandis que les travaux de M. Jackson s'intéressaient aux positions d'immobilisation¹²⁹, ceux de T. Alénabi s'intéressaient à l'activation de la coiffe des rotateurs lors de gestes mobilisant le coude et la main^{293,294}. Ce travail de thèse vient ajouter le mouvement de l'épaule en s'intéressant aux exercices passifs de rééducation. La combinaison de ces travaux s'est inscrite dans le cadre d'un projet de développement d'une orthèse dynamique proposée immédiatement après l'opération²⁹⁵. En premier lieu, cette orthèse devait permettre un ajustement de la position d'immobilisation du bras en fonction du type de déchirure. En second lieu, l'orthèse a été conçue pour que certains mouvements sollicitant certains muscles mais moindrement ceux de la coiffe des rotateurs puissent être réalisés à l'aide d'un pivot au niveau du coude et d'un piston entre le coude et la hanche^{293,294}. Un logiciel d'aide au positionnement de l'orthèse destiné aux chirurgiens a également été développé dans le cadre de ce projet à partir des amplitudes articulaires maximales et des positions optimales d'immobilisation.

ARTICLE 3

MECHANICAL RISK OF ROTATOR CUFF REPAIR FAILURE DURING PASSIVE MOVEMENTS: A SIMULATION-BASED STUDY.

Diane Haering, Yoann Blache, Maxime Raison, Mickaël Begon.

Sous presse dans le *Journal of Clinical Biomechanics*.

1 Contributions des co-auteurs

Cet article a été coécrit par Diane Haering, Yoann Blache, Maxime Raison, et Mickaël Begon. Les idées originales de cette recherche ont été développées principalement par Diane Haering lors de discussion avec Mickaël Begon et Monique Jackson, étudiante au post-doctorat de 2010 à 2012. La collecte et le traitement des données ont été réalisées principalement par Diane Haering en collaboration avec X. Robert-Lachaine. L'analyse des données a été réalisée par Diane Haering sous les conseils de Yoann Blache, étudiant au post-doctorat. La rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Diane Haering, puis Mickaël Begon, Yoann Blache et Maxime Raison ont effectué les révisions de l'article où ils ont fait part de leurs commentaires et critiques.

2 Introduction

Despite improvements in rotator cuff surgery techniques, re-tear rate remains above 20% and increases with tear severity¹⁰⁹⁻¹¹². Consequently, improved rehabilitation following surgery may contribute to decrease re-tear rate. Since functional outcomes expressing repair integrity were found to decrease after complete immobilization^{96,223}, early mobilisation with passive movements have been recommended^{132,296}. However, such protocols can also increase the risk of re-tear²⁹⁷. While optimization of immobilization poses based on mechanical estimation was addressed¹²⁹, design of early rehabilitation protocols still rely on empirical observations¹³¹. Shea, et al. (2012)²⁹⁸ showed that acute stress experienced by the

tendons during movement directly relates to repair failure by applying various loads on repaired cadaveric cuff tendons. Therefore, the lack of evidence that the stress experienced by the healing tendons is held within safe limits may explain this increased risk. An investigation of the mechanical stress in the rotator cuff tendons during rehabilitation exercises related to tear characteristics is then required.

In fact, rehabilitation protocols aim at restoring maximal post-operative shoulder function while minimizing stress in the repaired tendons^{131,133,299}. Therefore, the level of muscle activation, the orientation of the arm, and the movement amplitude during exercises are determinant. Exercises with maximal range-of-motion such as internal and external rotations or elevations in the planes of flexion, abduction and scaption (*i.e.* in the scapular plane) are often reported in rehabilitation and evaluation protocols³⁵⁻³⁷. Pendulum exercises²⁴⁵ or scapular retractions³⁰⁰ are also found in a few studies. Among those, external rotations in supine position and various elevations were recommended after a supraspinatus repair^{36,301}. Inversely, all exercises and mostly scapular retraction were shown to dangerously activate infraspinatus or supraspinatus³⁶. Rehabilitation protocols are commonly composed of passive range-of-motion exercises, but no consensus about safe movements guidelines, such as the amplitude and direction, is defined yet^{36,296}. Optimal rehabilitation guidelines that allow maximal joint mobility with minimal stress in the tendon have been addressed^{129,130}, but there is still no consensus for rehabilitation exercises that would best manage both healing and functional objectives. An evaluation of rehabilitation exercises based on passive muscle stress estimation seems appropriate to define amplitude of movement not at risk for repair safety.

Muscle stress cannot be assessed during *in-vivo* exercises using non-invasive methods. Thus, rehabilitation protocols evaluation is usually limited to functional outcomes comparisons^{131,223}. Such an approach is neither immediate nor preventive. From a mechanical point of view, tendon force and consequently tendon stress increase with both passive muscle forces augmentation (depending on joint configuration that modifies the length of the muscle-tendon unit)³⁰² and active muscle forces increase related to muscle

activity³⁰³. Then, limitation of active motion for six weeks following surgery reduces the risk for failure^{127,131} by keeping the stress in the healing tendon as low as possible for any given position. Along this perspective, Murphy, et al. (2013)³⁶ evaluated the rotator cuff muscle activity during rehabilitation exercises using fine wire electromyography³⁶. However, electromyography is insufficient to estimate the total stress applied to the tendon especially its component due to passive muscle-tendon lengthening. Musculoskeletal models based on Hill-type muscle can include the passive tendon and muscle components to better estimate this passive stress during passive movement. In fact, a similar approach was used to predict *in vivo* stresses in the patellar cartilage during strengthening exercises^{304,305}. Furthermore in comparison with longitudinal studies, simulation is a fast and convenient way to control and test injury related variables such as tear type and size. Consequently, musculoskeletal models coupled with forward kinematic simulation seem a promising alternative to evaluate passive rehabilitation protocols risk based on a tendon stress prediction³⁰⁶.

In addition to peak stress^{298,307}, surgery technique^{106,307}, tear type¹⁰³⁻¹⁰⁵, and tear size¹⁰⁶, are also related to risk of re-tear. The type of tear depends on the nature and number of torn rotator cuff tendons. The tear size is defined by the length of tendon avulsion during surgery. To the best of our knowledge, no study has investigated the effects of rehabilitation guidelines and tear characteristics (*i.e.* repaired tendon and tear size) on tendon stress during movement³⁰⁸. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effect of arm position during passive mobilisation on rotator cuff tendon stress after different type and size of tendon tears. For this purpose, safety space of movement was defined and used to test common rehabilitation exercises for mechanical risk. Further to the evaluation of rotator cuff activation during rehabilitation exercises using electromyography from Murphy, et al. (2013)³⁶, the present study uses musculoskeletal simulation to set apart safe and unsafe exercises considered to be performed passively. Since repair failure loads were shown to vary greatly according to the technique of the repair, results will be generated for three thresholds that correspond to distinctive single row techniques for which we know stresses to failure values. Namely those techniques were the simple technique made of two stiches, the arthroscopic technique consisting in a mini-open surgery, and the massive technique with

increased number of stitches³⁰⁷. Increased tear size is mainly expected to reduce safe range of elevation. Inversely, number and nature of repaired tendons are expected to mainly influence the amplitude and direction of movement safe for early rehabilitation.

3 Methods

3.1 Participants and kinematical procedure

Eight male and eight female right handed healthy subjects (24±4 years, 69±11 kg, 171±10 cm) without history of shoulder pain or injury volunteered after giving their informed consent. The protocol was approved by the local University ethics committee (CÉRSS-2010-1013-P). Prior to the test, in line with a combination of Jackson, et al. (2012)¹⁸² and Fohanno, et al. (2013)⁴⁹ models, 43 skin reflective markers were placed on the pelvis (4 markers), thorax (6), right clavicle (6), scapula (8), humerus (7), forearm (8) and hand (4). Each participant performed six setup trials for locating pelvotheracic, sternoclavicular, acromioclavicular, glenohumeral, elbow and wrist joint and/or axis center.

Subjects were manipulated through a passive protocol composed of seven range-of-motion trials describing three-dimensional (3D) shoulder space of movement as fully described in Haering, et al. (2014)²⁴⁶. In each trial, the arm was moved through maximal elevations in one of seven planes distributed between end range external and internal planes of elevation (**Figure 21a**) with maximum internal and external rotations performed at every 30° of elevation (**Figure 21b**). The elbow was maintained in 90° flexion during this protocol. In addition, passive rehabilitation exercises as elevations in planes of flexion, scaption and abduction at constant low speed (max. 36°.s⁻¹) were performed³⁵⁻³⁷. Each subject was manipulated by one of two operators through the entire protocol. Each trial was recorded by an 18-camera VICON system at 150 Hz.

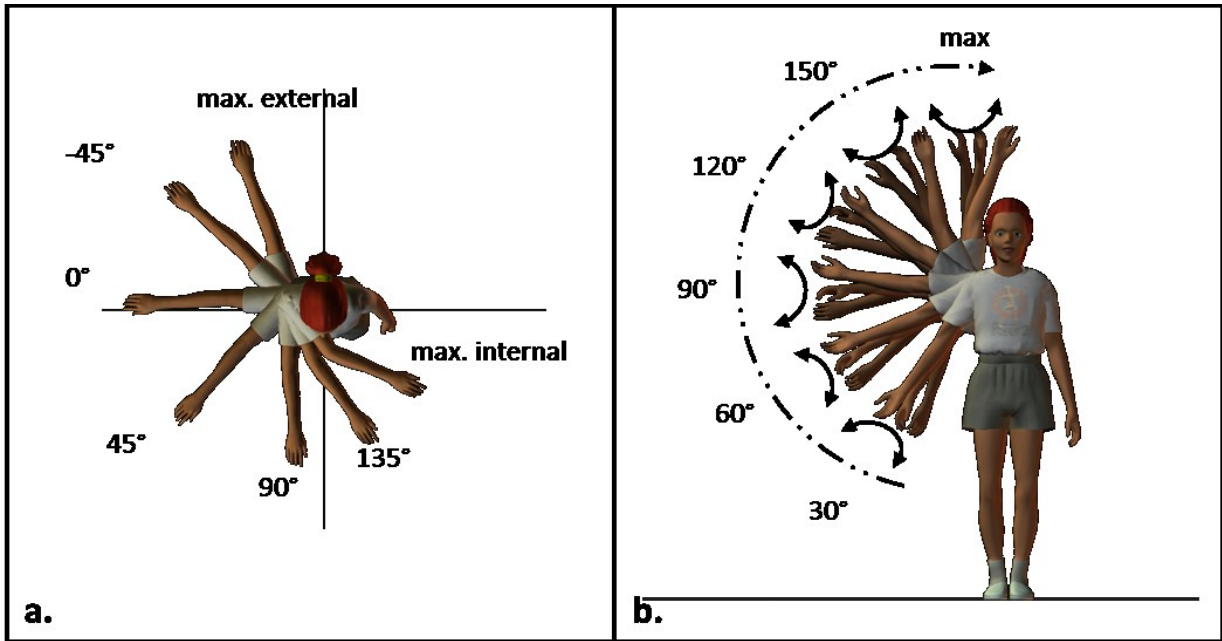


Figure 21: The seven planes of elevation (a) and maximal internal-external rotations (b) performed during range-of-motion elevation trials. For clarity, movement are pictured with extended elbow, while actual trials were performed with 90° flexion.

A kinematical model with a closed loop at the scapulothoracic pseudo-joint including pelvis, thorax, clavicle, scapula, humerus, forearm and hand was personalized using SCoRE and SARA algorithms for locating joint centres and axis based on setup trials^{185,240}. A nonlinear least squares algorithm was used to reconstruct 3D angular joint kinematics for both passive range-of-motion trials and passive rehabilitation exercises³⁰⁹. Plane of elevation, elevation and axial rotation angles for the glenohumeral and thoracohumeral joints were both extracted for further analyses in this study following the ISB angle sequence recommendation⁶⁴ with corrected axial rotation for easier understanding^{212,246}. Before computation of average safety spaces of movement for several types and sizes of tears, an average 3D passive space of movement was obtained from the range-of-motions trials encompassing all recorded glenohumeral angle-angle-angle poses²⁴⁶.

3.2 Musculoskeletal model

A musculoskeletal model (Anybody[®] T/S, Aalborg, Denmark) of the rotator cuff was implemented with segmental parameters and rotator cuff muscle origin/insertions from the Delft shoulder model³¹⁰. It includes humerus and scapula, and the four rotator cuff muscles namely, subscapularis, supraspinatus, infraspinatus and teres minor (**Figure 22**). Three degrees-of-freedom (DoFs) in rotation defined the glenohumeral joint (**Figure 22a**). Each muscle is represented by six paths modeled by Hill-type muscle-tendon actuators based on Langenderfer, et al. (2004)¹⁰⁸ muscle properties. Anybody's muscle lengths were also adjusted accordingly. As muscle physiological functional lengths are supposed to vary between 0.5 and 1.5 times their optimal length³¹¹, each muscle path lengths were scaled to fit that range.

To prevent all muscle lines of action from penetrating inside humerus, scapula or glenohumeral joint capsule throughout the entire shoulder range-of-motion, humeral head, glenoid cavity, humeral shaft, lateral edge of the scapula and coracoid process wrapping objects were modified as detailed in subscapularis material (Appendix 1). Specifically, all four muscles wrap around humerus head and glenoid cavity ellipsoids; all except the supraspinatus also wrap around a humerus shaft cylinder; infraspinatus and subscapularis circumvent a scapula lateral edge cylinder as well; finally, the subscapularis 1st to 3rd muscle lines of action are constrained down a coracoid process cylinder (**Figure 22b**).

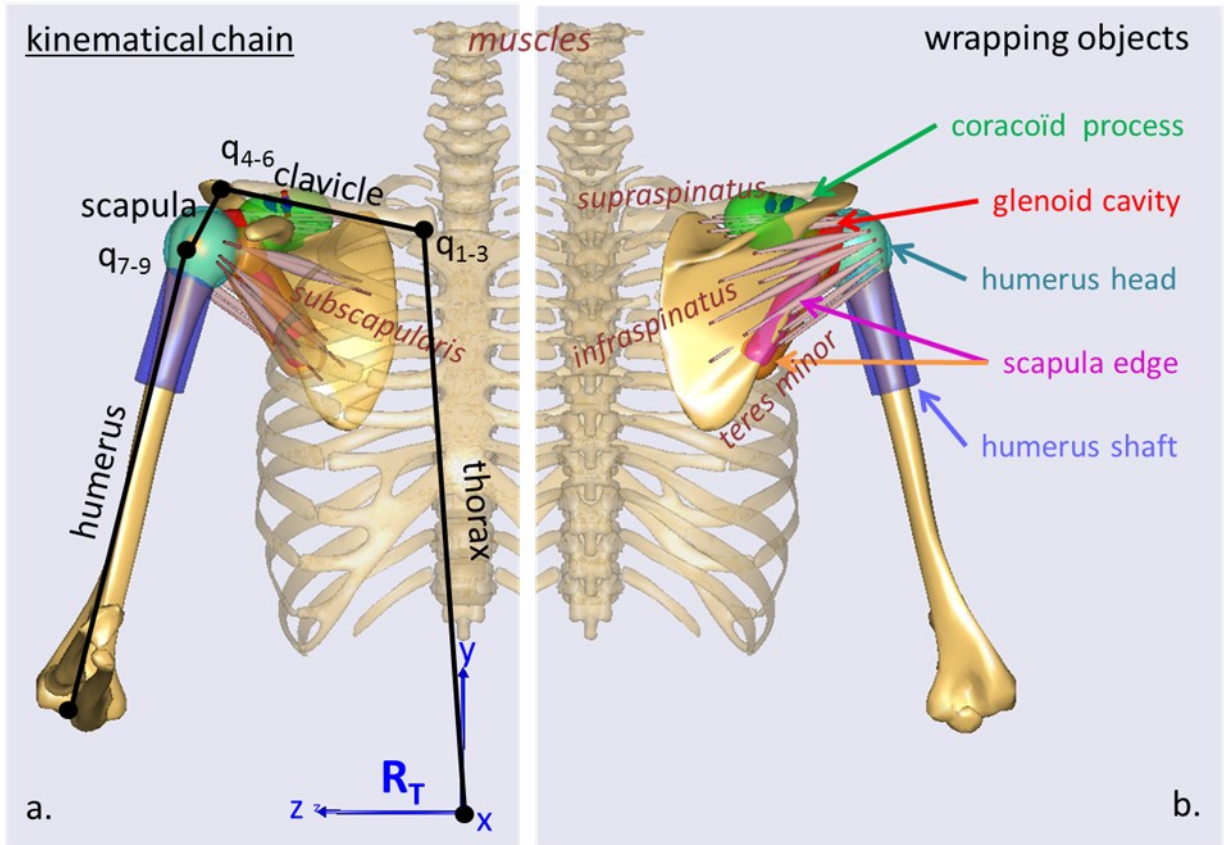


Figure 22: The musculoskeletal model representation composed of a) the 4 segments and 9 degrees of freedom (q_{1-9}) of the kinematical chain, b) wrapping objects, and a) & b) the lines of action of the rotator cuff muscles.

3.3 Simulation analysis

All feasible arm orientations included in the shoulder space of movement when varying plane of elevation, elevation and axial rotation angles independently by 5° steps, were tested in the musculoskeletal model. Through forward kinematics in each pose, the total lengths of the rotator cuff muscle-tendon units (L_{mt} [m]) were obtained. The tendon force (F_t [N]) was then determined based on the following system of equations such that 1) the sum of tendon length (L_t [m]) and muscle length (L_m [m]) equals the total muscle-tendon length³¹², and that 2) tendon force equals muscle force (F_m [N]):

$$F_t(L_t): \begin{cases} L_{mt} - L_t - L_m = 0 \\ F_t - F_m = 0 \end{cases}$$

where:

$$F_t = pcsa_t \times T_t \times e^{J_t((L_t-L_{0t})/L_{0t}(k_t-1)-1)} / e^{J_t-1},$$

$$F_m = pcsa_m \times T_m \times e^{J_m((L_m-L_{0m})/L_{0m}(k_m-1)-1)} / e^{J_m-1},$$

and indexes m and t denote the muscle and tendon, respectively.

The parameters of the equations are the physiological cross sectional area ($pcsa$), tension (T), shape parameter (J), tendon slack length (L_0) and tendon stiffness (k) of tendon or muscle, respectively¹⁰⁸.

Range-of-motion simulations were performed for three tear types (supraspinatus alone, supra+infraspinatus, or supraspinatus+subscapularis) commonly reported in the literature¹⁰³⁻¹⁰⁵. Five sizes (0 cm, 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm or 2 cm) that were shown to influence the risk of repair failure¹⁰⁶ were also modelled by subtracting these values to repaired tendons slack length. Corresponding average rotator cuff passive stresses were computed in each possible position by dividing tendon forces by their respective tendon cross sectional areas¹⁰⁸.

Safe arm orientations were finally discriminated from unsafe orientations by applying stress thresholds on repaired tendons based literature data. Respective stress of 27, 30, or 40.5 N.m⁻² were then obtained for simple, arthroscopic, or massive stitches techniques by dividing . Those thresholds were based on average stresses to failure reported in literature lowered by three standard deviations^{298,307}, scaled to specific tendon areas¹⁰⁸, and divided by a safety factor equals to 10^{114,115}. For uninjured muscles, it was assumed that all rotator cuff tendons could withstand similar stresses^{313,314}.

For interpretation, a two-dimensional kinematic data reduction was applied. For this purpose, planes of elevation corresponding with average ($\pm 10^\circ$) planes for abduction, scaption and flexion recorded were discriminated. From these two-dimensional kinematic data, reduction was further applied to differentiate elevations performed with either external ($< -5^\circ$), neutral or internal ($> 35^\circ$) humeral axial rotation based again on recorded data distribution.

4 Results

Results are fully presented for the simple stitches technique, considered as the most critical of the three studied repair techniques. Arising recommendations for clinicians also accounting for arthroscopic technique, that have become the most popular, or for the massive stitches technique are depicted in supplementary material (Appendix 2).

4.1 Tear size and type effects

Overall safe volume of movement decreases as tear size increases for any type of injury (**Figure 23**). Internal (positive) rotation of the arm increases risk as tear size increases, especially when the arm is moved through most posterior (negative) and most anterior (positive) planes of elevation (**Figure 24**).

As displayed by **Figure 23**, different safety volumes of movement were found for each type of tear. They represent between 15% for a supraspinatus+subscapularis 20 mm tear and 92% for a supraspinatus tear with no tendon evulsion of the average healthy volume of movement. In addition to increased tear size, safe volume of movement decreases when supraspinatus tear is coupled with infraspinatus or subscapularis. Furthermore, safety spaces in cases of supraspinatus+subscapularis tears are smaller than in the presence of supra+infraspinatus tears.

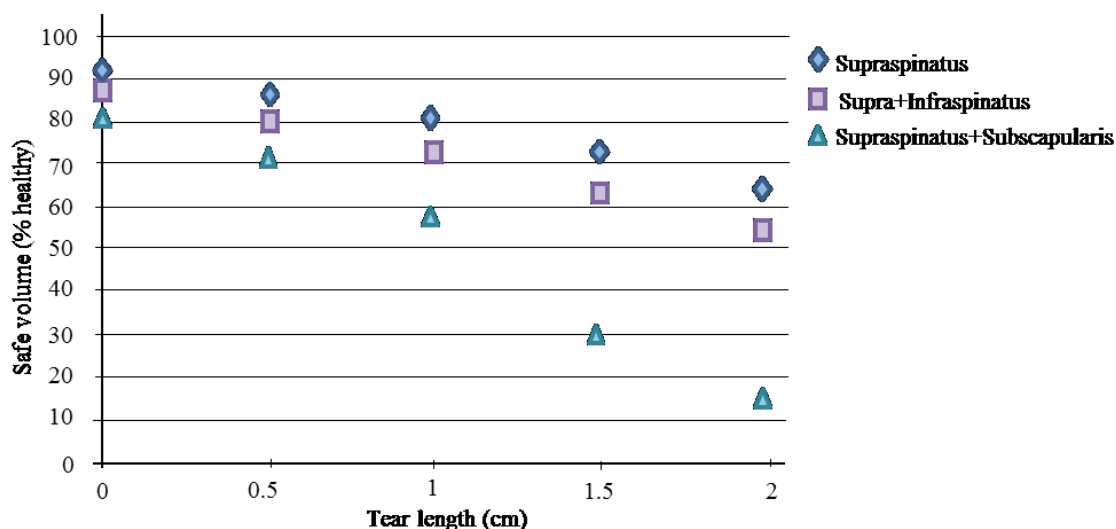


Figure 23 : Evolution with tear sizes of safe range-of-motion volume with supraspinatus, supraspinatus +IF and supraspinatus +subscapularis tear sizes.

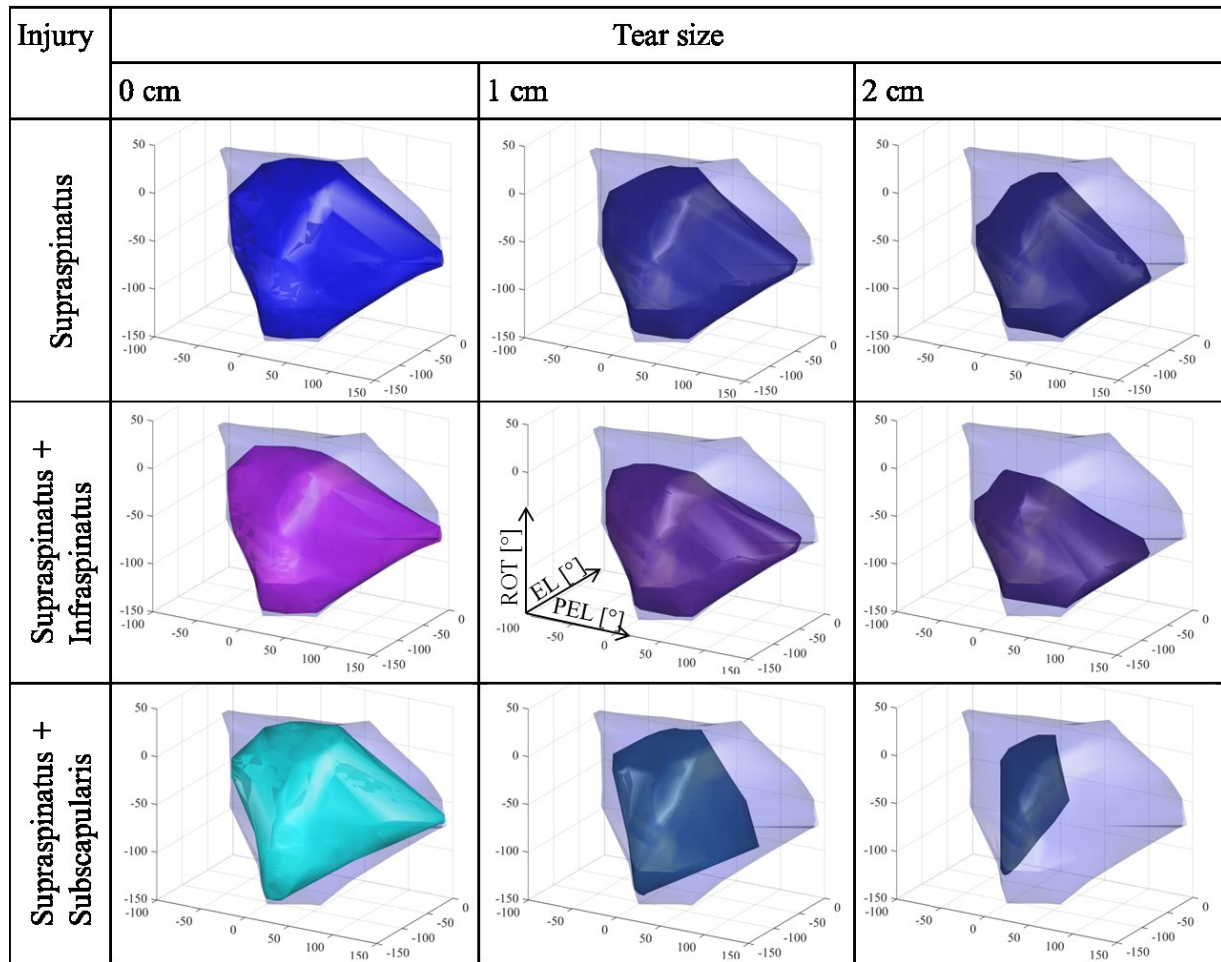


Figure 24 : Three-dimensional safe glenohumeral spaces of movement for supraspinatus, supra+infrapinatus and supraspinatus+subscapularis tears with 0 mm, 10 mm or 20 mm tears relative to the average healthy space of movement represented in transparent. Spaces of movement are represented in a plane of elevation (PEL), elevation (EL), axial rotation (ROT) referential graduated in degree [°].

To give a simplified but more evident portrait of amplitude and direction of movement loss after rotator cuff repairs, safe ranges of plane of elevation, elevation and axial rotation are summarized in **Tableau 13** for 20 mm tears. Range of planes of elevation, as horizontal flexion at 60° of glenohumeral elevation, ranges elevation in flexion and abduction, and range of axial rotation with the arm at 60° of glenohumeral scaption are detailed to describe

space of movements where most rehabilitation exercises are executed. Maximal decrease in safe range-of-motion caused by 20 mm tears varies from 1% in plane of elevation following supraspinatus or supra+infraspinatus tears to 54% in flexion and rotation following supraspinatus +subscapularis tears (**Tableau 13**).

Coupled with restricted elevation, amplitude of movement along other DoFs are affected with additional infraspinatus or subscapularis tears and increased size of injury. First, movements in the most anterior and most posterior planes of elevation can be deleterious in case of increased size of any type of tear but even more if subscapularis is torn.

Tableau 13 : Two-dimensional maximal safe range-of-motion for uninjured tendons (reference) and 20 mm tears. Loss is quantified in % of the amplitude in uninjured condition.

Type of Injury	Horizontal flexion at 60° of elevation	Elevation in abduction	Elevation in flexion	Rotation at 60° of scaption
	[min max] (loss)	[min max] (loss)	[min max] (loss)	[min max] (loss)
None (reference)	[-45° 76°] (0%)	[10° 110°] (0%)	[10° 97°] (0%)	[-147° 15°] (0%)
Supraspinatus	[-44° 76°] (1%)	[10° 105°] (5%)	[10° 82°] (17%)	[-147° 10°] (3%)
+Infraspinatus	[-44° 76°] (1%)	[10° 102°] (8%)	[10° 77°] (23%)	[-145° -42°] (36%)
+Subscapularis	[-34° 31°] (46%)	[27° 105°] (22%)	[42° 82°] (54%)	[-65° 10°] (54%)

4.2 Rehabilitation exercises

According to **Figure 25**, all the recorded exercises pass through unsafe poses whatever the tear type and size. First, a large inter-trial variability of glenohumeral kinematics is highlighted. Especially, axial rotation was greatly varied from one subject to another. For all types of movements and tears tested, mainly glenohumeral elevations below 25° or above 75° exceed safe movement spaces. In more details, elevation below 27°, 31°, and 38° or above 75°, 71°, and 65° are unsafe for 0 mm, 5 mm, and 10 mm supraspinatus tears alone, respectively, while any height can be critical for larger tears.

Regardless of tear size, abduction appeared to be safer for supraspinatus only or supra+infraspinatus tears, while flexion may be preferred in case of supraspinatus+subscapularis tear during early rehabilitation throughout most of the elevation range (**Figure 25**). In addition, for supraspinatus tears only, axial rotation seems rarely involved without low or high elevation into unsafe poses. Nevertheless, most internal rotated poses seem to increase risk along with tear size especially coupled with low elevation or infraspinatus tear. For example, rotations above 8°, 3°, -5°, -7° and -15° are not safe in case of 0, 5, 10, 15 or 20 mm supra+infraspinatus tear, respectively. On the opposite way, external rotation limit is overpassed in all elevation for supraspinatus +subscapularis tears larger than 10 mm.

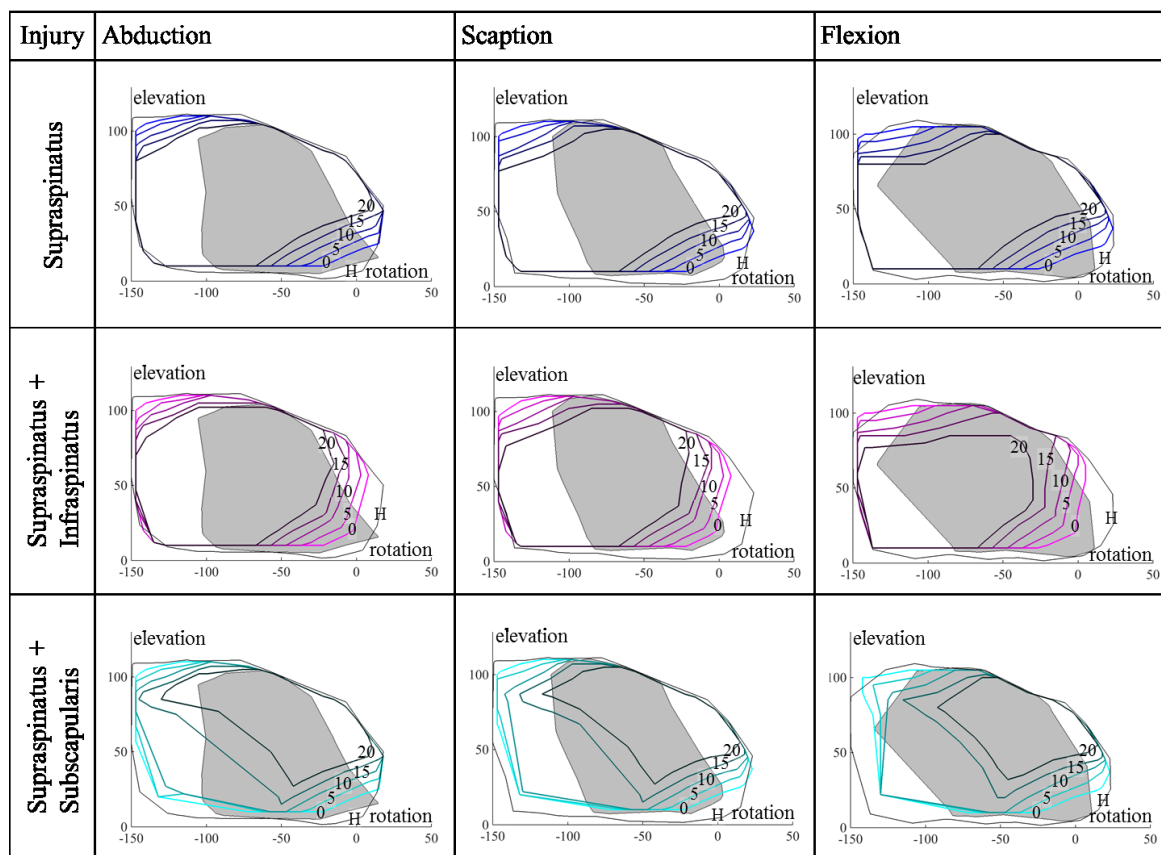


Figure 25 : Rehabilitation exercises stress-based evaluation using glenohumeral safe space of movement plane of elevation slices after simple repair. Grey surfaces represent areas reached during recorded rehabilitation exercises, while colored perimeters limit the 0 mm (light) to 20 mm (dark) areas considered to be safe for corresponding or inferior tear sizes. Angles of elevation and rotation in the presented plane of movement are represented in degrees [°].

5 Discussion

Mechanical risk associated with stress in repaired rotator cuff tendons during passive movements of the arm and the effect of type and size of tear were investigated using musculoskeletal simulation. We found that all rotator cuff tendons might be loaded over their repair strength during rehabilitation exercises. Stresses obtained in the present study were relied on assumption of inactive muscles and rely on joint configuration only. Those additional passive stresses increase the risk of re-tear caused by supraspinatus and infraspinatus activation reported in the literature^{36,315,316}. A Hill-type muscle model including EMG measurements and a muscle activation calibration may be of interest to further investigate the whole dynamic problem and investigate the relative contribution of muscle activity level *versus* shoulder configuration into the risk for failure during rehabilitation exercises. Therefore safety movements proposed here should be interpreted for fully passive movements solely.

Quantitative and qualitative reductions in 3D range-of-motion spaces were observed with respect to type and size of tear. As hypothesized, safety range-of-motion volume decreased when tear size increased or when supraspinatus tear was coupled with another tendon tear because of the antagonistic roles of the cuff muscles^{317,318}. This decrease in safety range-of-motion is also coherent with the increased risk for re-tear associated with multiple¹⁰³ and larger¹⁰⁶ tears. Due to supraspinatus tear, lowest and highest elevations were the most affected. Glenohumeral elevations above 75° (thoracohumeral ~110°) can jeopardize repair integrity, however these elevations measured on healthy subjects may actually not be reached by patients due to increased pain, stiffness or antagonist activation and decreased muscle strength^{318,319}. In agreement with previous studies^{320,321}, elevations below 30° were found to cause excessive stress in the repaired tendons. Those results also concur with optimal immobilization postures found previously between 58° and 109° of elevation¹²⁹. Partly along with our first hypothesis, increase of supraspinatus tear size mostly decreased range of elevation.

Additional loss in safe range-of-motion with infraspinatus tear was smaller than with subscapularis tear, because limited internal rotation is already partially excluded due to supraspinatus tear³²⁰, while external rotation or adduction restriction due to tear is only associated with subscapularis³¹⁷. For immobilization, arm should also be placed in more anterior planes of elevation and with more internal rotation for supraspinatus+subscapularis than supraspinatus and supra+infraspinatus tears¹²⁹. Type *versus* size of tear, respectively, participated more in characterizing the safety space shape *versus* volume size. Therefore, results agree with our second hypothesis showing tear type mainly influence safe amplitude of movement along plane of elevation and axial rotation.

A large glenohumeral kinematic variability, especially in terms of axial rotation, is observed between rehabilitation trials. This large variation was induced by the absence of instruction about axial rotation during manipulation, and the difficulty to predict glenohumeral axial rotation from surface markers¹⁷⁰. Thanks to this large variation, safe and unsafe patterns may be discriminated. For example, internal rotation coupled with low elevation or supra+infraspinatus tear should be avoided, while external rotation must be limited in case of supraspinatus+subscapularis tear. In fact, previous stress estimation on cadaveric rotator cuff repaired tendons displayed unsafe stress during internal rotation^{320,321}. In agreement with anatomical observation³¹³ movements with the arm externally rotated or posterior to scapular plane make subscapularis tendon more vulnerable and should be avoided. However, no instruction about axial rotation was given during those trials, so it may be recommended to reach towards more internal (*e.g.* in case of supraspinatus+subscapularis tear) or external (*e.g.* in case of supra+infraspinatus tear) rotation in order to increase margin from unsafe poses.

The main limitation of the present study relies on the use of a unique musculoskeletal model based on an average male anthropometry to test all subject kinematics. Since only angle kinematics are input in our model, scaling the bones geometry based on the size of the subject would not be expected to change the results. Other variations in bones geometry are then supposed to be minimal, and would only possibly have been measured through invasive

X-rays or expensive MRI data. The second limit is that, the measurement of average range of motion focused on a young and healthy population. Although older people are the most affected by rotator cuff tears¹²³, this injury is also widely reported in overhead athletes³²². While mostly abduction and external range of motion is decreased in elderly people²¹⁶, decrease in internal rotation was observed in athletes^{134,323}. Young and healthy subjects are expected to identify most of all possible unsafe position including those that are lost in one of those populations.

In addition, physiological or muscle characteristics (*e.g.* pain, muscle stiffness, fatty infiltration...), previously reported to affect repair safety were not accounted either into our model^{130,324,325}. The method described in the present study could be used to later investigate the role of these characteristics onto safe movement for repaired cuff tendons, however all of those characteristics were not shown to be of primary importance for long-term recovery^{324,326}. In order to avoid inter-articular interaction, the musculoskeletal model was limited to the humerus, scapula and rotator cuff muscles, whereas impairments of the long head of the biceps are often associated with supraspinatus or subscapularis tears and re-tears³²⁷. Long head of the biceps participates in limiting arm extension and external rotation mostly at low elevations³²⁸. Those are already excluded from safety space of motion after any type and size of rotator cuff tear. In fact, long head of the biceps would usually rupture later than to the supraspinatus³²⁹. Thereafter, repair of the biceps tendon might not be put at risk when respecting safe amplitudes proposed here for supraspinatus tears.

In addition, all muscles lengths estimated through simulation were based on glenohumeral kinematics recorded on healthy subjects, while relative contribution of glenohumeral joint is known to vary in compensation for shoulder injury during active arm elevation³³⁰. Hence, thoracohumeral results proposed in appendix may be underestimated, as thoracohumeral-glenohumeral elevation ratio in patients may be increased. Numerous glenohumeral poses that were tested in the present study may also not be reached by patients with rotator cuff tear. However, poses that are not reached cannot be harmful for the subject; consequently present results might overestimate muscle stress but not

jeopardize repair safety. Finally, muscle parameters used to estimate passive stress are themselves extracted from a cadaveric study based this time on two female¹⁰⁸. Then, another scaling of the muscle lengths obtained theretofore was performed to adjust the amplitude of muscle length variation throughout range-of-motion to the optimal fiber length from the cadaveric data.

Threshold for maximal stress allowed in the muscles were based on studies realized on cadaveric shoulders, whereas mechanical stress to failure was found to decrease down to 61% lower than for living tissues³³¹. Thus, we expect the thresholds we set in the present study to be slightly underestimated. In addition, viscous property of the tendon is not accounted for in our stress calculation, because movements were realized at relatively low and constant speed. Moreover, only supraspinatus muscles were tested in those studies, whereas tendons stresses to failure can vary greatly, as shown between patellar and Achilles tendons^{332,333}. However, rotator cuff muscles actually merge into a unique tendon and therefore can be expected to display similar properties.

6 Conclusion

Full amplitude in passive arm abduction, scaption, and flexion may produce stress large enough to cause repair failure. Mostly low and high elevations, internal rotation and external rotation can jeopardize supraspinatus, infraspinatus or subscapularis repairs integrity, respectively. This study reinforces that early rehabilitation exercises performed immediately after repair might be deleterious. However, with special care on arm rotation or restricted range of elevation, the present results support that abduction, scaption and even flexion can be performed safely during early rehabilitation when tear size is smaller than 15 mm.

7 APPENDIX 1. Wrapping objects geometrical description.

7.1 Wrapping objects defined in the Humerus segment

```
/*Glenohumeral head ellipsoid */
AnyRefNode art_gh_hum = {
    //Center and radius of the ellipsoid
    sRel = {-0.003444+0.002, 0.009615-0.0035 , -0.008172-0.002}+.Offset;
    AnyVar Radius = 0.0266;
    //Points with 90° to control the scaling of the ellipsoid
    AnyVec3 P1 = {(-0.003444+Radius), 0.009615 , -0.008172}+.Offset;
    AnyVec3 P2 = {(-0.003444), 0.009615+Radius , -0.008172}+.Offset;
    AnyVec3 P3 = {(-0.003444), 0.009615 , -0.008172+Radius}+.Offset;
    //Distances from srel to P1, P2 and P3
    AnyVar P1Radius = 1.15*((sRel[0]-P1[0])^2+(sRel[1]-P1[1])^2+(sRel[2]-P1[2])^2)^0.5;
    AnyVar P2Radius = 1.05*((sRel[0]-P2[0])^2+(sRel[1]-P2[1])^2+(sRel[2]-P2[2])^2)^0.5;
    AnyVar P3Radius = 0.9*((sRel[0]-P3[0])^2+(sRel[1]-P3[1])^2+(sRel[2]-P3[2])^2)^0.5;
    // This ellipsoid is the only way to ensure muscle insertation remain outside the surface
    AnySurfEllipsoid art_gh_humSurf = { Radius ={ .P1Radius,.P2Radius,.P3Radius}; };
}; // End glenohumeral joint surface

/* Humerus shaft cylinder */
AnyRefNode collum_hum_teres_minor = {
    // Origin of the cylinder
    sRel = {0.005-0.0025, -0.1, -0.01}+.Offset;
    // Two other points defining principal and secondary cylinder axes in rotation matrix
    AnyVec3 P2 = {0.0, 0.04 , 0.0}+.Offset;
    //End point
    AnyVec3 P3 = {0.0, -0.1 , 0.01885}+.Offset;
    //Point used for radius
```

```

AnyMat33 Mat = RotMat(sRel,P3,P2);
// Switch the columns to compensate that cylinder has main axis along the zaxis
ARel = { {Mat[0][2],Mat[0][0],Mat[0][1]},
         {Mat[1][2],Mat[1][0],Mat[1][1]},
         {Mat[2][2],Mat[2][0],Mat[2][1]} };
// Cylinder radius, length and cap sphericity ratio
AnySurfCylinder collum_hum= {
    Radius = 0.65*((.sRel[0]-.P3[0])^2+(.sRel[1]-.P3[1])^2+(.sRel[2]-.P3[2])^2)^0.5;
    Length = 0.90*((.sRel[0]-.P2[0])^2+(.sRel[1]-.P2[1])^2+(.sRel[2]-.P2[2])^2)^0.5;
}; // End collum_hum
}; // End collum_hum_teres_minor

```

7.2 Wrapping objects defines in the Scapula segment

```

/*Glenohumeral joint surface ellipsoid (in the scapula)*/
AnyRefNode art_gh_scap = {
//Center and radius of the ellipsoid
sRel =.gh.sRel+{-0.025,0.01,0.005};
AnyVar Radius = 0.01;
// Points with 90° to control the scaling of the ellipsoid
AnyVec3 P1 = {(-0.003444+Radius), 0.009615 , -0.008172};
AnyVec3 P2 = {(-0.003444), 0.009615+Radius , -0.008172};
AnyVec3 P3 = {(-0.003444), 0.009615 , -0.008172+Radius};
// Distances from srel to P1, P2 and P3
AnyVar P1Radius = 0.5*((sRel[0]-P1[0])^2+(sRel[1]-P1[1])^2+(sRel[2]-P1[2])^2)^0.5;
AnyVar P2Radius = 0.4*((sRel[0]-P2[0])^2+(sRel[1]-P2[1])^2+(sRel[2]-P2[2])^2)^0.5;
AnyVar P3Radius = 0.3*((sRel[0]-P3[0])^2+(sRel[1]-P3[1])^2+(sRel[2]-P3[2])^2)^0.5;
// This ellipsoid is the only way to ensure that muscle insertation remain outside the surface
AnySurfEllipsoid art_gh_scapSurf = { Radius ={.P1Radius,.P2Radius,.P3Radius}; };
}; // End glenohumeral joint surface

```

```

/* Coracoid process cylinder */
AnyRefNode coracoid_cyl={
// Origin of the cylinder
sRel=.gh.sRel+{-0.040,0.030,0.005};
// Two other points defining principal and secondary axes of the cylinder in rotation matrix
AnyVec3 P2 = {-0.08,0.015,0.01};
AnyVec3 P3 = sRel+{0.01,0.01,0.01};
AnyMat33 Mat = RotMat(sRel,P2,P3);
// Switch the columns to compensate that cylinder has main axis along the zaxis
ARel={ {Mat[0][1],Mat[0][2],Mat[0][0]},
{Mat[1][1],Mat[1][2],Mat[1][0]},
{Mat[2][1],Mat[2][2],Mat[2][0]} };
// Cylinder radius, length and cap sphericity ratio
AnySurfCylinder cyl = {
Radius = 1.3*{(.sRel[0]-.P3[0])^2+{(.sRel[1]-.P3[1])^2+{(.sRel[2]-.P3[2])^2}^0.5;
Length = 0.5*{(.sRel[0]-.P2[0])^2+{(.sRel[1]-.P2[1])^2+{(.sRel[2]-.P2[2])^2}^0.5;
CapRatio = 1.0;
}; // End cyl
}; // End coracoid_cyl

/* Scapular edge cylinder for subscapularis muscles */
AnyRefNode subscapularis_cyl={
// Origin of the cylinder
sRel=.gh.sRel+{-0.03-0.015+(0.018),0.015+0.01-(0.018),-0.02+0.015+0.0050+(0.008)};
// Two other points defining principal and secondary axes of the cylinder in rotation matrix
AnyVec3 P2 =sRel+{-0.04,-0.025,0.018};
AnyVec3 P3 =sRel+ {0.005,0.005,0.007};
AnyMat33 Mat = RotMat(sRel,P2,P3);

```

```

// Switch the columns
ARel={ {Mat[0][1],Mat[0][2],Mat[0][0]},
{Mat[1][1],Mat[1][2],Mat[1][0]},
{Mat[2][1],Mat[2][2],Mat[2][0]} };
// Cylinder radius, length and cap sphericity ratio
AnySurfCylinder cyl = {
Radius = 1.15*((.sRel[0]-.P3[0])^2+(.sRel[1]-.P3[1])^2+(.sRel[2]-.P3[2])^2)^0.5;
Length = 2*((.sRel[0]-.P2[0])^2+(.sRel[1]-.P2[1])^2+(.sRel[2]-.P2[2])^2)^0.5;
CapRatio = 1.0; }; // End cyl
}; // End subscapularis_cyl

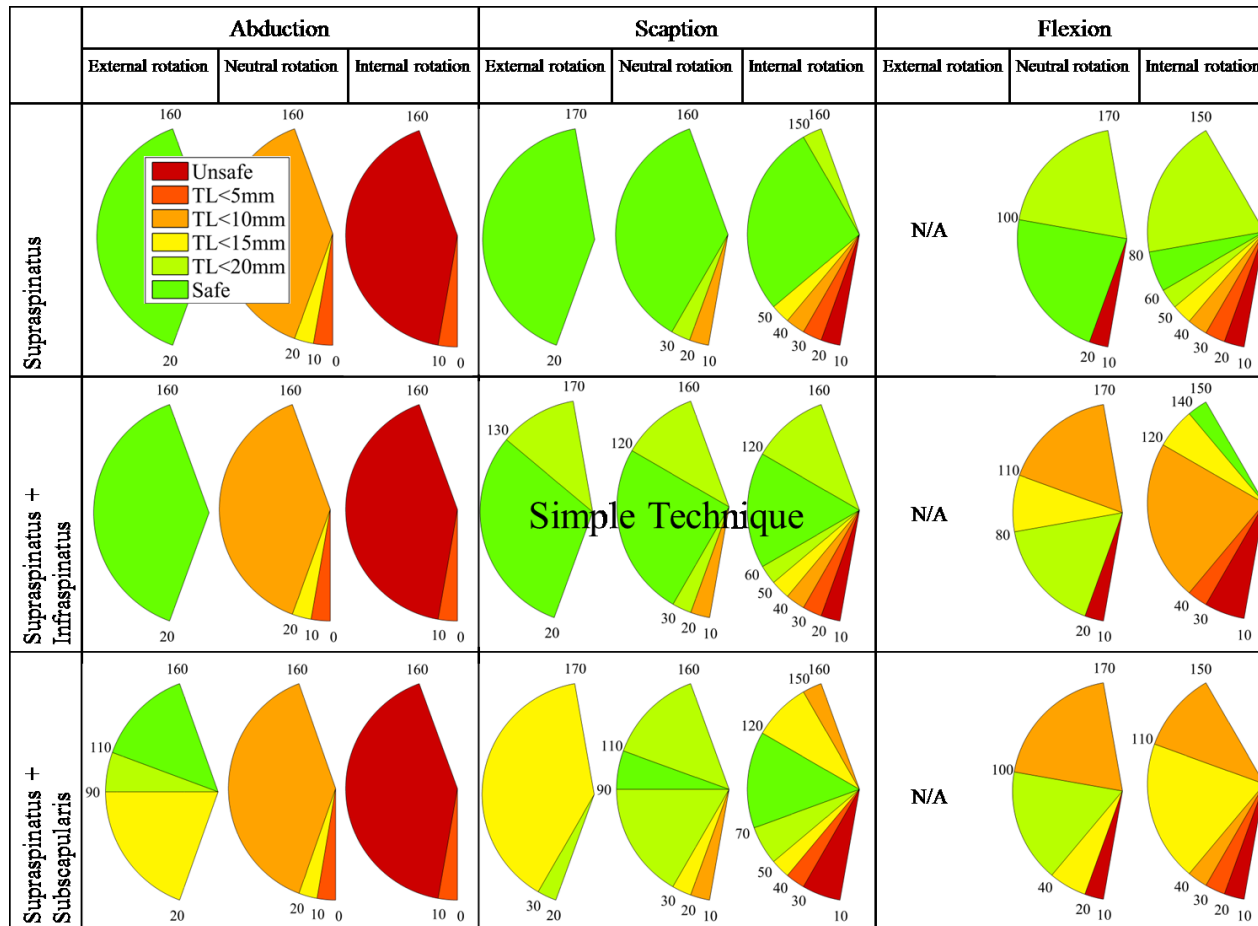
/* Scapular edge cylinder for infraspinatus muscles */
AnyRefNode infraspinatus_cyl={
// Origin of the cylinder
sRel=.gh.sRel+ {-0.03-0.015+(0.018),0.015+0.01+(-0.02),-0.02+0.015+0.005+(- 0.0035)};
// Two other points defining principal and secondary axes of the cylinder in rotation matrix
AnyVec3 P2 =sRel+ {-0.04,-0.025,0.018};
AnyVec3 P3 =sRel+ {0.005,0.005,0.007};
AnyMat33 Mat = RotMat(sRel,P2,P3);
// Switch columns
ARel={ {Mat[0][1],Mat[0][2],Mat[0][0]},
{Mat[1][1],Mat[1][2],Mat[1][0]},
{Mat[2][1],Mat[2][2],Mat[2][0]} };
// Cylinder radius, length and cap sphericity ratio
AnySurfCylinder cyl = {
Radius = 1.9*((.sRel[0]-.P3[0])^2+(.sRel[1]-.P3[1])^2+(.sRel[2]-.P3[2])^2)^0.5;
Length = 2*((.sRel[0]-.P2[0])^2+(.sRel[1]-.P2[1])^2+(.sRel[2]-.P2[2])^2)^0.5;
CapRatio = 1.0; }; // End cyl
}; // End subscapularis_cyl

```

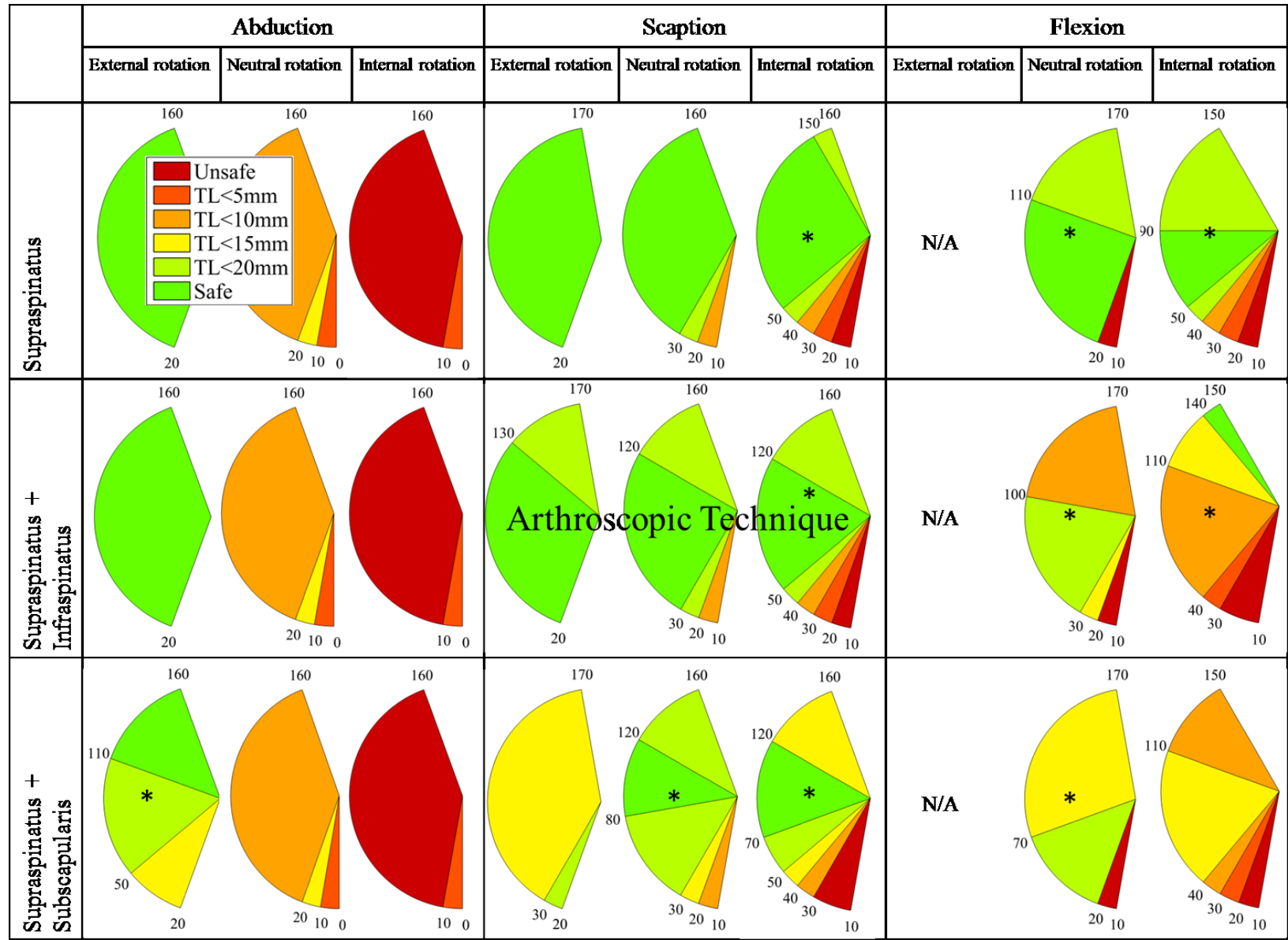
8 APPENDIX 2.

Safe ranges of elevation with regard to the thorax in case of A) two simple stitches, B) arthroscopic MassonAllen, or C) massive cuff stitches techniques. Indices indicates that arthroscopic differentiates from simple *, massive differentiates from arthroscopic that differentiates from simple **, massive differentiates from arthroscopic and simple †

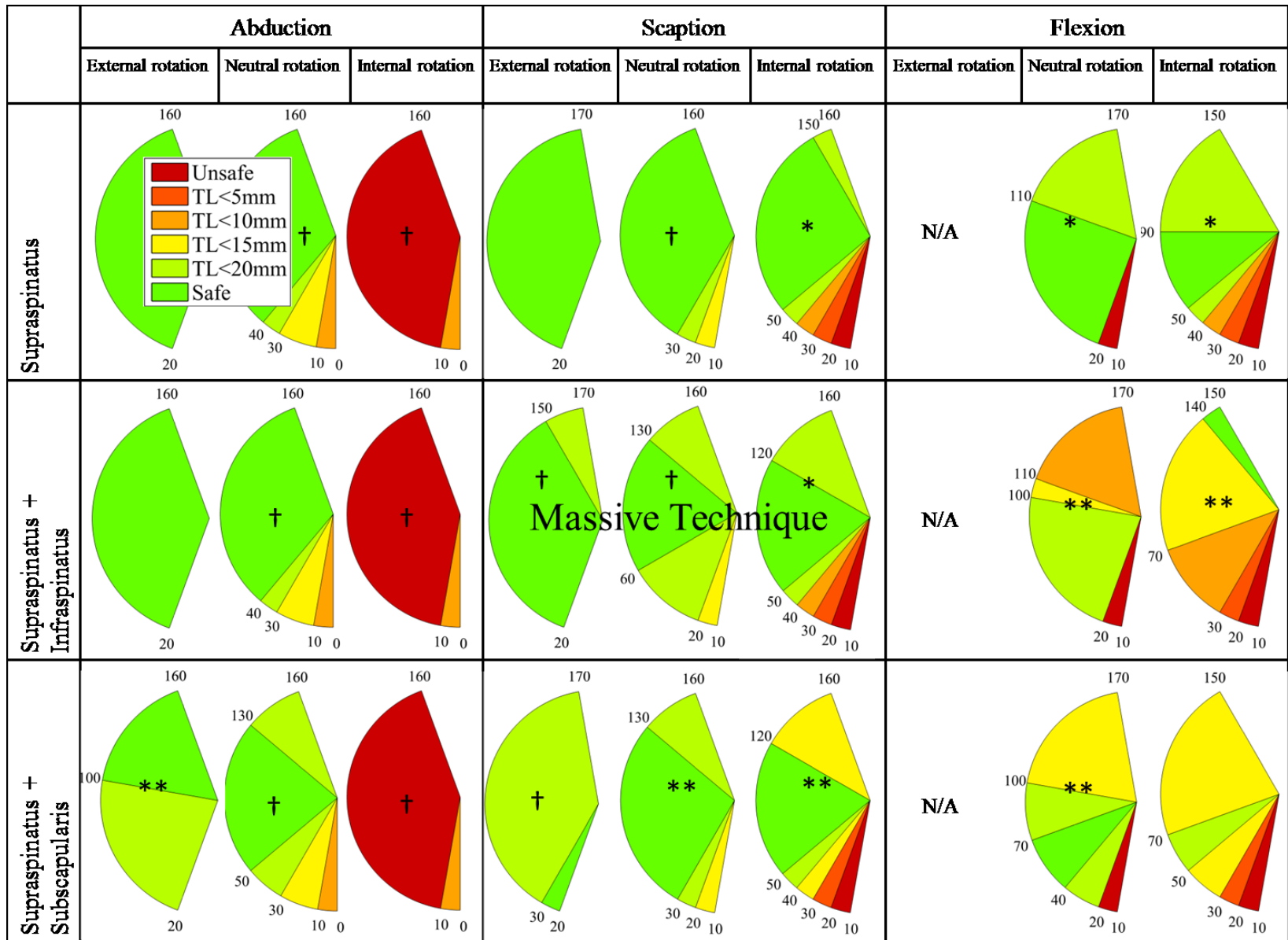
A)



B)



C)



CHAPITRE 5 : DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

L'objectif de cette thèse était de proposer des outils pour caractériser la mobilité tridimensionnelle articulaire de l'épaule. Dans ce but, il est nécessaire que ces outils puissent considérer le complexe articulaire dans sa globalité, et non pas degrés de liberté par degrés de liberté, afin d'améliorer le réalisme des modèles actuels. Cette caractérisation passait par le développement d'outils permettant la mesure et la modélisation de limites articulaires tridimensionnelles de l'épaule. En particulier, ces outils ont permis d'appréhender les interactions intra- et inter- articulaires à l'épaule. Le premier objectif était de proposer un protocole qui sollicite les interactions entre les amplitudes articulaires au sein d'une même articulation ou d'un ensemble d'articulations. L'effet de la chaîne cinématique sur la mesure de ces interactions devait également être évalué au moyen des résultats issus d'expérience réalisée à l'aide de tiges intracorticales. Le deuxième objectif consistait à développer une représentation simple de l'amplitude tridimensionnelle. Le troisième objectif était de proposer une amplitude moyenne de la population adulte saine. Le quatrième objectif était de proposer une formulation de contraintes articulaires pour la synthèse optimale de mouvements tenant compte des interactions entre les degrés de liberté afin d'améliorer le réalisme des mouvements simulés. Le cinquième objectif visait de l'estimation d'amplitudes articulaires sécuritaires après une réparation de la coiffe des rotateurs. Le sixième objectif consistait à évaluer le risque causé par des exercices de rééducation passifs à partir des volumes sécuritaires définis précédemment. Les limites des études et leurs perspectives de recherche sont présentées tout au long de la discussion.

1 Mesurer les limites articulaires de l'épaule et leurs interactions.

Au chapitre 2, une méthode de mesure de la mobilité tridimensionnelle et un protocole permettant de solliciter les interactions entre les 9 degrés- de-liberté de l'épaule ont été proposés. Cette étude a permis de définir des espaces articulaires individuels et moyens d'une population saine et jeune. Le choix du modèle cinématique utilisé pour les mesures a été réalisé de façon à englober un maximum de ces interactions afin d'appréhender une mobilité articulaire la plus large possible. Bien que la dissociation des interactions au sein de cette mobilité grâce au même modèle soit possible en théorie, celui-ci ne garantit pas la précision de mesure de chaque degré de liberté. Cette section présente une évaluation des interactions trouvées au sein des limites articulaires de l'épaule à travers une approche anatomique et fonctionnelle (section 1.1), à travers une analyse des limites techniques des outils actuels (section 1.2).

1.1 Effet des interactions intra- et inter- articulaires.

À l'épaule, les limites articulaires sont principalement imposées par les muscles tant mono-articulaires que pluri-articulaires^{196,235}. En sollicitant de nombreuses configurations, nous avons mesuré un espace articulaire complexe. Cela reflète les interactions dues au grand nombre et au rôle variable des muscles de l'épaule³³⁴. Selon que l'on s'intéresse à une seule ou à plusieurs articulations, ces interactions peuvent être intra- ou inter- articulaires. Les interactions intra-articulaires correspondent à la façon dont chaque degré de liberté permettant d'orienter le bras dans l'espace est affecté par un autre. Tandis que les interactions inter-articulaires comprennent les interactions entre plusieurs articulations constitutives de l'épaule, ou avec des articulations voisines de l'épaule. La discussion qui suit essaie donc d'interpréter les interactions intra- et inter-articulaires mesurées au regard des

types de mouvement réalisés pour les solliciter et de leurs causes anatomiques et fonctionnelles.

1.1.1 *Interactions intra-articulaires.*

L'épaule permet de mobiliser le bras grâce à trois rotations successives correspondant aux trois axes fonctionnels de l'articulation gléno-humérale²¹⁰. Le potentiel des muscles à restreindre l'amplitude autour de chacun des axes peut varier en fonction des rotations simultanées autour des autres axes de l'articulation^{335,336}. De ce fait, les amplitudes autour de ces trois axes correspondant à trois degrés de liberté sont également interdépendantes. Au regard des espaces articulaires que nous avons obtenus, aucune relation mathématique simple n'est observable entre ces degrés de liberté. Plusieurs séries de mouvements doivent être réalisées pour caractériser les limites articulaires de l'épaule et leurs interactions. Ces séries doivent permettre de reproduire le plus de combinaisons différentes entre les degrés de liberté^{145,337}.

Pour solliciter les interactions, il est important de définir les types de mouvements qui mettent en évidence l'effet d'une rotation sur les deux autres. Ces mouvements doivent faire varier les trois degrés de liberté en même temps et de façon contrôlée. Par définition, les mesures individuelles de chaque degré de liberté^{44,216} ne font varier qu'un degré de liberté à la fois. Ainsi, une surestimation de plus de 60% de l'espace de mouvement est obtenue par ces mesures individuelles, par rapport au volume moyen prenant en compte des interactions entre les degrés de liberté. À l'inverse, les mouvements aléatoires pour remplir l'espace articulaire que nous avons testés ne permettent pas de contrôler les degrés de liberté mis en jeu et d'identifier les interactions correspondantes pendant le mouvement. Ainsi, le volume obtenu est en moyenne 30% plus petit que le volume mesuré par des séries de mouvements définies dans notre première étude. Ces séries de mouvements faisant varier les angles d'élévation et de rotation axiale dans plusieurs plans d'élévation successifs remplissent les deux critères de prendre en compte les interactions de façon organisée et donc contrôlée.

Notre étude ne garantit pas que ces séries soient exhaustives. Toutefois, ces séries de mouvements, permettant d'obtenir le plus grand espace de mobilité, ont été choisies pour englober un maximum de configurations et donc d'interactions possibles.

1.1.2 *Interactions inter-articulaires.*

Hormis les interactions entre les degrés de liberté au sein d'une même articulation, des interactions inter-articulaires existent. Ces interactions peuvent être dues, soit au mouvement indissociable des articulations individuelles de l'épaule au sein d'une articulation globale, soit au mouvement joint des articulations voisines. C'est pourquoi la discussion suivante porte sur la définition articulaire de l'épaule, d'une part, et la mobilisation du coude et du thorax, d'autre part.

1.1.2.1 Interactions entre les articulations de l'épaule.

Plusieurs des muscles croisant l'articulation de l'épaule sont pluri-articulaires. Le cas échéant, ils participent au mouvement et limitent l'amplitude de degrés de liberté associés à plusieurs articulations créant des interactions pluri-articulaires³³⁸. Le rythme scapulo-huméral^{45,46}, qui découle de cette organisation musculo-squelettique complexe, rend difficile la dissociation des articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, scapulo-thoracique et gléno-humérale dans cette analyse. Toutefois, tant que les paramètres du mouvement, tels que : la vitesse de mouvement^{224,225} et la charge extérieure⁸³, ne sont pas modifiés, la contribution de chacune de ces articulations à l'amplitude globale de l'épaule est constante d'un sujet à l'autre. Pour la modélisation de l'amplitude articulaire de l'épaule moyenne d'une population asymptotique, il était donc possible d'englober l'ensemble des interactions sans identifier les degrés de liberté, articulation par articulation. Les mesures obtenues correspondent aux limites de la mobilité du bras par rapport au tronc sans se préoccuper réellement des configurations articulaires individuelles sous-jacentes^{44,218}.

Dans notre première étude, nous avons observé une grande variabilité interindividuelle au niveau de la taille et de la forme de l'espace global atteint par chaque individu. Il est alors difficile de prédire si les contributions relatives des différents degrés de liberté au sein des

espaces individuels restent constantes. Or l'utilisation des équations de régression définissant le rythme scapulaire se base sur cette hypothèse pour prédire la configuration interne de chacune des articulations. De ce fait déduire la mobilité des articulations individuelles à partir de la mobilité globale de l'épaule devrait être évité.

De nombreux facteurs individuels peuvent affecter la fonction musculaire et les contributions relatives des différentes articulations. Ces facteurs peuvent être causés par exemple par des pathologies^{339,340}. Les interactions des degrés de liberté inter-articulaires qui découlent de ces dyskinésies varient en fonction de la pathologie. Dans le cas des amplitudes sécuritaires que nous avons simulées suite à une réparation d'un tendon de la coiffe des rotateurs, la mobilité de chaque degrés de liberté de l'articulation gléno-humérale est réduite différemment selon les muscles impliqués et la taille de la déchirure. De la même façon, lors d'adaptation de la mobilité articulaire de l'épaule suite des sollicitations spécifiques à une activité physique particulière, la contribution des différents degrés de liberté peut être modifiée. L'identification de ces adaptations peut être importante pour permettre d'établir leur lien avec l'amélioration de la performance ou, au contraire, avec l'apparition de blessures. Dans ces deux cas, la dissociation du complexe scapulaire au sein des mesures paraît pertinente, afin de cibler les degrés de liberté directement affectés par l'entraînement ou par les blessures.

1.1.2.2 Interactions avec les articulations voisines de l'épaule.

Parmi les séries de mouvements proposées pour mesurer l'amplitude articulaire de l'épaule, une interaction supplémentaire avec l'articulation du coude s'est révélée importante. Un décalage de l'amplitude de rotation axiale vers l'extérieur a été observé au cours de séries de mouvement réalisées avec le coude fléchi. Contrairement aux articulations incluses dans le rythme scapulo-huméral, le coude peut être actionné individuellement. Toutefois, en prenant leur origine sur la scapula et leur insertion sur l'avant-bras, les longs chefs du biceps et du triceps croisent à la fois l'articulation gléno-humérale et le coude. Ainsi, la flexion ou même la prono-supination du coude –articulation distale de l'épaule– peuvent interférer sur le mouvement et l'amplitude tridimensionnelle de l'épaule comme l'ont

suggéré des études précédentes^{341,342}. De plus, un couplage dynamique entre le coude et l'épaule peut participer à cette interaction²³³. Par exemple, la contribution des deltoïdes antérieur et médian et du supra-épineux lors de la flexion du bras augmente lorsque le coude est en l'extension. Du fait que de nombreux autres muscles de l'épaule traversent des articulations voisines et s'attachent au thorax, des effets de la posture thoracique³⁴³ et de l'activité des muscles grand dorsal et grand pectoral³⁴⁴ sur l'amplitude articulaire de l'épaule ont également été montrés. Une réduction de l'amplitude articulaire maximale de l'épaule a été observée dans une posture voutée associée à une flexion de plusieurs articulations du thorax. Les séries de mouvements à réaliser pour caractériser l'amplitude articulaire de l'épaule nécessitent donc aussi la prise en compte des configurations du coude ainsi que celle du dos.

Il est possible de choisir d'inclure ou de contrôler cette interaction en réalisant des séries de mouvements avec une flexion du coude variable ou, au contraire, bloquée dans une configuration donnée³³⁷. Pour des études dans lesquelles la cinématique de l'ensemble du membre supérieur est considérée, il pourrait être envisagé de réaliser les mesures à différents angles de flexion du coude. Dans l'optique de simuler le mouvement, le réalisme pourrait être amélioré si la génération du mouvement comprend une contrainte de limite articulaire de l'épaule tenant compte aussi de la configuration du coude.

Les outils développés dans les études 1 et 3 pour, respectivement, évaluer l'amplitude articulaire tridimensionnelle et simuler cette amplitude en fonction de contraintes maximales tolérées par les muscles pourraient également servir à personnaliser les modèles musculo-squelettiques. Par exemple, la mesure de l'espace de mobilité pourrait permettre d'identifier l'élasticité passives des complexes musculo-tendineux. Aussi, pour résoudre le problème de la redondance du système musculo-squelettique lors de la synthèse de mouvement, la recherche de la solution nécessite de formuler des compromis sous forme de critères à minimiser ou maximiser et de contraintes à respecter. Dans les exemples proposés, les couples musculaires³⁴⁵ ou les activations musculaires³⁴⁶ peuvent être choisis comme critère à minimiser plutôt que comme contrainte. Le présent travail montre que ces forces

devraient plutôt être intégrées sous forme de limites pour chacun des muscles ou plus simplement sous forme de limites articulaires reflétant les limites de l'ensemble des muscles.

La connaissance de l'anatomie des muscles et articulations est utile pour solliciter l'ensemble des interactions intervenant dans l'amplitude articulaire de l'épaule. Toutefois pour ce qui est de l'interprétation des mesures de ces amplitudes et de leurs interactions, la précision et la connaissance des effets du modèle cinématique utilisé sont également nécessaires.

1.2 Proposer une méthode qui limite les interférences du modèle cinématique.

Les erreurs de mesure associées à chacun des degrés de liberté peuvent interagir avec les amplitudes articulaires. Ces erreurs peuvent aller jusqu'à 40° sur un degré de liberté (**Tableau 5**). En particulier, de telles erreurs sont observées sur la rotation axiale du bras¹⁷⁰ ou de la clavicule¹⁴⁹. La méthode que nous avons proposée reposant sur l'utilisation d'une chaîne cinématique couplée à l'optimisation globale permet de réduire les erreurs de mesures, mais pas de les éliminer complètement. L'interprétation ou l'application des amplitudes et interactions obtenues doit pouvoir tenir compte du modèle choisi et des possibles erreurs associées aux degrés de liberté étudiées. La discussion qui suit vise à identifier les interférences de ces erreurs lors de l'estimation de l'amplitude globale de l'épaule. En particulier, la dissociation des articulations de l'épaule, ou l'ajout de l'avant-bras dans le modèle cinématique de l'épaule seront abordés.

1.2.1 Interférences au sein de l'amplitude globale de l'épaule

Si l'on considère l'amplitude articulaire globale de l'épaule, le modèle cinématique que nous avons utilisé est capable de positionner le bras par rapport au thorax avec une précision minimale de 10° évaluée sur des gestes quotidiens et des gestes sportifs¹⁷⁸. D'autres modèles cinématiques en revanche, notamment celui sans optimisation globale utilisé pour notre étude aux barres asymétriques, peuvent avoir des erreurs plus importantes de plus de 30° selon certains degrés de liberté⁴². De ce fait certaines cinématiques recueillies chez les

gymnastes dépassaient l'amplitude articulaire maximale mesurée par notre modèle du membre supérieur. Avant de pouvoir l'utiliser comme contrainte pour la simulation de mouvements réalistes, la différence de précision entre les modèles doit être prise en compte pour ajuster l'amplitude articulaire. Dans notre cas un ajustement de 10° a été suffisant pour englober l'ensemble des cinématiques mesurées. Toutefois aucune mesure réelle de l'erreur d'estimation thoraco-humérale du modèle n'a été possible. Dans ce cas, une mesure de l'amplitude articulaire avec le même modèle serait idéale.

Par ailleurs, les degrés de liberté ne sont pas affectés de la même manière par les erreurs de mesures. Par exemple, la rotation axiale du bras peut être entachée d'erreurs supérieures à 30°, tandis que le plan d'élévation et l'élévation sont associés à des erreurs inférieures à 5°¹⁷⁰. On retrouve le même constat sur l'orientation de la clavicule¹⁴⁹. Or la tolérance que nous avons définie est uniforme sur l'ensemble de l'amplitude articulaire. Il serait peut-être possible de la réduire l'ajustant individuellement selon chaque degré de liberté.

1.2.2 *Interférences entre les amplitudes des différentes articulations de l'épaule*

Lorsque l'on segmente le complexe de l'épaule pour étudier l'amplitude d'une articulation en particulier, l'ajout de chaque degré de liberté augmente l'erreur de cette mesure. L'utilisation d'une chaîne cinématique permet d'assurer la cohésion entre les articulations en maintenant les segments reliés les uns aux autres. Cependant cette chaîne cinématique ne suffit pas à garantir que la cinématique individuelle de chaque articulation soit respectée que l'on utilise le rythme scapulo-huméral^{45,46} ou des mesures cutanées^{170,182,347}. Pour ce qui est du rythme scapulo-huméral, des erreurs moyennes supérieures à 5° ont été trouvées pour chacun des degrés de liberté de la scapula³⁴⁸. En référence à un rythme scapulo-huméral de base, l'élévation gléno-humérale représente grossièrement 2/3 de l'élévation thoraco-humérale totale⁷⁷. Des élévations gléno-humérale et thoraco-humérale maximales de 110° et 160° ont été mesurées dans les chapitres 2 et 4 de cette thèse. Cela correspond à trois degrés près au même ratio. Toutefois les principales erreurs se situent au niveau des autres degrés de liberté³⁴⁸, à savoir l'inclinaison antéro-

postérieure et la protraction-rétraction de la scapula qui influencent aussi la rotation axiale et le plan d'élévation du bras.

S'il est difficile d'évaluer la cohérence des amplitudes articulaires au regard du rythme scapulo-huméral, une étude utilisant des marqueurs cutanés de façon similaire à la nôtre pour positionner la scapula a trouvé une erreur moyenne de seulement 5° sur l'ensemble des degrés de liberté³⁴⁷. Cette erreur est donc plus faible que par l'utilisation du rythme scapulo-huméral. Malgré tout comme nous l'avons évalué à la section 6 du chapitre 2, les espaces de mobilité gléno-humérale obtenus avec ce modèle ou mesurés avec des tiges intra-corticale diffèrent jusqu'à 30%. En effet, cette erreur doit encore s'ajouter à l'erreur de 10° de positionnement du bras discutée dans la partie précédente pour discuter de l'amplitude gléno-humérale.

De plus les erreurs associées à chaque degré de liberté peuvent varier au cours du mouvement. Par exemple, l'erreur qui tend à surestimer la rotation latérale de la scapula diminue lorsque que le bras se rapproche de son élévation maximale⁸¹. Dans le même temps, l'inclinaison antéro-postérieure de la scapula est surestimée aux élévations basses et sous-estimée aux élévations hautes. Et finalement, la protraction est surestimée quelle que soit l'élévation. À cela peuvent s'ajouter des effets du plan d'élévation. Étant donné que beaucoup d'interactions entre les erreurs de mesures associées aux différents degrés de liberté peuvent ainsi interférer avec les interactions physiologiques d'amplitudes articulaires, l'amélioration de la précision de mesure demeure donc une perspective importante. De plus, l'interprétation des résultats concernant les espaces de sécurité gléno-huméraux suite aux réparations de tendons de la coiffe des rotateurs, a été fait avec précaution en dissociant la rotation axiale en seulement trois configurations : rotation interne >30°, rotation neutre entre 15° et -15°, rotation externe <-30°.

1.2.3 Interférences de l'avant-bras avec l'amplitude articulaire de l'épaule

En plus des raisons musculo-squelettiques énoncées, l'interaction apparente des articulations voisines avec l'amplitude mesurée à l'épaule peut venir de la méthode utilisée

pour mesurer l'amplitude articulaire. Dans les résultats complémentaires du Chapitre 2 comparant le modèle cinématique habituel et des tiges intra-corticales, nous avons mis en évidence une interférence entre la rotation axiale du bras et la prono-supination de l'avant-bras dans l'amplitude articulaire maximale de l'épaule. Cet effet est accentué si le coude est en extension lors de la rotation externe du bras. Le développement d'un modèle limitant cette interférence est primordial dans le but d'améliorer la mesure de l'amplitude articulaire de l'épaule. Sinon, la série de mouvement réalisée avec le coude fléchis, devrait ainsi être préférée, quoi que limitant peut-être l'amplitude totale permise en rotation interne lorsque le bras est tendu^{232,247}.

S'il est difficile de connaître et tenir comptes l'ensemble des interactions causées par les erreurs du modèle cinématique, le choix du modèle cinématique est important pour tenter de les réduire. Pour les études futures, la littérature propose des solutions intéressantes pour limiter les erreurs causant des interférences importantes avec les mesures d'amplitudes articulaire qui consisteraient à : ajuster le poids des marqueurs pour l'optimisation globale¹⁷⁸, intégrer une fermeture de boucle pour contraindre la scapula à rester en contact avec le thorax^{47,48}, permettre une translation au niveau des articulations scapulo-thoracique et gléno-humérale d'amplitude limitée³⁴⁹, ajouter une autre fermeture de boucle au niveau de l'avant-bras pour mieux définir la prono-supination¹⁸⁸. L'utilisation d'une tolérance ou d'une marge de sécurité pour l'interprétation des amplitudes et interactions obtenues est également nécessaire.

2 Modéliser les interactions entre les degrés de liberté sur l'amplitude de mouvement

En plus de développer un protocole pour mesurer l'amplitude articulaire de l'épaule manière la plus physiologique possible, le second objectif de notre première étude était de

fournir une représentation mathématique d'une amplitude de mouvement à n -dimensions directement utilisable pour de futures études. L'utilisation du système d'analyse de mouvement que nous avons utilisé est complexe, onéreuse et les résultats ne sont pas immédiats. De ce fait, nous avons proposé une description de l'espace articulaire facilement ajustable pour d'autres études et interprétable. En effet, les données sont fournies sous forme d'une enveloppe non-convexe dont les coordonnées correspondent à des séquences d'angles. Par ailleurs, notre troisième objectif était de proposer une méthode pour normaliser les mesures obtenues afin de représenter une population moyenne par un score moyen. Ainsi, la représentation angulaire cubique de la mobilité articulaire a permis d'associer une valeur volumique à l'espace articulaire. Les données ont également été fournies pour un volume moyen représentant une population mixte de jeunes adultes sans antécédents de blessure en lien avec notre objectif 3. Il sera discuté dans cette seconde partie, comment ces données peuvent servir de score de référence lors de l'évaluation de la mobilité articulaire dans un cadre clinique (objectif 2), ou comment elles peuvent servir à générer des cinématiques réalistes dans un modèle de simulation numérique pour l'optimisation de la performance (objectif 4).

2.1 Espace moyen et comparaison des limites articulaires

Dans le domaine clinique, une des premières utilités des mesures d'amplitudes articulaires de l'épaule est son évaluation fonctionnelle par la comparaison entre plusieurs mesures de la mobilité. Cette comparaison peut se faire entre les deux côtés d'un même sujet^{350,351}, entre plusieurs mesures du même sujet à différents moments, par différents expérimentateurs ou avec différents outils³⁵², entre un sujet et un autre⁷⁵, entre un sujet et un groupe de sujet, ou entre deux groupes de sujets^{156,353,354}. Dans les cas de comparaisons individuelles, les limites articulaires tridimensionnelles que nous avons définies peuvent être directement utilisées. Toutefois, le cas le plus fréquent dans les études scientifique est certainement la comparaison entre plusieurs groupes, tandis que dans un cadre d'application clinique de terrain l'évaluation conseillée sera plutôt individuelle au cours du temps et par

rapport à une norme¹⁵⁷. Dans les deux cas, il s'agit de comparer au moins une mesure représentant un groupe dans son ensemble. Avec les méthodes de mesure d'amplitudes articulaire actuelles se présentant sous formes de valeurs discrètes, il est facile d'estimer les valeurs moyennes d'une population. En revanche, lorsque la mesure de la mobilité articulaire se présente sous formes d'un contour presque continu du volume angulaire, la moyenne ne peut pas être calculée de façon triviale. Il a donc été nécessaire de déterminer une mesure de mobilité normalisée, c'est-à-dire centrée et réduite, du groupe.

Dans la méthode proposée dans cette thèse, les limites ne peuvent pas être directement moyennées entre les sujets. Il existe des algorithmes avancés pour obtenir une forme tridimensionnelle moyenne dans les champs disciplinaires connexes à la biomécanique^{355,356} (e.g. imagerie, animation). Toutefois ces algorithmes se basent sur des données distribuées plus régulièrement que celles que nous recueillons par la mesure cinématique du mouvement humain. Le volume d'amplitude articulaire obtenu est moyen. De plus, les positions incluses dans ce volume sont atteintes par au moins la moitié des sujets. L'amplitude articulaire ainsi déterminée semble bien représenter une mesure centrée de la mobilité en atténuant les caractéristiques propres à chaque individu. Toutefois, le fait que l'espace normalisé par cette méthode comprenne des positions partagées par seulement la moitié des sujets est sans doute dû au fait que nous avons inclus homme et femmes pratiquant différents types d'activités physique dans notre population. Ces caractéristiques de genre et pratique sportive sont connues pour modifier l'amplitude de mouvement pour des mesures selon un degré de liberté^{216,231,350}. Un nombre de sujets plus important aurait probablement été inclus dans le volume moyen si la population avait été plus nombreuse ou plus homogène.

Les surfaces non-convexes représentant les amplitudes articulaires ne peuvent pas être comparées directement. Tout d'abord, chaque limite mesurée correspond à un vecteur de trois valeurs (plan d'élévation, élévation et rotation). De plus, le nombre de mesures est à la fois élevé et variable d'un sujet à l'autre. En outre, les données ne sont pas nécessairement réparties et organisées de la même façon et encore moins de façon homogène. Afin de

poursuivre ce travail, un ré-échantillonnage ou une interpolation des données¹⁴⁵ pour définir les limites à partir de facettes triangulaires régulières permettrait d'appliquer des techniques de morphing³⁵⁷ pour avoir un modèle avec un nombre de points fixe qui s'adapterait à l'enveloppe de chaque sujet et faciliterait les comparaisons. En revanche, comme pour la normalisation, il est possible de comparer les volumes, cela peut donner une indication sur la plus ou moins grande mobilité articulaire d'une personne par rapport au volume moyen, ou sur la réduction du volume sécuritaire par rapport à ce même volume dans le cas de blessures. Des espaces de mouvement sont ainsi comparés pour détecter des signes d'hyperlaxité de l'épaule³³⁷. Cependant, cette information ne donne pas d'information sur la nature des différences mesurées. Il faut donc utiliser des techniques de géométrie spatiale pour comparer les espaces obtenus^{358,359}.

Parfois les amplitudes articulaires mesurées peuvent provenir de mouvements pour lesquels l'amplitude de mouvement est réduite et d'autre où elle est augmentée, comme c'est le cas concernant la mobilité des sportifs^{134,323,360}. Dans ce cas, un même volume comparé à un volume de référence peut avoir des zones où l'amplitude est réduite, et d'autre où l'amplitude est augmentée. C'est la taille de ces zones que nous avons estimée pour comparer les espaces de mobilité obtenues par les mesures cutanées ou avec les tiges intra-corticales à la section 6.3 du Chapitre 2. Toutefois par cette méthode, seule la représentation visuelle permet l'identification des caractéristiques de ces zones. Pour faciliter l'interprétation clinique, accélérer la comparaison des formes et la lecture des résultats et estimer les différences avec plus de précision, le développement d'une méthode plus systématique serait dans la continuité logique de ce travail. Pour cela, des techniques de reconnaissance d'image basées sur la décomposition de la forme complexe grâce, par exemple, à des transformations scalaires^{358,359}, ou une décomposition sphérique harmonisée³⁶¹ (**Figure 26**), pourraient être utilisées. Toutefois, ces techniques développées pour la reconnaissance de similitudes entre des objets tridimensionnels devraient être adaptées pour identifier leurs différences.

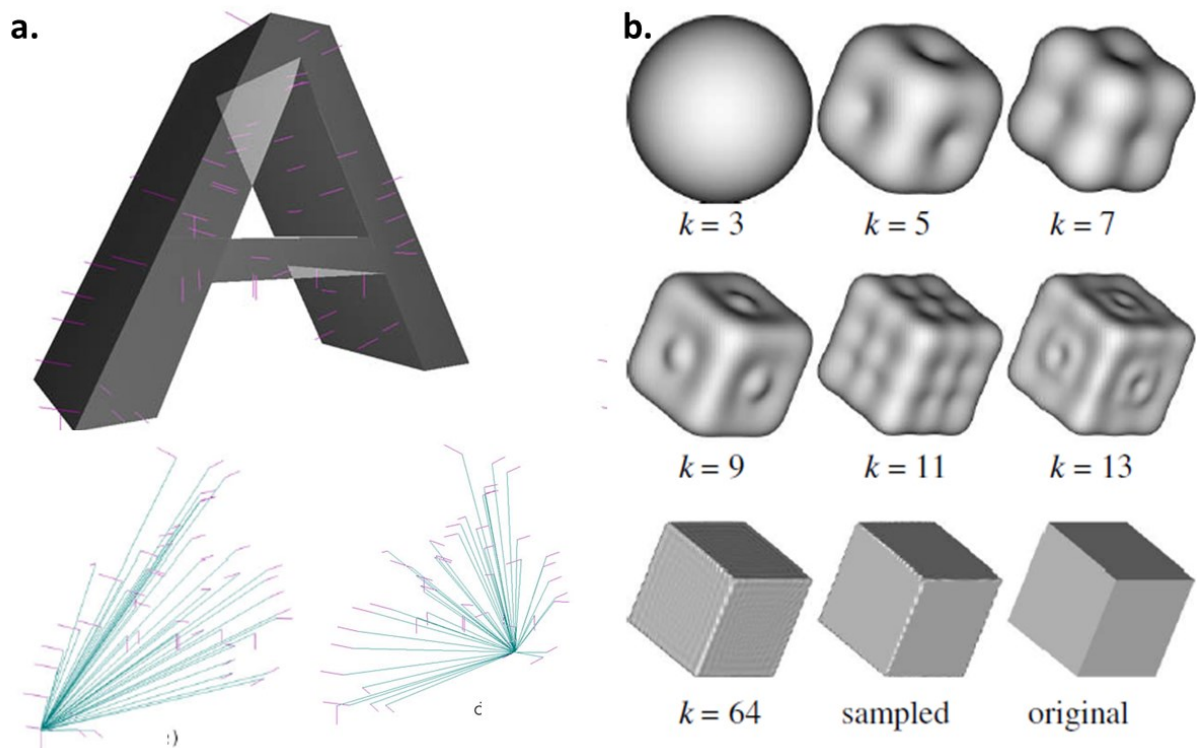


Figure 26 : Techniques de transformation spatiales des données pour la comparaison de formes tridimensionnelles. (a) Échantillonnage en 50 points et normales (lignes violettes), puis description vectorielle du volume à partir de deux points différents de l'échantillon³⁵⁸. (b) Décomposition d'un cube en harmonies sphériques selon différentes résolutions pour la description du volume par des coordonnées de sphères³⁶¹.

2.2 Implémentation des amplitudes articulaires à un modèle de simulation sous forme de contrainte

L'objectif de la deuxième étude de cette thèse était de proposer une façon de modéliser l'amplitude articulaire de l'épaule, ou toute amplitude articulaire complexe, afin de l'intégrer à un modèle de synthèse optimale du mouvement. Cet objectif répondait ainsi à plusieurs besoins : à savoir l'adaptation de la contrainte à la population étudiée, et son efficacité.

2.2.1 Espace personnalisé ou maximal

Afin d'implémenter un espace articulaire approprié au sein du modèle, il est important que cet espace représente la population étudiée. Pour l'analyse de geste sportif et dans une optique de performance, l'amplitude articulaire ne doit pas être limitée à une amplitude moyenne. En gymnastique en particulier, l'atteinte de l'amplitude articulaire maximale au cours du mouvement est un critère de performance pour la plupart des mouvements³⁶². On veut alors que le mouvement optimal généré utilise le potentiel maximal des capacités de l'individu. Pour cela deux options peuvent convenir. Soit la contrainte va se baser sur l'amplitude articulaire maximale mesurée sur l'individu étudié, soit elle va se baser sur l'amplitude maximale d'une population similaire à la population étudiée.

Dans l'analyse de performance, la solution la plus adaptée est sans doute la mesure personnalisée individualisée. L'absence de cette mesure est probablement une limite importante de notre travail. En effet, en plus de l'âge, du genre ou de la pratique sportive, de nombreux facteurs peuvent directement affecter la mobilité articulaire, tels que la géométrie osseuse^{363,364}, les propriétés intrinsèques des fibres musculaires et tendineuses^{365,366}, ou les propriétés neuromusculaires individuelles³⁶⁷. Ce sont autant de facteurs qui peuvent modifier l'amplitude articulaire tridimensionnelle de par les interactions musculaires. Toutefois, ces mesures et leur traitement pour générer des contraintes individuelles peuvent être coûteuses en temps et en ressources informatiques. C'est pourquoi des mesures représentatives de la population ont été préférées au chapitre 3. Les mesures sur lesquelles reposent cette contrainte constitue une simplification importante de l'étude. Les perspectives liées à la personnalisation de l'espace seront discutées plus en détails à la section 3. Dans notre étude l'emphase a été mise sur l'implémentation de cet espace tridimensionnel maximal dans un algorithme de synthèse optimale, qui constituait le défi principal. En effet, à partir de la représentation spatiale complexe de l'espace articulaire, le calcul de la position relative d'une solution proposée par rapport aux limites articulaire nécessite plusieurs étapes.

2.2.2 Définition d'une contrainte non linéaire efficace

Déterminer si un point est à l'intérieur ou à l'extérieur d'une enveloppe non-convexe est coûteux³⁶⁸. La description brute des amplitudes articulaires sous forme de maillage que nous avons obtenue au Chapitre 2 section 4 permet déjà de tester si une orientation donnée, définie par une séquence d'angles, tombe à l'intérieur ou à l'extérieur du maillage. La fonction `inpolyhedron.m` dans Matlab permet de le faire mais de façon excessivement coûteuse ce qui n'est pas compatible avec la synthèse optimale. En effet, cette méthode repose sur une décomposition du volume en tétraèdres et sur des calculs de géométrie spatiale des solides. Une approche par décomposition vectorielle comme abordée à la section 2.1 pourrait sans doute simplifier les calculs en décomposant le même volume en vecteurs au lieu de tétraèdres³⁵⁸. Cependant avec l'une ou l'autre approche, l'espace articulaire reste défini par un grand nombre d'entités qu'elles soient des formes géométriques ou des vecteurs. Ainsi un grand nombre d'itérations sont nécessaires pour tester la relation d'une position donnée par rapport à chaque entité de l'espace global. Ces calculs pour déterminer la valeur de la contrainte doivent être réalisés des milliers de fois au cours de l'optimisation³⁶⁹. Afin de l'inclure à l'intérieur d'une routine d'optimisation qui fait appel à des milliers d'itérations, nous avons proposé une nouvelle description mathématique plus efficace qui combine une logique binaire après discrétisation du problème avec stockage sous forme matricielle comme d'autres l'avaient proposé²³⁴. Seule une simple soustraction pour obtenir la valeur exacte de la contrainte est alors nécessaire.

Le coût de calcul de la contrainte seul n'est pas suffisant à garantir que la contrainte soit efficace. Le nombre d'itérations nécessaire à la convergence de l'optimisation, ou même la capacité de l'optimisation de trouver des solutions sont également signe que le problème est numériquement bien défini³⁶⁹. Sur 420 optimisations, ni le nombre de solution ni le nombre d'itérations n'a été modifié significativement par l'ajout de notre contrainte. Il semble donc que notre méthode soit efficace.

Notre méthode est généralisable à d'autres articulations. Dans notre cas, une matrice à 3+1 dimensions a été définie. Les trois premières dimensions correspondent aux trois degrés

de liberté de l'épaule et la quatrième à la valeur de la contrainte non linéaire. Toutefois il pourrait être envisagé d'augmenter le nombre de degrés de liberté pris en compte, et donc le nombre de dimensions de la matrice, à la suite de cette thèse. Pour commencer, une dimension pourrait être ajoutée pour représenter l'interaction de l'angle articulaire du coude comme nous avons mis en évidence son influence dans l'amplitude articulaire de l'épaule dans le Chapitre 2 aux sections 5 et 6. D'autres études suggèrent également la nécessité d'une contrainte additionnelle pour limiter la vitesse du mouvement en fonction de la configuration de l'articulation. La caractérisation de la vitesse à travers l'amplitude de mouvement pourrait également être ajoutée comme dimension supplémentaire à la matrice. La technique numérique d'une telle approche reste à être développée.

3 Personnaliser l'amplitude articulaire à des populations spécifiques

Dans le cadre du premier objectif, l'amplitude articulaire de l'épaule est représentative d'une population saine. Or de nombreuses études qui s'intéressent au mécanisme de l'épaule concernent des populations dont les amplitudes articulaires diffèrent de celles d'une population moyenne à cause de pathologies ou de la pratique d'activités. Ainsi, les principales limites de nos études présentées au chapitre 3 et 4 sont liées à la personnalisation de l'amplitude articulaire à leurs populations respectives de gymnastes et de patients ayant subi une réparation de la coiffe des rotateurs. D'ailleurs, un des principaux enjeux dans le développement de modèles en biomécanique est la personnalisation des mesures cinématiques puisque le mouvement est extrêmement variable entre les individus. Tandis que l'objectif 3 était de proposer une méthode de normalisation de l'espace articulaire, les objectifs 4, 5 et 6 reposaient sur l'utilisation des mesures de mobilité personnalisées à un groupe de sportifs, ou aux caractéristiques de la blessure d'un patient. D'une part, l'implémentation de contraintes ajustées à la cinématique de gymnastes permettant d'augmenter le réalisme des mouvements optimisés a peut-être brigué

l'optimisation du mouvement en limitant trop fortement le nombre de solutions permises. D'autre part, les espaces sécuritaires obtenues pour différents types et tailles de déchirure ont permis de discriminer le type de mouvements passifs sécuritaires ou risqués dans une optique de rééducation. Des deux côtés, la représentation de la population correspondante par de tels espaces sera discutée.

3.1 Adaptabilité de la méthode de mesure

Les outils utilisés pour mesurer le mouvement en laboratoire ne sont pas toujours adaptés pour l'acquisition sur le terrain. Toutefois de plus en plus de centres médicaux ou de structures sportives sont équipées de systèmes d'analyse du mouvement 3D. Par ailleurs, les protocoles de mesures ne sont pas nécessairement adaptés à tous les domaines, car ils peuvent être trop compliqués à administrer, trop longs ou trop risqués pour les patients. Il convient donc dans un premier d'évaluer le besoin de personnalisation à la population étudiée, puis le cas échéant d'adapter le protocole de mesure si nécessaire.

3.1.1 Identification des besoins d'adaptation

Dans le chapitre 2, nous avons proposé des données d'amplitudes représentatives d'une population moyenne. Pourtant utiliser ces données-là n'est pas si simple. Car dans de nombreux cas, l'utilisation de ces données nécessite des considérations et parfois même des ajustements en fonction de la population, de la méthode de mesure ou des paramètres du geste étudié.

Un espace maximal commun englobant l'ensemble des positions atteintes par un groupe d'adultes sains (chapitre 2) a été utilisé pour contraindre un modèle de synthèse optimale visant à améliorer la performance de gymnastes. Le but de cette contrainte était de garantir le réalisme des solutions générées. Il semblerait que la contrainte ait en effet permis de discriminer les cinématiques réalisables par des sujets moyens. Toutefois chez les sportifs et les gymnastes en particulier, la mobilité articulaire est plus importante que pour la population normale^{26,215,228}.

Tel que discuté précédemment (Section 1.2.3), les mesures d'amplitudes articulaires peuvent aussi être spécifiques à la méthode, et en particulier au modèle cinématique, utilisée pour les mesurer. Au chapitre 3, l'ensemble des données des gestes gymniques avaient été collectées avant le début de cette thèse avec un modèle cinématique différent. De ce fait, et comme c'est le cas dans de nombreuses études limitées par le temps et les moyens, des mesures personnalisées n'ont pas pu être réalisées. De ce fait, un ajustement des amplitudes articulaires mesurées sur une population moyenne a dû être effectué de façon à englober au minimum l'ensemble des cinématiques non optimisées pour l'ensemble des sujets. À l'instar des espaces de travail proposés en ergonomie, cela ne garantit pas l'obtention d'un espace articulaire maximal, mais au moins suffisant pour réaliser l'élément.

Enfin les caractéristiques du mouvement influent sur l'amplitude articulaire maximale. L'activation musculaire^{90,344}, la vitesse de mouvement^{225,370} ou la force produite^{371,372} peuvent faire varier les longueurs d'étirement musculaires et donc les amplitudes articulaires. Les mesures proposées dans le chapitre 2 étaient basées sur des mesures d'amplitudes articulaires actives à faible vitesse et sans charge. À l'inverse, les gestes sont généralement réalisés à des vitesses beaucoup plus importantes. Au chapitre 3, les paramètres de couples articulaires et de vitesses angulaires ont été contraints indépendamment lors de l'optimisation. Pour de futures recherches, la caractérisation de l'amplitude articulaire maximale en lien avec la vitesse serait intéressant et inversement.

En considérant l'aspect musculaire, utiliser la modélisation musculosquelettique pour investiguer les relations forces-vitesse-longueurs maximales a déjà fait l'objet de recherches³⁷³. Toutefois, le problème de la personnalisation des modèles musculo-squelettiques est encore plus complexe du fait de la nature invasive et du coût en argent et en temps associé à l'utilisation de l'imagerie médicale.

3.1.2 *Adaptabilité du protocole*

En considérant l'ensemble des limitations liées à l'utilisation de données non-personnalisées pour l'étude de populations spécifiques, la personnalisation des mesures doit

être rendue possible grâce à la reproductibilité de la méthode proposée dans cette thèse dans des contextes variés. Les principaux enjeux de cette reproductibilité résident alors dans l'accessibilité du matériel, et la simplicité et la durée du protocole.

Bien que de plus en plus de structures soient équipées de systèmes de caméras optoélectroniques, on les trouve rarement en dehors des laboratoires de recherche. Non seulement ces technologies sont onéreuses, mais en plus elles requièrent de l'expertise à manipuler et du temps de travail pour traiter les données³⁷⁴. En plus des caméras, le modèle cinématique que nous utilisons nécessite le placement de 45 marqueurs, qui ajoutent aux difficultés et peuvent gêner le mouvement, ou la capture du mouvement notamment pour l'étude de gestes sportifs^{375,376}. De fait, l'étude de positions optimales des marqueurs pour limiter les artéfacts de tissus mous y compris lors de mouvements de grande amplitude¹⁹⁰, mais adaptés au types de mouvements étudiés peut être nécessaire. Toutefois la méthode de mesures et de modélisation des amplitudes articulaires et de leurs interactions peut être reproduite avec d'autres types de modèles et d'autres appareils de mesure. Les inclinomètres électroniques au sein des téléphones intelligents, les cameras 3D à bas coût comme les kinect³⁷⁷, les marqueurs électromagnétiques ou les capteurs inertiels sont de plus en plus utilisés pour transférer les études sur le terrain. En revanche, il sera probablement difficile avec ce type de technologie de pouvoir mesurer avec précision des mouvements de grande amplitude, ou de dissocier les articulations de l'épaule d'une manière précise.

Le second aspect à prendre en compte pour que les mesures puissent être réalisées sont la simplicité et la durée le protocole. Deux séries de mouvements qui ont été suggérées au chapitre 2. Le nombre de gestes à réaliser et la durée totale du protocole ne devraient pas être plus importants que l'évaluation d'une vingtaine de tâches de la vie quotidienne^{162,220,378} ou que la passation d'un questionnaire d'évaluation de la fonctionnalité de l'épaule³⁷. Pour la première série, la même routine est réalisée dans sept plans d'élévation différents. Cette routine alterne l'élévation du bras et la rotation axiale de façon régulière. Pour la seconde série, la rotation du bras est fixée pendant la totalité du mouvement tandis que les élévations sont réalisées dans les sept plans d'élévation. Au cours de l'ensemble de ces

mouvements un seul degré de liberté est actionné à la fois. Le protocole ne semble pas difficile à reproduire. En tout 10 essais d'environ 20 secondes sont réalisés.

Pour des études postérieures, le nombre de plans d'élévation ou de paliers d'élévation au sein des séries ont été diminués⁷⁰. Cela a permis d'effectuer des mesures personnalisées plus rapidement. Toutefois, des tests seraient nécessaires pour déterminer le nombre de mesures minimum qu'il serait nécessaire de réaliser pour justifier l'utilisation de mesures tridimensionnelles, plutôt que des mesures planaires⁴⁴.

3.2 Mesure des amplitudes à partir de la simulation

Lorsque le mouvement risque de causer des blessures, il n'est vraiment pas possible de reproduire les mesures *in vivo*. L'ajustement des mesures d'amplitudes moyennes peut être envisagé. L'utilisation de la simulation peut s'avérer intéressante. L'ajustement des paramètres du modèles musculo-squelettique pour correspondre à la population étudiée est alors essentiel.

3.2.1 Ajustement à des mesures paramètres musculo-squelettique

Au chapitre 4, nous avons identifié le type de blessure (supra-épineux, supra+infra-épineux, supra-épineux+sous-scapulaire), la taille (0, 5, 10, 15, 20 mm) de la déchirure et le type de réparation (simple, arthroscopique, ou massive) comme étant des paramètres principaux dans la caractérisation de la population. D'une part, de nombreuses autres tailles de déchirures jusqu'à plus de 50 mm sont reportées dans la littérature. D'autre part, de nombreux facteurs interindividuels influent sur les propriétés musculaires comme la raideur^{379,380}, ou le taux d'infiltration graisseuse^{124,381} ont été associés au risque de re-déchirure. Nous avons fait le choix de rester sur des paramètres relativement généraux pour caractériser la blessure, en prenant des précautions quant aux marges de sécurité importantes basées sur un intervalle de confiance supérieur à 95% et à un facteur de sécurité de 10 parmi les plus élevés de ceux qui existent dans la littérature concernant les tendons.

Nous nous assurons ainsi de fournir des résultats sécuritaires pour les cliniciens, bien qu'ils caractérisent de façon très générale la population étudiée.

En effet, en multipliant le nombre de facteurs ou même le nombre de valeurs de ces facteurs, on pourrait ainsi ajuster encore plus finement l'espace articulaire à la population voire au sujet étudié. Toutefois, la précision apportée par la personnalisation du modèle restera toujours limitée par la précision permise par les mesures cinématiques et simulées utilisées. Nous avons déjà vu les limites des mesures cinématiques associées à notre modèle cinématique. Il existe également de nombreuses limitations associées aux mesures fournies par les modèles musculo-squelettique de l'épaule.

3.3 Identifier par le biais de ces espaces personnalisés les mouvements non risqués

La finalité de la caractérisation des espaces articulaires personnalisés est de pouvoir évaluer la faisabilité de certains mouvements par la population considérée. Dans un cadre clinique, la possibilité de distinguer les mouvements sécuritaires ou à risque est particulièrement intéressante pour les cliniciens qui ont peu de moyens, sinon empiriques, de tester leurs protocoles. Dans le cas de l'optimisation du mouvement, plusieurs critères basés sur l'amplitude du mouvement peuvent également entrer en compte dans l'évaluation du réalisme ou de la performance geste.

3.3.1 Recommandations sur les mouvements de rééducation pour les cliniciens

Au chapitre 4, les recommandations pour la rééducation sont basées essentiellement sur l'aspect sécuritaire des mouvements. En effet, le constat le plus inquiétant concernant la prise en charge des déchirures de la coiffe est son taux de re-déchirure supérieur à 90%. Ainsi des recommandations sur les mouvements passifs sécuritaires ont été proposées. De la même façon qu'à l'étude 3, les amplitudes de mouvement sécuritaires utilisées sous forme de contrainte pour la simulation du mouvement pourraient permettre de générer de nouveaux mouvements pour la rééducation décrivant un espace de mouvement sécuritaire adapté à chaque blessure. Or, un second aspect qui motive les cliniciens est l'efficacité du

protocole à recouvrir la plus grande fonctionnalité de l'épaule le plus rapidement possible¹³². L'amplitude articulaire moyenne d'une population saine ou les amplitudes sécuritaires définies peuvent alors être utilisée comme référence pour évaluer la capacité du protocole de rééducation à solliciter au maximum cet espace de mouvement. Un grand nombre de mouvements pourrait ainsi être évalués par la même méthode, afin de déterminer la meilleure combinaison de mouvements dans le cadre de la rééducation.

Dans le cadre de l'optimisation du mouvement, l'utilisation ou non d'une bonne partie l'amplitude de mouvement pourrait être utilisée comme fonction de cout pour cibler des mouvements restreints ou repartis dans l'espace. En effet, ce type de critères pourrait être pertinent dans le cas de gestes où l'amplitude permet une meilleure efficacité²⁸⁹ ou un meilleur esthétisme¹⁷². On peut imaginer aussi, que dans l'optique de l'apprentissage ou de l'amélioration de certains gestes, cela peut nous donner une idée de l'amplitude de mouvement nécessaire et peut être délétère chez l'athlète pour réaliser le geste.

CONCLUSION

Dans le cadre de cette thèse, l'objectif était de proposer de nouvelles façons d'appréhender la mobilité tridimensionnelle de l'épaule. En particulier, la mesure, la normalisation et la modélisation de cette mobilité ont été proposées. Tout d'abord, les principaux enjeux en lien avec la santé et la performance soumis à cette mobilité ont été ciblés. Et pour finir, deux applications concernant l'optimisation de la performance sportive, et l'évaluation du risque lors de la rééducation de la coiffe des rotateurs.

1. Un protocole qui sollicite les interactions entre les amplitudes articulaires des degrés de liberté d'une même articulation ou d'un ensemble d'articulations a été proposé dans le chapitre 2. Les séries de mouvements retenues reposent sur des combinaisons organisées d'élévation et de rotation axiale dans sept plans d'élévation répartis dans l'espace. Également, cette ensemble de mouvements a permis de décrire un espace articulaire plus large que des essais aléatoires et plus précis que l'espace défini par une interaction linéaire des amplitudes individuelles selon les trois degrés de liberté. De surcroît, une différence de la mobilité articulaire a bien été observée en fonction de la configuration du coude pendant les mesures. Cette différence confirme les attentes, compte tenu du rôle des biceps et triceps dans la limitation articulaire de l'épaule ou de l'influence de la position du centre de masse et du moment d'inertie du membre supérieur par rapport au centre articulaire de l'épaule. Il est toutefois encore difficile d'identifier exactement les rôles relatifs des muscles ou des interférences du modèle dans l'explication de cette différence.

2. Une représentation simple de l'amplitude tridimensionnelle du complexe de l'épaule ou de l'articulation gléno-humérale a été proposée aux chapitres 2 et 4 respectivement au moyen d'une enveloppe non-convexe. Cette représentation – basée sur des coordonnées angulaires spatiales – illustre les interactions complexes entre ses degrés de liberté et ne

semble pas pouvoir être approchée par un modèle mathématique simple en accord avec notre hypothèse initiale. Toutefois, cette représentation donne lieu à plusieurs mesures du volume brut de la mobilité ou de volumes d'intersection ou de non-intersection utiles pour comparer des volumes entre eux. Ainsi il a pu être décrit de quelle manière les différents types et tailles de déchirures de la coiffe des rotateurs affectent ce volume.

3. Une amplitude moyenne issue d'une population d'adultes sains a été proposée. Ainsi, la variabilité de l'espace de mobilité entre des sujets sains a pu être confirmée. Un coefficient de variabilité supérieur à 20% pour un groupe d'homme et de femmes entre 20 et 30 ans pratiquants divers types d'activité a été obtenu. Par la suite, la méthode de normalisation proposée a permis d'établir un espace de mobilité dont le volume est égale à la moyenne des volumes de l'ensemble des sujets. De plus, ce volume comprend uniquement des positions atteignables par plus de 50% des individus.

4. Une formulation de contrainte articulaires pour la synthèse optimale de mouvements tenant compte des interactions entre les degrés de liberté a été développée et implémentée pour l'optimisation de la technique d'un mouvement gymnique. Cette formulation a permis non seulement d'améliorer le réalisme de 83% des mouvements synthétisés, mais en plus son intégration au sein de l'algorithme de résolution n'a pas changé de façon significative le coût des calculs et donc le temps potentiel nécessaire pour réaliser l'optimisation.

5. Des amplitudes tridimensionnelles sécuritaires de l'épaule pour des patients ayant subi une réparation chirurgicale de la coiffe des rotateurs ont pu être estimées grâce à la simulation musculo-squelettique. Cette approche, dite inverse, a permis de prendre en compte à la fois les muscles blessés – à savoir soit le supra-épineux seul, le supra-et l'infra-épineux, ou le supra-épineux et le sous-scapulaire-, ainsi que différentes tailles de déchirures

entre 5 mm et 20 mm. À la fois le type et la taille de la déchirure ont affecté de façon significative la taille et la nature des espaces de mobilité sécuritaire. L'hypothèse formulée dans les objectifs spécifiques est donc confirmée. Il est donc important que le thérapeute prenne en compte ces caractéristiques de la blessure afin de déterminer le types de mouvements passifs pouvant être proposés sans risque pendant la rééducation de la coiffe des rotateurs. Nous avons aussi mis en évidence que la technique chirurgicale est aussi un facteur d'importance comme les mouvements de rééducation sécuritaires sont modifiés.

6. Finalement, les exercices passifs de rééducation de la coiffe des rotateurs ont été testés par l'intermédiaire des espaces sécuritaires. L'ensemble des exercices testés s'est avéré potentiellement dangereux pour l'intégrité de la réparation, s'il sont exécuté sans restriction d'élévation ni de rotation axiale. Cependant, avec une attention spéciale particulière pour respecter certaines rotations du bras, des élévations du bras d'amplitude restreinte dans les plans sagittal, scapulaire et frontal peuvent être réalisées pour toutes les déchirures de moins de 15 mm.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 van der Helm, F. C. & Pronk, G. M. Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanical engineering* **117**, 27-40 (1995).
- 2 Braque, G. *Cahiers de Georges Braque, 1917-1952*. (1988).
- 3 Codman, E. A. *The shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa*. (Thomas Todd Company, 1934).
- 4 Fallentin, N. *et al.* Physical exposure assessment in monotonous repetitive work — the PRIM study. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* **27**, 21-29, doi:10.2307/40967111 (2001).
- 5 Michel, C. *et al.* (ed Agence de la Santé et des Services Sociaux) 40 (Institut National de Santé Publique, 2010).
- 6 Pendleton, A. M. & Kocher, M. S. in *Sports Injuries* 1-15 (Springer, 2013).
- 7 Soprano, J. V. & Fuchs, S. M. Common overuse injuries in the pediatric and adolescent athlete. *Clinical Pediatric Emergency Medicine* **8**, 7-14 (2007).
- 8 Yamamoto, A. *et al.* Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J Shoulder Elbow Surg* **19**, 116-120, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006> (2010).
- 9 Aurora, A., McCarron, J., Iannotti, J. P. & Derwin, K. Commercially available extracellular matrix materials for rotator cuff repairs: State of the art and future trends. *J Shoulder Elbow Surg* **16**, S171-178 (2007).
- 10 Neri, B. R., Chan, K. W. & Kwon, Y. W. Management of massive and irreparable rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* **18**, 808-818 (2009).
- 11 Rejeski, W. J., Ip, E. H., Marsh, A. P., Miller, M. E. & Farmer, D. F. Measuring disability in older adults: The International Classification System of Functioning, Disability and Health (ICF) framework. *Geriatr Gerontol Int* **8**, 48-54 (2008).
- 12 Ainsworth, R. & Lewis, J. S. Exercise therapy for the conservative management of full thickness tears of the rotator cuff: a systematic review. *Br J Sports Med* **41**, 200-210 (2007).
- 13 Urwin, M. *et al.* Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the Rheumatic Diseases* **57**, 649-655, doi:10.1136/ard.57.11.649 (1998).
- 14 Luime, J. *Shoulder complaints : the occurrence, course and diagnosis* Ph. D. thesis, Erasmus University Medical Center, (2004).
- 15 Buckle, P. W. & Jason Devereux, J. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics* **33**, 207--217 (2002).
- 16 Statistics, B. o. L. (ed U.S. Department of Labor) 37 (U.S. Department of Labor, Online (www.bls.gov/iif/oshcdnew.htm), 2010).

- 17 Silverstein, B., Viikari-Juntura, E. & Kalat, J. Use of a prevention index to identify industries at high risk for work-related musculoskeletal disorders of the neck, back, and upper extremity in Washington State, 1990-1998. *American Journal of Industrial Medicine* **41**, 149-169, doi:Doi 10.1002/Ajim.10054 (2002).
- 18 Duguay, P., Boucher, A., Busque, M.-A., Prud'homme, P. & Vergara, D. (ed Santé Sécurité au Travail) 202 (IRSST, Montreal, 2012).
- 19 Miranda, H., Viikari-Juntura, E., Heistaro, S., Heliovaara, M. & Riihimaki, H. A Population Study on Differences in the Determinants of a Specific Shoulder Disorder versus Nonspecific Shoulder Pain without Clinical Findings. *American Journal of Epidemiology* **161**, 847-855 (2005).
- 20 Soslowky, L. J., Carpenter, J. E., Bucchieri, J. S. & Flatow, E. L. BIOMECHANICS OF THE ROTATOR CUFF. *Orthopedic Clinics of North America* **28**, 17--30 (1997).
- 21 Fallentin, N. *et al.* Physical exposure assessment in monotonous repetitive work--the PRIM study. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* **27**, 21--29 (2001).
- 22 Lebeau, M., Duguay, P. & Boucher, A. *Les coûts des lésions professionnelles au Québec, 2005-2007 (version révisée)*. Vol. RAPPORT R-769 (Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) 2014).
- 23 Baldwin, M. L. & Butler, R. J. Upper extremity disorders in the workplace: costs and outcomes beyond the first return to work. *Journal of occupational rehabilitation* **16**, 296-316 (2006).
- 24 Engebretsen, L. *et al.* *The IOC manual of sports injuries: an illustrated guide to the management of injuries in physical activity*. (John Wiley & Sons, 2012).
- 25 Caine, D. J. & Nassar, L. *Gymnastics injuries*. (2005).
- 26 Caplan, J., Julien, T. P., Michelson, J. & Neviasser, R. J. Multidirectional instability of the shoulder in elite female gymnasts. *American Journal of Orthopedics* **36**, 660 (2007).
- 27 Hibberd, E. E. & Myers, J. B. Practice habits and attitudes and behaviors concerning shoulder pain in high school competitive club swimmers. *Clinical Journal of Sport Medicine* **23**, 450-455 (2013).
- 28 Ifedi, F. *Sport participation in Canada, 2005*. (Statistics Canada, Culture, Tourism and the Centre for Education Statistics, 2008).
- 29 Schroeder, A. N. *et al.* Epidemiology of overuse injuries among high-school athletes in the United States. *The Journal of pediatrics* **166**, 600-606 (2015).
- 30 Pluim, B., Loeffen, F., Clarsen, B., Bahr, R. & Verhagen, E. A one-season prospective study of injuries and illness in elite junior tennis. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* (2015).
- 31 Roos, K. G. *et al.* Epidemiology of Overuse Injuries in Collegiate and High School Athletics in the United States. *The American journal of sports medicine*, 0363546515580790 (2015).
- 32 Kocher, M. S., Waters, P. M. & Micheli, L. J. Upper extremity injuries in the paediatric athlete. *Sports Medicine* **30**, 117-135 (2000).
- 33 Thelen, D. G. & Anderson, F. C. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J Biomech* **39**, 1107--1115 (2006).

- 34 Veeger, H. E. J. & van der Helm, F. C. T. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics* **40**, 2119-2129, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.016> (2007).
- 35 Richards, R. R. *et al.* A standardized method for the assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg* **3**, 347-352, doi:10.1016/s1058-2746(09)80019-0 (1994).
- 36 Murphy, C. A., McDermott, W. J., Petersen, R. K., Johnson, S. E. & Baxter, S. A. Electromyographic analysis of the rotator cuff in postoperative shoulder patients during passive rehabilitation exercises. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **22**, 102-107, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.01.021> (2013).
- 37 Constant, C. R. & Murley, A. G. A Clinical Method of Functional Assessment of the Shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **214**, 160-164 (1987).
- 38 Abdel-Aziz, Y. I. Expected accuracy of convergent photos. *Photogrammetric Engineering* **40**, 1341-1346 (1974).
- 39 Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A. & Sennett, B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *J Biomech Eng* **123**, 184-190 (2001).
- 40 Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D. & Cappozzo, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture* **21**, 212-225, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002> (2005).
- 41 Lu, T. W. & O'Connor, J. J. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics* **32**, 129-134, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4) (1999).
- 42 Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A. P. & Bouttens, D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics* **35**, 1279-1283, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00088-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00088-X) (2002).
- 43 Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Schmidt, R. Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *J Biomech* **33**, 1207-1216, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00062-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00062-2) (2000).
- 44 Klopčar, N., Tomšič, M. & Lenarčič, J. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace. *Journal of Biomechanics* **40**, 86-91, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.11.010> (2007).
- 45 de Groot, J. H. & Brand, R. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics* **16**, 735-743, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00065-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00065-1) (2001).
- 46 Grewal, T.-J. & Dickerson, C. R. A novel three-dimensional shoulder rhythm definition that includes overhead and axially rotated humeral postures. *Journal of Biomechanics* **46**, 608-611, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.028> (2013).
- 47 Maurel, W. & Thalmann, D. Human shoulder modeling including scapulo-thoracic constraint and joint sinus cones. *Computers & Graphics* **24**, 203-218, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0097-8493\(99\)00155-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0097-8493(99)00155-7) (2000).

- 48 Prinold, J. A. I. & Bull, A. M. J. Scaling and kinematics optimisation of the scapula and thorax in upper limb musculoskeletal models. *J Biomech* **47**, 2813-2819, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.015> (2014).
- 49 Fohanno, V., Lacouture, P. & Colloud, F. Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain. *Journal of Biomechanics* **46**, 1053-1059, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.01.029> (2013).
- 50 van den Bogert, A. J. & van Soest, A. J. in *4th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics* (Paris-Montlignon, France, 1983).
- 51 Hatze, H. Quantitative analysis, synthesis and optimization of human motion. *Human Movement Science* **3**, 5-25, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457\(84\)90003-4](http://dx.doi.org/10.1016/0167-9457(84)90003-4) (1984).
- 52 Takei, Y. Blocking and postflight techniques of male gymnasts performing the compulsory vault at the 1988 Olympics. *JAB* **8** (2010).
- 53 Chakravorti, N., Slawson, S. E., Cossor, J., Conway, P. P. & West, A. A. Swimming Turn Technique Optimisation by Real-Time Measurement of Foot Pressure and Position. *Procedia Engineering* **34**, 586-591, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.04.100> (2012).
- 54 Huchez, A., Haering, D., Holvoët, P., Barbier, F. & Begon, M. Local versus global optimal sports techniques in a group of athletes. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 1-10, doi:10.1080/10255842.2013.849341 (2015).
- 55 Yeadon, M. R. The limits of aerial twisting techniques in the aerials event of freestyle skiing. *Journal of Biomechanics* **46**, 1008-1013, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.029> (2013).
- 56 Ansari, N. & Sheikh, M. Evaluation of work Posture by RULA and REBA: A Case Study. *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering* **11**, 18-23 (2014).
- 57 Sanchez-Lite, A., Garcia, M., Domingo, R. & Angel Sebastian, M. Novel Ergonomic Postural Assessment Method (NERPA) Using Product-Process Computer Aided Engineering for Ergonomic Workplace Design. *PLoS one* **8**, e72703 (2013).
- 58 Netter, F. H. Medicine's Michelangelo. *January* **30**, 2012 (1906).
- 59 Veeger, H. & Van Der Helm, F. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of biomechanics* **40**, 2119-2129 (2007).
- 60 Peat, M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy* **66**, 1855-1865 (1986).
- 61 Moseley, H. F. 3 The Clavicle: Its Anatomy and Function. *Clin Orthop Relat R* **58**, 17-28 (1968).
- 62 Matsumura, N. *et al.* The function of the clavicle on scapular motion: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg* **22**, 333-339, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.02.006> (2013).
- 63 Inman, V. T. & Saunders, J. D. M. Observations on the function of the clavicle. *California medicine* **65**, 158 (1946).
- 64 Wu, G. *et al.* 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, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042> (2005).
- 65 Ludewig, P. M., Behrens, S. A., Meyer, S. M., Spoden, S. M. & Wilson, L. A. Three-Dimensional Clavicular Motion During Arm Elevation: Reliability and Descriptive Data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **34**, 140-149, doi:10.2519/jospt.2004.34.3.140 (2004).
- 66 Ludewig, P. M. *et al.* Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation. *The Journal of Bone & Joint Surgery* **91**, 378-389, doi:10.2106/jbjs.g.01483 (2009).
- 67 Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M. & Yoshikawa, H. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *J Orthop Res* **25**, 1243-1249 (2007).
- 68 Dal Maso, F., Begon, M. & Raison, M. Systematic guidelines for in-vivo calibration of maximal isometric forces of individual muscles. *Journal of Biomechanics* (under review).
- 69 Dal Maso, F., Blache, Y., Raison, M., Lundberg, A. & Begon, M. Glenohumeral joint kinematics measured by intracortical pins, reflective markers, and computed tomography: a novel technique to assess acromiohumeral distance. *J Electromyogr Kine S* (2015).
- 70 Dal Maso, F. *et al.* Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. *Clinical Biomechanics* (2015).
- 71 Brody, L. T. in *Current concepts of orthopedic physical therapy: Home study course*. (ed C. Wadsworth) (APTA, Inc.: Orthopaedic Secion, 2001).
- 72 Conway, A. M. Movements at the sternoclavicular and acromioclavicular joints. *Phys Ther Rev* **41**, 421-432 (1961).
- 73 Culham, E. & Peat, M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **18**, 342-350 (1993).
- 74 Paine, R. M. & Voight, M. The role of the scapula. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **18**, 386-391 (1993).
- 75 McGahan, P. J., Patel, H., Dickinson, E., Leasure, J. & Montgomery Iii, W. The effect of biceps adhesions on glenohumeral range of motion: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg* **22**, 658-665, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.07.003> (2013).
- 76 Tillander, B. & Norlin, R. Intraoperative measurement of shoulder translation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **10**, 358-364, doi:<http://dx.doi.org/10.1067/mse.2001.116651> (2001).
- 77 Inman, V. T., Saunders, J. B. C. M. & LeRoy, C. A. Observations on the function of the shoulder joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery* **26**, 1-30 (1944).
- 78 Kibler, W. B. The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function. *The American Journal of Sports Medicine* **26**, 325-337 (1998).
- 79 Robert-Lachaine, X. Analyse cinématique 3D de la coordination des articulations de l'épaule par l'entremise du rythme scapulo-huméral. (2014).

- 80 Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J. & Begon, M. Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **18**, 249-258 (2015).
- 81 Grewal, T.-J. *Quantifying the shoulder rhythm and comparing non-invasive methods of scapular tracking for overhead and axially rotated humeral postures* Master of Science thesis, University of Waterloo, (2011).
- 82 de Toledo, J. M. *et al.* Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. *Clin Biomech* **27**, 793-800 (2012).
- 83 Kon, Y., Nishinaka, N., Gamada, K., Tsutsui, H. & Banks, S. A. The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **17**, 943-946, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.05.047> (2008).
- 84 Dayanidhi, S., Orlin, M., Kozin, S., Duff, S. & Karduna, A. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clin Biomech* **20**, 600-606, doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.03.002.
- 85 Doody, S., Freedman, L. & Waterland, J. Shoulder movements during abduction in the scapular plane. *Arch Phys Med Rehab* **51**, 595-604 (1970).
- 86 Poppen, N. K. & Walker, P. S. Normal and abnormal motion of the shoulder. *The Journal of Bone & Joint Surgery* **58**, 195-201 (1976).
- 87 Ebaugh, D. D., McClure, P. W. & Karduna, A. R. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kines* **16**, 224-235 (2006).
- 88 McQuade, K. J., Wei, S. H. & Smidt, G. L. Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Journal of Clinical Biomechanics* **10**, 144-148, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)93704-W](http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033(95)93704-W) (1995).
- 89 Robert-Lachaine, X., Allard, P., Godbout, V. & Begon, M. 3D shoulder kinematics for static vs dynamic and passive vs active testing conditions. *J Biomech*, doi:10.1016/j.jbiomech.2015.07.040.
- 90 Ebaugh, D. D., McClure, P. W. & Karduna, A. R. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics* **20**, 700-709, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.008> (2005).
- 91 Macfarlane, G., Hunt, I. & Silman, A. Predictors of chronic shoulder pain: a population based prospective study. *Journal of Rheumatology* **25**, 1612-1615 (1998).
- 92 Tashjian, R. Z. Epidemiology, Natural History, and Indications for Treatment of Rotator Cuff Tears. *Clinics in Sports Medicine* **31**, 589-604, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2012.07.001> (2012).
- 93 Minagawa, H. *et al.* Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *Journal of Orthopaedics* **10**, 8-12, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jor.2013.01.008> (2013).
- 94 Kaplan, L. D., Flanigan, D. C., Norwig, J., Jost, P. & Bradley, J. Prevalence and Variance of Shoulder Injuries in Elite Collegiate Football Players. *Am J Sports Med* **33**, 1142-1146, doi:10.1177/0363546505274718 (2005).

- 95 Wang, H. K. & Cochrane, T. A Descriptive Epidemiological Study of Shoulder Injury in Top Level English Male Volleyball Players. *Int J Sports Med* **22**, 159-163, doi:10.1055/s-2001-11346 (2001).
- 96 Galatz, L. M., Ball, C. M., Teefey, S. A., Middleton, W. D. & Yamaguchi, K. The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massive rotator cuff tears. *Journal of Bone and Joint Surgery* **86**, 219-224 (2004).
- 97 Shanley, E. *et al.* Shoulder Range of Motion Measures as Risk Factors for Shoulder and Elbow Injuries in High School Softball and Baseball Players. *Am J Sports Med* **39**, 1997-2006, doi:10.1177/0363546511408876 (2011).
- 98 Kibler, W. B., Sciascia, A. & Wilkes, T. Scapular Dyskinesia and Its Relation to Shoulder Injury. *J Am Acad Orthop Surg* **20**, 364-372, doi:10.5435/jaaos-20-06-364 (2012).
- 99 Borloz, S. Dyskinésie de l'omoplate. *Orthopédie* **367**, 2422-2428 (2012).
- 100 Wang, H. & Cochrane, T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *Journal of sports medicine and physical fitness* **41**, 403-410 (2001).
- 101 Lohr, J. & Uthoff, H. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clin Orthop Relat R* **254**, 35-38 (1990).
- 102 Goodmurphy, C. *et al.* An immunocytochemical analysis of torn rotator cuff tendon taken at the time of repair. *J Shoulder Elbow Surg* **12**, 368-374 (2003).
- 103 Yoo, J. C., McGarry, M. H., Jun, B. J., Scott, J. & Lee, T. Q. The influence of partial subscapularis tendon tears combined with supraspinatus tendon tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **23**, 902-908, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2013.09.015> (2014).
- 104 Collin, P., Matsumura, N., Lädermann, A., Denard, P. J. & Walch, G. 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, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2013.11.019> (2014).
- 105 Nho, S. J. *et al.* Prospective analysis of arthroscopic rotator cuff repair: Prognostic factors affecting clinical and ultrasound outcome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **18**, 13-20, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.05.045> (2009).
- 106 Burkhart, S. S., Danaceau, S. M. & Pearce Jr, C. E. Arthroscopic rotator cuff repair: Analysis of results by tear size and by repair technique—margin convergence versus direct tendon-to-bone repair. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* **17**, 905-912, doi:<http://dx.doi.org/10.1053/jars.2001.26821> (2001).
- 107 Meyer, D. C., Farshad, M., Amacker, N. A., Gerber, C. & Wieser, K. Quantitative Analysis of Muscle and Tendon Retraction in Chronic Rotator Cuff Tears. *Am J Sports Med* **40**, 606-610, doi:10.1177/0363546511429778 (2012).
- 108 Langenderfer, J., Jerabek, S. A., Thangamani, V. B., Kuhn, J. E. & Hughes, R. E. Musculoskeletal parameters of muscles crossing the shoulder and elbow and the effect of sarcomere length sample size on estimation of optimal muscle length. *Journal of Clinical Biomechanics* **19**, 664-670, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.009> (2004).

- 109 Rotini, R. *et al.* Human dermal matrix scaffold augmentation for large and massive rotator cuff repairs: preliminary clinical and MRI results at 1-year follow-up. *Musculoskeletal Surgery* **95**, 13-23, doi:10.1007/s12306-011-0141-8 (2011).
- 110 Parsons, B. O. *et al.* Does slower rehabilitation after arthroscopic rotator cuff repair lead to long-term stiffness? *J Shoulder Elbow Surg* **19**, 1034-1039, doi:10.1016/j.jse.2010.04.006 (2010).
- 111 Hayashida, K., Tanaka, M., Koizumi, K. & Kakiuchi, M. Characteristic retear patterns assessed by magnetic resonance imaging after arthroscopic double-row rotator cuff repair. *Arthroscopy* **28**, 458-464, doi:10.1016/j.arthro.2011.09.006 (2012).
- 112 Choi, C. H. *et al.* Functional outcomes and structural integrity after double-pulley suture bridge rotator cuff repair using serial ultrasonographic examination. *J Shoulder Elbow Surg* **21**, 1753-1763, doi:10.1016/j.jse.2011.12.012 (2012).
- 113 Matthews, T. *et al.* In vivo measurement of tissue metabolism in tendons of the rotator cuff IMPLICATIONS FOR SURGICAL MANAGEMENT. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* **89**, 633-638 (2007).
- 114 Biewener, A. A. Biomechanical consequences of scaling. *Journal of Experimental Biology* **208**, 1665-1676 (2005).
- 115 Juncosa, N., West, J. R., Galloway, M. T., Boivin, G. P. & Butler, D. L. In vivo forces used to develop design parameters for tissue engineered implants for rabbit patellar tendon repair. *Journal of Biomechanics* **36**, 483-488 (2003).
- 116 Murray, M., Gore, D., Gardner, G. & Mollinger, L. Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clin Orthop Relat R* **192**, 268-273 (1985).
- 117 McDonald, A. C., Calvin, T. & Keir, P. J. Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part II: Recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology* (2015).
- 118 Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P. & Lephart, S. M. Scapular position and orientation in throwing athletes. *The American Journal of Sports Medicine* **33**, 263-271, doi:10.1177/0363546504268138 (2005).
- 119 Herrington, L. & Horsley, I. in *Journal of Sport and Health Science* (2013).
- 120 Warner, J. J. & Navarro, R. A. Serratus Anterior Dysfunction: Recognition and Treatment. *Clin Orthop Relat R* **349**, 139-148 (1998).
- 121 Ludewig, P. M. & Cook, T. M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy* **80**, 276-291 (2000).
- 122 Black, E. M., Higgins, L. D. & Warner, J. J. P. Value-based shoulder surgery: practicing outcomes-driven, cost-conscious care. *J Shoulder Elbow Surg* **22**, 1000-1009, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2013.02.008> (2013).
- 123 Yamamoto, A. *et al.* Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **19**, 116-120 (2010).
- 124 Kuzel, B. R., Grindel, S., Papandrea, R. & Ziegler, D. Fatty infiltration and rotator cuff atrophy. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* **21**, 613-623 (2013).

- 125 Moraiti, C. *et al.* Comparison of functional gains after arthroscopic rotator cuff repair in patients over 70 years of age versus patients under 50 years of age: A prospective multicenter study. *Arthroscopy* **31**, 184-190 (2015).
- 126 van Kampen, D. A. *et al.* The diagnostic value of the combination of patient characteristics, history, and clinical shoulder tests for the diagnosis of rotator cuff tear. *Journal of orthopaedic surgery and research* **9**, 1-9 (2014).
- 127 Anderson, D. D., Campbell, P. G. & Guanche, C. A. The use of biological agents to accelerate recovery from rotator cuff repair: Path to clinical application. *Operative Techniques In Sports Medicine* **10**, 58-63 (2002).
- 128 George, M. S. & Khazzam, M. Current concepts review: revision rotator cuff repair. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, doi:10.1016/j.jse.2011.11.029 (2012).
- 129 Jackson, M., Sylvestre, É., Bleau, J., Allard, P. & Begon, M. Estimating optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of massive rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics* **46**, 179-182, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.026> (2013).
- 130 Ghodadra, N. S., Provencher, M. T., Verma, N. N., Wilk, K. E. & Romeo, A. A. Open, Mini-open, and All-Arthroscopic Rotator Cuff Repair Surgery: Indications and Implications for Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **39**, 81-A86, doi:10.2519/jospt.2009.2918 (2009).
- 131 Lee, B. G., Cho, N. S. & Rhee, Y. G. Effect of Two Rehabilitation Protocols on Range of Motion and Healing Rates After Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Aggressive Versus Limited Early Passive Exercises. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* **28**, 34-42, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2011.07.012> (2012).
- 132 Chang, K.-V. *et al.* Early Versus Delayed Passive Range of Motion Exercise for Arthroscopic Rotator Cuff Repair: A Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *The American Journal of Sports Medicine*, doi:10.1177/0363546514544698 (2014).
- 133 Du Plessis, M. *et al.* The effectiveness of continuous passive motion on range of motion, pain and muscle strength following rotator cuff repair: a systematic review. *Clinical Rehabilitation* **25**, 291-302, doi:10.1177/0269215510380835 (2011).
- 134 Bak, K. & Magnusson, S. P. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *The American Journal of Sports Medicine* **25**, 454-459 (1997).
- 135 Bohu, Y. *et al.* The epidemiology of 1345 shoulder dislocations and subluxations in French Rugby Union players: a five-season prospective study from 2008 to 2013. *British journal of sports medicine*, bjsports-2014-093718 (2014).
- 136 Hanvold, T. N. *et al.* The effect of work-related sustained trapezius muscle activity on the development of neck and shoulder pain among young adults. *Scand J Work Environ Health* **39**, 390-400 (2013).
- 137 Li, S., Yi, Z., Liu, K. & Yin, J. FMS and corrective exercise improve shoulder performance in Chinese weightlifting female athletes in *Sports Technology and Engineering: Proceedings of the 2014 Asia-Pacific Congress on Sports Technology and Engineering (STE 2014), December 8-9, 2014, Singapore* (2015). 199 (CRC Press).

- 138 Kibler, W. B., Chandler, T. J., Livingston, B. P. & Roetert, E. P. Shoulder range of motion in elite tennis players effect of age and years of tournament play. *Am J Sports Med* **24**, 279-285 (1996).
- 139 Carter, A. B., Kaminski, T. W., Douex JR, A. T., Knight, C. A. & Richards, J. G. Effects of high volume upper extremity plyometric training on throwing velocity and functional strength ratios of the shoulder rotators in collegiate baseball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **21**, 208-215 (2007).
- 140 Cheng, A. S.-K. & Hung, L.-K. Randomized controlled trial of workplace-based rehabilitation for work-related rotator cuff disorder. *Journal of occupational rehabilitation* **17**, 487-503 (2007).
- 141 Caine, D. J. & Nassar, L. in *Epidemiology of Pediatric Sports Injuries. Individual Sports*. Vol. 48 (ed Karger) 18-58 (Med Sport Sci, 2005).
- 142 Karpathy, A. & Van De Panne, M. in *Advances in Artificial Intelligence* 325-330 (Springer, 2012).
- 143 Wanivenhaus, F., Fox, A. J., Chaudhury, S. & Rodeo, S. A. Epidemiology of injuries and prevention strategies in competitive swimmers. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* **4**, 246-251 (2012).
- 144 Moore, S. D., Uhl, T. L. & Kibler, W. B. Improvements in shoulder endurance following a baseball-specific strengthening program in high school baseball players. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 1941738113477604 (2013).
- 145 Herda, L., Urtasun, R., Fua, P. & Hanson, A. Automatic determination of shoulder joint limits using quaternion field boundaries. *The International Journal of Robotics Research* **22**, 419-436 (2003).
- 146 Hiley, M. J. & Yeadon, M. R. Investigating optimal technique in a noisy environment: Application to the upstart on uneven bars. *Human Movement Science* **32**, 181-191, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.11.004> (2013).
- 147 Schulman, J. *et al.* Finding Locally Optimal, Collision-Free Trajectories with Sequential Convex Optimization in *Robotics: Science and Systems* (2013). 1-10 (Citeseer).
- 148 Kanoun, O. Real-time prioritized kinematic control under inequality constraints for redundant manipulators in *Robotics: Science and Systems* (2012). 145.
- 149 Szucs, K. A. & Borstad, J. D. Capturing three-dimensional clavicle kinematics: a validation of surface sensor measurements. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics* **3**, 1-15 (2015).
- 150 Anloague, P. A., Spees, V., Smith, J., Herbenick, M. A. & Rubino, L. J. Glenohumeral Range of Motion and Lower Extremity Flexibility in Collegiate-Level Baseball Players. *Sports Health* **4**, 25-30, doi:10.1177/1941738111422336 (2012).
- 151 Yasui, K., Mihata, T., Takeda, A., Watanabe, C. & Kinoshita, M. A new manual method for assessing elbow valgus laxity. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology: SMARTT* **4**, 11-11, doi:10.1186/1758-2555-4-11 (2012).
- 152 Parel, I. *et al.* Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: Intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait Posture* **35**, 636-640, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.015> (2012).

- 153 Brunkhorst, J. P., Giphart, J. E., LaPrade, R. F. & Millett, P. J. Coracohumeral Distances and Correlation to Arm Rotation: An in vivo 3-dimensional biplane fluoroscopy study. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, doi:DOI: 10.1177/2325967113496059 (2013).
- 154 Robert-Lachaine, X. *Analyse cinématique 3D de la coordination des articulations de l'épaule par l'entremise ddu rythme scapulo-huméral* Ph.D. thesis, Université de Montréal, (2014).
- 155 Illyés, Á. & Kiss, R. M. Method for determining the spatial position of the shoulder with ultrasound-based motion analyzer. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **16**, 79-88, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.007> (2006).
- 156 Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P. & Lephart, S. M. Glenohumeral Range of Motion Deficits and Posterior Shoulder Tightness in Throwers With Pathologic Internal Impingement. *The American Journal of Sports Medicine* **34**, 385-391, doi:10.1177/0363546505281804 (2006).
- 157 Clarkson, H. M. *Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength*. (Lippincott Williams & Wilkins, 2000).
- 158 Laudner, K. G., Sipes, R. C. & Wilson, J. T. The Acute Effects of Sleeper Stretches on Shoulder Range of Motion. *Journal of Athletic Training* **43**, 359-363 (2008).
- 159 Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Johnson, C. P. & Tyler, T. F. Reliability of shoulder range of motion comparing a goniometer to a digital level. *Physiotherapy Theory and Practice* **26**, 327-333 (2010).
- 160 Riddle, D. L., Rothstein, J. M. & Lamb, R. L. Goniometric Reliability in a Clinical Setting: Shoulder Measurements. *Physical Therapy* **67**, 668-673 (1987).
- 161 Williams, J. G. & Callaghan, M. Comparison of Visual Estimation and Goniometry in Determination of a Shoulder Joint Angle. *Physiotherapy* **76**, 655-657, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)63103-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406(10)63103-3) (1990).
- 162 Namdari, S. *et al.* Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **21**, 1177-1183, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032> (2012).
- 163 Ghasemzadeh, H. & Jafari, R. Coordination Analysis of Human Movements With Body Sensor Networks: A Signal Processing Model to Evaluate Baseball Swings. *Sensors Journal, IEEE* **11**, 603-610, doi:10.1109/JSEN.2010.2048205 (2011).
- 164 Lee, J., Gordon, S., Land, H., Leadbetter, R. & James, D. A. An effective method for monitoring swimmers with a shoulder injury. *PROCEEDINGS OF ASTN1 (1), 2013* **1**, 30 (2013).
- 165 Bachmann, E. R. *et al.* Orientation tracking for humans and robots using inertial sensors in *Computational Intelligence in Robotics and Automation, 1999. CIRA '99. Proceedings. 1999 IEEE International Symposium on* (1999). 187-194.
- 166 Könemann, R., Bosch, T., Kingma, I., Van Dieën, J. & De Looze, M. Effect of horizontal pick and place locations on shoulder kinematics. *Ergonomics* **58**, 195-207 (2015).
- 167 de Vries, W. H. K., Veeger, H. E. J., Cutti, A. G., Baten, C. & van der Helm, F. C. T. Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using

- inertial & magnetic measurement systems. *J Biomech* **43**, 1983-1988, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.007> (2010).
- 168 Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A. & Aminian, K. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *J Biomech* **42**, 2330-2335, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025> (2009).
- 169 Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G. & Della Croce, U. Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. *Journal of Clinical Biomechanics* **11**, 90-100 (1996).
- 170 Hamming, D., Braman, J. P., Phadke, V., LaPrade, R. F. & Ludewig, P. M. The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff. *Journal of Biomechanics* **45**, 1161-1168, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.003> (2012).
- 171 Tate, A. R., McClure, P., Kareha, S., Irwin, D. & Barbe, M. F. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: validity. *J Athl Train* **44**, 165 (2009).
- 172 Giphart, J. E., Elser, F., Dewing, C. B., Torry, M. R. & Millett, P. J. The Long Head of the Biceps Tendon Has Minimal Effect on In Vivo Glenohumeral Kinematics A Biplane Fluoroscopy Study. *Am J Sports Med* **40**, 202-212 (2012).
- 173 Tersì, L., Barré, A., Fantozzi, S. & Stagni, R. In vitro quantification of the performance of model-based mono-planar and bi-planar fluoroscopy for 3D joint kinematics estimation. *Medical & biological engineering & computing* **51**, 257-265 (2013).
- 174 Ohl, X. *et al.* A REPRODUCIBLE TECHNIQUE FOR 3D KINEMATICS ANALYSIS OF THE SCAPULO-THORACIC MOTION DURING ELEVATION OF THE ARM IN THE SCAPULAR PLANE. *Bone & Joint Journal Orthopaedic Proceedings Supplement* **96**, 7-7 (2014).
- 175 Pierrart, J. *et al.* New dynamic three-dimensional MRI technique for shoulder kinematic analysis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* **39**, 729-734 (2014).
- 176 Zhang, C. *et al.* Investigation of 3D glenohumeral displacements from 3D reconstruction using biplane X-ray images: Accuracy and reproducibility of the technique and preliminary analysis in rotator cuff tear patients. *J Electromyogr Kine S*, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.08.002>.
- 177 Braman, J. P., Engel, S. C., LaPrade, R. F. & Ludewig, P. M. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **18**, 960-967, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.001> (2009).
- 178 Begon, M., Dal Maso, F., Arndt, A. & Monnet, T. Can optimal marker weightings improve thoracohumeral kinematics accuracy? *Journal of Biomechanics* **48**, 2019-2025, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.03.023> (2015).
- 179 Windolf, M., Götzen, N. & Morlock, M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics* **41**, 2776-2780, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.024> (2008).
- 180 Chiari, L., Croce, U. D., Leardini, A. & Cappozzo, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture* **21**, 197-211, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.004> (2005).

- 181 Gybels, T. & Paque, J. Three-dimensional characteristics of the shoulder post-stroke and their relationships to clinical measures. (2014).
- 182 Jackson, M., Michaud, B., Tétréault, P. & Begon, M. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of Biomechanics* **45**, 2180-2183, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.042> (2012).
- 183 De Groote, F., De Laet, T., Jonkers, I. & De Schutter, J. Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *J Biomech* **41**, 3390-3398, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.035> (2008).
- 184 Williams, S., Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm. *Journal of Biomechanics* **39**, 2419-2429, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.023> (2006).
- 185 Ehrig, R. M. *et al.* The SCoRE residual: A quality index to assess the accuracy of joint estimations. *Journal of Biomechanics* **44**, 1400-1404, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.12.009> (2011).
- 186 Cutti, A. G., Paolini, G., Troncossi, M., Cappello, A. & Davalli, A. Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait & Posture* **21**, 341-349, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.001> (2005).
- 187 Lin, Y.-L. & Karduna, A. R. Sensors on the humerus are not necessary for an accurate assessment of humeral kinematics in constrained movements. *J Appl Biomech* **29**, 496-500 (2013).
- 188 Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D. & Begon, M. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics* **33**, 413-438, doi:10.1007/s11044-014-9421-z (2015).
- 189 Le Flem, D., Michaud, B. & Begon, M. Amélioration de la cinématique scapulaire par ajustement localisé d'ellipsoïdes in *Journée de la recherche du département de kinésiologie de l'université de Montréal* (2015).
- 190 Monnet, T., Begon, M., Pain, M. T. G. & Colloud, F. Iterative solidification procedure to determine the optimal marker location in *10th internaional symposium on 3D analysis of human movement* (2008). --.
- 191 Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L. & Oxland, T. R. The placement of skin surface markers for non-invasive measurement of scapular kinematics affects accuracy and reliability. *Ann Biomed Eng* **39**, 777-785 (2011).
- 192 Deutscher, J., North, B., Bascle, B. & Blake, A. Tracking through singularities and discontinuities by random sampling in *Computer Vision, 1999. The Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on* (1999). 1144-1149 (IEEE).
- 193 Fohanno, V., Colloud, F., Begon, M. & Lacouture, P. Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm: A pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **13**, 55-56 (2010).
- 194 Cerveri, P., Pedotti, A. & Ferrigno, G. Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science* **22**, 377-404, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457\(03\)00004-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457(03)00004-6) (2003).

- 195 Moore, T. & Stouch, D. A Generalized Extended Kalman Filter Implementation for the Robot Operating System in *Intelligent Autonomous Systems 13: Proceedings of the 13th International Conference IAS-13* (2015). 335 (Springer).
- 196 Labriola, J. E., Lee, T. Q., Debski, R. E. & McMahon, P. J. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **14**, S32-S38, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.014> (2005).
- 197 Hughes, P. C., Green, R. A. & Taylor, N. F. Measurement of subacromial impingement of the rotator cuff. *Journal of Science and Medicine in Sport* **15**, 2-7, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2011.07.001> (2012).
- 198 Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E. & de Zee, M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory* **14**, 1100-1111, doi:10.1016/j.simpat.2006.09.001 (2006).
- 199 Delp, S. L. *et al.* OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* **54**, 1940-1950 (2007).
- 200 Park, H. & Durand, D. M. Motion control of musculoskeletal systems with redundancy. *Biol Cybern* **99**, 503-516 (2008).
- 201 Eberly, D. Euler angle formulas. *Geometric Tools, LLC* (2008).
- 202 Chèze, L., Fregly, B. J. & Dimnet, J. Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Human Movement Science* **17**, 1-15, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457\(97\)00018-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457(97)00018-3) (1998).
- 203 Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C. & Lacouture, P. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics* **40**, 3487-3492, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.030> (2007).
- 204 Wilhelms, J. & Gelder, A. V. Fast and Easy Reach-Cone Joint Limits. *Journal of Graphics Tools* **6**, 27-41, doi:10.1080/10867651.2001.10487539 (2001).
- 205 Charteris, J. & Taves, C. The process of habituation to treadmill walking: A kinematic analysis. *Perceptual and Motor Skills* **47**, 659-666, doi:10.2466/pms.1978.47.2.659 (1978).
- 206 Barton, J. G. & Lees, A. An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams. *Gait & Posture* **5**, 28-33, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01070-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01070-3) (1997).
- 207 Dam, E. B., Koch, M. & Lillhom, M. (Department of Computer Science, University of Copenhagen, 1998).
- 208 Michaud, B., Jackson, M. I., Prince, F. & Begon, M. S. Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis? *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, doi:10.1080/10255842.2012.696104 (2012).
- 209 Chèze, L. Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data. *Journal of Biomechanics* **33**, 1695-1699, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00146-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00146-9) (2000).

- 210 Šenk, M. & Chèze, L. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics* **21**, Supplement 1, S3-S8, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007> (2006).
- 211 Bonnefoy-Mazure, A. *et al.* Rotation sequence is an important factor in shoulder kinematics. Application to the elite players' flat serves. *J Biomech* **43**, 2022-2025, doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.028 (2010).
- 212 Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F. & Ludewig, P. M. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics* **44**, 700-705, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.10.042> (2011).
- 213 Wu, G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* **35**, 543-548 (2002).
- 214 Rundquist, P. J., Anderson, D. D., Guanche, C. A. & Ludewig, P. M. Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **84**, 1473-1479, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00359-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00359-9) (2003).
- 215 Kirby, R. L., Simms, F. C., Symington, V. J. & Garner, J. B. Flexibility and musculoskeletal symptomatology in female gymnasts and age-matched controls. *Am J Sports Med* **9**, 160-164, doi:10.1177/036354658100900306 (1981).
- 216 Barnes, C. J., Van Steyn, S. J. & Fischer, R. A. The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **10**, 242-246, doi:10.1067/mse.2001.115270 (2001).
- 217 van Andel, C. J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C. A. M., Veeger, D. & Harlaar, J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture* **27**, 120-127, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.002> (2008).
- 218 Abdel-Malek, K., Yang, J., Brand, R. & Tanbour, E. Towards understanding the workspace of the upper extremities. Report No. 0148-7191, (SAE Technical Paper, 2001).
- 219 Tonneau, S., Pettré, J. & Multon, F. Using task efficiency contact configurations to animate creatures in arbitrary environments. *Computer & Graphics* **45**, 40-50 (2014).
- 220 Magermans, D., Chadwick, E., Veeger, H. & Van Der Helm, F. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clin Biomech* **20**, 591-599 (2005).
- 221 Wong, A. & Nansel, D. D. Comparisons between active vs. passive end-range assessments in subjects exhibiting cervical range of motion asymmetries. *J Manipulative Physiol Ther* **15**, 159-163 (1992).
- 222 Williams, G. R. *et al.* The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion, and subacromial impingement. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **10**, 399-409 (2001).
- 223 Arndt, J. *et al.* Immediate passive motion versus immobilization after endoscopic supraspinatus tendon repair: A prospective randomized study. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* **98**, S246-S254, doi:10.1016/j.rcot.2012.05.003 (2012).

- 224 Prinold, J. A., Villette, C. C. & Bull, A. M. The influence of extreme speeds on scapula kinematics and the importance of controlling the plane of elevation. *Clin Biomech* **28**, 973-980 (2013).
- 225 Sugamoto, K. *et al.* Scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. *Clin Orthop Relat R* **401**, 119-124 (2002).
- 226 Sundstrup, E. *et al.* Muscle Activation Strategies During Strength Training With Heavy Loading vs. Repetitions to Failure. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **26**, 1897-1903, doi:10.1519/JSC.0b013e318239c38e (2012).
- 227 Voycheck, C. A., Rainis, E. J., McMahon, P. J., Weiss, J. A. & Debski, R. E. Effects of region and sex on the mechanical properties of the glenohumeral capsule during uniaxial extension. *Journal of Applied Physiology* **108**, 1711-1718, doi:10.1152/jappphysiol.01175.2009 (2010).
- 228 McLaren, K., Byrd, E., Herzog, M., Polikandriotis, J. A. & Willimon, S. C. IMPACT SHOULDER ANGLES CORRELATE WITH IMPACT WRIST ANGLES IN STANDING BACK HANDSPRINGS IN PREADOLESCENT AND ADOLESCENT FEMALE GYMNASTS. *International Journal of Sports Physical Therapy* **10**, 341-346 (2015).
- 229 Almeida, G. P. L. *et al.* Glenohumeral range of motion in handball players with and without throwing-related shoulder pain. *J Shoulder Elbow Surg* **22**, 602-607, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.08.027> (2013).
- 230 Myklebust, G., Hasslan, L., Bahr, R. & Steffen, K. High prevalence of shoulder pain among elite Norwegian female handball players. *Scand J Med Sci Spor* **23**, 288-294, doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01398.x (2013).
- 231 Mihata, T. *et al.* Isolated glenohumeral range of motion, excluding side-to-side difference in humeral retroversion, in asymptomatic high-school baseball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1-7 (2014).
- 232 Kuhn, J. E., Huston, L. J., Soslowsky, L. J., Shyr, Y. & Blasler, R. B. External rotation of the glenohumeral joint: Ligament restraints and muscle effects in the neutral and abducted positions. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **14**, S39-S48, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.016> (2005).
- 233 Yu, J., Ackland, D. C. & Pandy, M. G. Shoulder muscle function depends on elbow joint position: An illustration of dynamic coupling in the upper limb. *J Biomech* **44**, 1859-1868, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.017> (2011).
- 234 Moya, S. Accurate and computationally fast joint range of motion parametrization in XIV International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics (2013).
- 235 Karduna, A. R., Williams, G. R., Iannotti, J. P. & Williams, J. L. Kinematics of the glenohumeral joint: Influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. *Journal of Orthopaedic Research* **14**, 986-993, doi:10.1002/jor.1100140620 (1996).
- 236 Kamper, D. G. & Rymer, W. Z. Effects of geometric joint constraints on the selection of final arm posture during reaching: a simulation study. *Experimental Brain Research* **126**, 134-138 (1999).

- 237 Huchez, A., Haering, D., Holvoët, P., Barbier, F. & Begon, M. Local versus global optimal sports techniques in a group of athletes. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 1-10, doi:[10.1080/10255842.2013.849341](https://doi.org/10.1080/10255842.2013.849341) (2015).
- 238 Gutiérrez, S. *et al.* Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **17**, 608-615, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2007.11.010> (2008).
- 239 Lempereur, M. *et al.* In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: Accuracy and repeatability assessment. *Journal of Biomechanics* **43**, 370-374, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.029> (2010).
- 240 O'Brien, J. F., Bodenheimer, R. E., Brostow, G. J. & Hodgins, J. K. Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data in *Graphics Interface* (2000). 53-60.
- 241 Begon, M., Wieber, P.-B. & Yeadon, M. R. Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of Biomechanics* **41**, 581-586, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.005> (2008).
- 242 Lundgren, J. *Inpolyhedron - are points inside a volume?*, <<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28851-alpha-shapes>> (2010).
- 243 Jobe, C. M. & Lannotti, J. P. Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **4**, 281-285, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S1058-2746\(05\)80021-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1058-2746(05)80021-7) (1995).
- 244 Masjedi, M., Lovell, C. & Johnson, G. R. Comparison of range of motion and function of subjects with reverse anatomy Bayley-Walker shoulder replacement with those of normal subjects. *Human Movement Science* **30**, 1062-1071, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2010.08.014> (2011).
- 245 Keener, J. D., Steger-May, K., Stobbs, G. & Yamaguchi, K. Asymptomatic rotator cuff tears: Patient demographics and baseline shoulder function. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **19**, 1191-1198, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2010.07.017> (2010).
- 246 Haering, D., Raison, M. & Begon, M. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of Biomechanical Engineering* **136**, 084502, doi:10.1115/1.4027665 (2014).
- 247 Itoi, E., Newman, S. R., Kuechle, D. K., Morrey, B. F. & An, K. N. Dynamic anterior stabilisers of the shoulder with the arm in abduction. *J Bone Joint Surg Br* **76**, 834-836 (1994).
- 248 Huchez, A., Haering, D., Holvoët, P., Barbier, F. & Begon, M. Differences between expert end novice gymnasts performance of a counter movement forward in flight on uneven bars. *Science of Gymnastics Journal* (In press).
- 249 Yunong, Z., Jun, W. & Youshen, X. A dual neural network for redundancy resolution of kinematically redundant manipulators subject to joint limits and joint velocity limits. *Neural Networks, IEEE Transactions on* **14**, 658-667, doi:10.1109/tnn.2003.810607 (2003).

- 250 Shimizu, M., Kakuya, H., Woo-Keun, Y., Kitagaki, K. & Kosuge, K. Analytical Inverse Kinematic Computation for 7-DOF Redundant Manipulators With Joint Limits and Its Application to Redundancy Resolution. *Robotics, IEEE Transactions on* **24**, 1131-1142, doi:10.1109/tro.2008.2003266 (2008).
- 251 Wang, X. Three-dimensional kinematic analysis of influence of hand orientation and joint limits on the control of arm postures and movements. *Biological Cybernetics* **80**, 449-463, doi:10.1007/s004220050538 (1999).
- 252 Tolani, D., Badler, N. & Gallier, J. A kinematic model of the human arm using triangular bézier spline surfaces. *Graphical Models* (2000).
- 253 Sheets, A. L. & Hubbard, M. Influence of optimization constraints in uneven parallel bar dismount swing simulations. *Journal of Biomechanics* **42**, 1685-1691, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.014> (2009).
- 254 Takei, Y., Blucker, E. P., Nohara, H. & Yamashita, N. The Hecht vault performed at the 1995 World Gymnastics Championships: Deterministic model and judges' scores. *Journal of Sports Sciences* **18**, 849-863, doi:10.1080/026404100750017788 (2000).
- 255 King, M. A. & Yeadon, M. R. Factors influencing performance in the Hecht vault and implications for modelling. *Journal of Biomechanics* **38**, 145-151, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.039> (2005).
- 256 Busquets, A., Marina, M., Iurria, A. & Angulo-Barroso, R. M. Coordination Analysis Reveals Differences in Motor Strategies for the High Bar Longswing among Novice Adults. *PLoS ONE* **8**, e67491, doi:10.1371/journal.pone.0067491 (2013).
- 257 Delignières, D. *et al.* Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. *Human Movement Science* **17**, 221-241 (1998).
- 258 Bobrow, J. E. *et al.* Optimal robot motions for physical criteria. *Journal of Robotic systems* **18**, 785-795 (2001).
- 259 Reinkensmeyer, D. J. & Patton, J. L. Can robots help the learning of skilled actions? *Exercise and sport sciences reviews* **37**, 43 (2009).
- 260 F.I.G. (ed Fédération Internationale de Gymnastique) (2013).
- 261 Koh, M. & Jennings, L. Strategies in preflight for an optimal Yurchenko layout vault. *Journal of Biomechanics* **40**, 1256-1261, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.027> (2007).
- 262 Gervais, P. & Tally, F. The beat swing and mechanical descriptors of three horizontal bar release-regrasp skills. *Journal of applied biomechanics* **9**, 66-66 (1993).
- 263 Hiley, M. J. & Yeadon, M. R. The margin for error when releasing the high bar for dismounts. *Journal of Biomechanics* **36**, 313-319, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00431-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00431-1) (2003).
- 264 Burgess, R. & Noffal, G. Kinematic analysis of the back salto take-off in a tumbling series: advanced vs. beginner techniques in *ISBS-Conference Proceedings Archive* (2001).
- 265 Takei, Y. The roche vault performed by elite gymnasts: somersaulting technique, deterministic model, and judges' scores. *Journal of applied biomechanics* **23**, 1-11 (2007).

- 266 Bardy, B. G. & Laurent, M. How is body orientation controlled during somersaulting? *Journal of experimental psychology. Human perception and performance* **24**, 963-977 (1998).
- 267 Canal, M. & Pozzo, T. Informations visuelles en gymnastique. *Diagnostics, treatment and analysis of gymnastic talent. Sport Psyche Editions, Montréal*, 118-136 (1987).
- 268 Mossdrop, E., Penitente, G., Sands, W. & de Vries, J. A kinematic comparison of backward tucked somersault dismount performed on high bar by elite and non-elite gymnasts. *British Journal of Sports Medicine* **47**, e4, doi:10.1136/bjsports-2013-093073.19 (2013).
- 269 Brüggemann, C.-P., Cheetham, P. J., Alp, Y. & Arampatzis, D. Approach to a biomechanical profile of dismounts and release-regrasp skills of the high bar. *Journal of applied biomechanics*, 291-312 (1994).
- 270 Prassas, S., Kwon, Y. H. & Sands, W. A. Biomechanical research in artistic gymnastics: a review. *Sports Biomechanics* **5**, 261-291 (2006).
- 271 Prassas, S. G. Technique analysis of the 1992 compulsory dismount from the parallel bars in *XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports* (1995). (ed Tony Bauer) 160-163.
- 272 Pijnappels, M., Kingma, I., Wezenberg, D., Reurink, G. & van Dieën, J. H. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Experimental brain research* **201**, 689-699 (2010).
- 273 Yeadon, M. R. The Biomechanics of the Human in Flight. *The American Journal of Sports Medicine* **25**, 575-580, doi:10.1177/036354659702500423 (1997).
- 274 Koschorreck, J. & Mombaur, K. Optimisation of somersaults and twists in platform diving. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **12**, 157-159, doi:10.1080/10255840903091353 (2009).
- 275 Sekulic, D., Spasic, M. & Esco, M. R. Predicting agility performance with other performance variables in pubescent boys: A multiple-regression approach 1. *Perceptual & Motor Skills* **118**, 447-461 (2014).
- 276 Grandi, B., Gueisbuhler, A. & Örsel, A. Vol. II 2.2 WAG2 (ed Fédération Internationale de Gymnastique) 46-47 (Fédération Internationale de Gymnastique, <http://www.fig-gymnastics.com/vsite/vnavsite/page/directory/0,10853,5187-188050-205272-nav-list,00.html>, 2011).
- 277 Wu, G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics* **35**, 543-548, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6) (2002).
- 278 Felis, M. in *Motion in Games Vol. 7660 Lecture Notes in Computer Science* (ed Marcelo and Bekris Kallmann, Kostas) 197-207 (Springer Berlin Heidelberg 2012).
- 279 De Leva, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics* **29**, 1223-1230 (1996).

- 280 Bessonnet, G., Seguin, P. & Sardain, P. A Parametric Optimization Approach to Walking Pattern Synthesis *The International Journal of Robotics Research* **24**, 523-536, doi:10.1177/0278364905055377 (2005).
- 281 Haering, D., Inthavong, P., Raison, M. & Begon, M. Preliminary report on rotator cuff string mesh-model. in *International shoulder group conference* (2014). (International Shoulder Group).
- 282 Chong, I.-G. & Jun, C.-H. Performance of some variable selection methods when multicollinearity is present. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems* **78**, 103-112 (2005).
- 283 Hiley, M. J., Yeadon, M. R. & Buxton, E. Consistency of performances in the Tkatchev release and re-grasp on high bar. *Sports Biomechanics* **6**, 121-130 (2007).
- 284 Manning, M. L., Irwin, G., Gittoes, M. J. & Kerwin, D. G. Influence of longswing technique on the kinematics and key release parameters of the straddle Tkachev on uneven bars. *Sports Biomechanics* **10**, 161-173 (2011).
- 285 Arampatzis, A. & Brüggemann, G. P. Mechanical energetic processes during the giant swing before the Tkatchev exercise. *J Biomech* **34**, 505-512 (2001).
- 286 Brüggemann, G. P. in *Current research in sports biomechanics. Medicine and Sport Science*. (eds van Gheluwe & Atha B., J.) 142-176 (1987).
- 287 Brüggemann, G. P. in *Biomechanics VII-B* (eds H. Matsui & K. Kobayashi) 793-800 (Human Kinetics, 1983).
- 288 Hraski, Ž. & Mejovsek, M. Production of angular momentum for backward somersault in *IASTED International Conference on Biomechanics, Honolulu, Hawaii, USA* (2004). 10-13.
- 289 Begon, M., Hiley, M. J. & Yeadon, M. R. Effect of hip flexibility on optimal staldler performances on high bar. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **12**, 575-583, doi:10.1080/10255840902788595 (2009).
- 290 Sheets, A. L. & Hubbard, M. Evaluation of a subject-specific female gymnast model and simulation of an uneven parallel bar swing. *Journal of biomechanics* **41**, 3139-3144 (2008).
- 291 Hiley, M. J. & Yeadon, M. R. Investigating optimal technique in a noisy environment: Application to the upstart on uneven bars. *Human Movement Science*, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.11.004> (2013).
- 292 Lee, M. C. Y., Chow, J. Y., Komar, J., Wee Keat Tan, C. & Button, C. Nonlinear pedagogy: An effective approach to cater for individual differences in learning a sport skill. *PLoS ONE* **9**, e104744, doi:10.1371/journal.pone.0104744 (2014).
- 293 Alenabi, T., Jackson, M., Tétreault, P. & Begon, M. Electromyographic activity in the immobilized shoulder musculature during ipsilateral elbow, wrist, and finger movements while wearing a shoulder orthosis. *J Shoulder Elbow Surg* **22**, 1400-1407 (2013).
- 294 Alenabi, T., Jackson, M., Tétreault, P. & Begon, M. Electromyographic activity in the shoulder musculature during resistance training exercises of the ipsilateral upper limb while wearing a shoulder orthosis. *J Shoulder Elbow Surg* **23**, e140-e148 (2014).
- 295 Begon, M., Bleau, J., Nobert, S. & Tétreault, P. (Google Patents, 2013).

- 296 Millett, P. J., Wilcox, R. B., O'Holleran, J. D. & Warner, J. J. P. Rehabilitation of the Rotator Cuff: An Evaluation-Based Approach. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* **14**, 599-609 (2006).
- 297 Miller, B. S. *et al.* When Do Rotator Cuff Repairs Fail? Serial Ultrasound Examination After Arthroscopic Repair of Large and Massive Rotator Cuff Tears. *The American Journal of Sports Medicine* **39**, 2064-2070, doi:10.1177/0363546511413372 (2011).
- 298 Shea, K. P., Obopilwe, E., Sperling, J. W. & Iannotti, J. P. A biomechanical analysis of gap formation and failure mechanics of a xenograft-reinforced rotator cuff repair in a cadaveric model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **21**, 1072-1079, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.024> (2012).
- 299 Brislin, K. J., Field, L. D. & Savoie Iii, F. H. Complications After Arthroscopic Rotator Cuff Repair. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* **23**, 124-128, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2006.09.001> (2007).
- 300 McMullen, J. & Uhl, T. L. A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *J Athl Train* **35**, 329-337 (2000).
- 301 Gimbel, J. A., Van Kleunen, J. P., Lake, S. P., Williams, G. R. & Soslowsky, L. J. The role of repair tension on tendon to bone healing in an animal model of chronic rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics* **40**, 561-568, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.010> (2007).
- 302 Tsianos, G. & Loeb, G. in *Encyclopedia of Computational Neuroscience* (eds Dieter Jaeger & Ranu Jung) Ch. 246-2, 1-18 (Springer New York, 2014).
- 303 Kuriki, H. U. & Takahashi, L. Relationship between electromyography and muscle force. *EMG Methods for evaluating muscle and nerve function* (2012).
- 304 Besier, T. F., Gold, G. E., Beaupré, G. S. & Delp, S. L. A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **37**, 1924 (2005).
- 305 Cohen, Z. A. *et al.* Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises An analysis using computer simulation. *The American Journal of Sports Medicine* **29**, 480-487 (2001).
- 306 Saul, K. R., Hayon, S., Smith, T. L., Tuohy, C. J. & Mannava, S. Postural dependence of passive tension in the supraspinatus following rotator cuff repair: A simulation analysis. *Clinical Biomechanics* **26**, 804-810, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.04.005> (2011).
- 307 Ma, C. B., Comerford, L., Wilson, J. & Puttlitz, C. M. Biomechanical Evaluation of Arthroscopic Rotator Cuff Repairs: Double-Row Compared with Single-Row Fixation. **88**, 403-410, doi:10.2106/jbjs.d.02887 (2006).
- 308 Ross, D. *et al.* Rehabilitation Following Arthroscopic Rotator Cuff Repair: A Review of Current Literature. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* **22**, 1-9, doi:10.5435/jaaos-22-01-1 (2014).
- 309 Laitenberg, M. *Approche intégrée de modélisation cinématique et dynamique du membre supérieur*, École Polytechnique de Montréal, (2013).

- 310 Van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Pronk, G. M., Van der Woude, L. H. V. & Rozendal, R. H. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics* **25**, 129-144 (1992).
- 311 Zajac, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering* **17**, 359-411 (1988).
- 312 Garner, B. A. & Pandy, M. G. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering* **31**, 207-220 (2003).
- 313 Halder, A., Zobitz, M. E., Schultz, F. & An, K. N. Structural properties of the subscapularis tendon. *Journal of Orthopaedic Research* **18**, 829-834, doi:10.1002/jor.1100180522 (2000).
- 314 Itoi, E. *et al.* Tensile properties of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research* **13**, 578-584, doi:10.1002/jor.1100130413 (1995).
- 315 Alenabi, T., Jackson, M., Tetreault, P. & Begon, M. Electromyographic activity in the immobilized shoulder musculature during ipsilateral elbow, wrist, and finger movements while wearing a shoulder orthosis. *J Shoulder Elbow Surg* **22**, 1400-1407, doi:10.1016/j.jse.2013.04.007 (2013).
- 316 Alenabi, T., Jackson, M., Tetreault, P. & Begon, M. Electromyographic activity in the shoulder musculature during resistance training exercises of the ipsilateral upper limb while wearing a shoulder orthosis. *J Shoulder Elbow Surg* **23**, e140-148, doi:10.1016/j.jse.2013.08.024 (2014).
- 317 Steenbrink, F., de Groot, J. H., Veeger, H. E. J., van der Helm, F. C. T. & Rozing, P. M. Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics* **42**, 1740-1745, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.011> (2009).
- 318 Diederichsen, L. P. *et al.* The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **19**, 789-799, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.08.006> (2009).
- 319 Naef, F., Grace, S., Crowley-McHattan, Z., Hardy, D. & McLeod, A. The effect of chronic shoulder pain on maximal force of shoulder abduction. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.08.005>.
- 320 Hatakeyama, Y., Itoi, E., Pradhan, R. L., Urayama, M. & Sato, K. Effect of Arm Elevation and Rotation on the Strain in the Repaired Rotator Cuff Tendon: A Cadaveric Study. *The American Journal of Sports Medicine* **29**, 788-794 (2001).
- 321 Zuckerman, J. D., Leblanc, J.-M., Choueka, J. & Kummer, F. The effect of arm position and capsular release on rotator cuff repair. A biomechanical study. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* **73**, 402-405 (1991).
- 322 Jobe, F. W. & Pink, M. Classification and treatment of shoulder dysfunction in the overhead athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **18**, 427-432 (1993).
- 323 Crockett, H. C. *et al.* Osseous adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine* **30**, 20-26 (2002).

- 324 Cho, N. S. & Rhee, Y. G. Functional outcome of arthroscopic repair with concomitant manipulation in rotator cuff tears with stiff shoulder. *The American Journal of Sports Medicine* **36**, 1323-1329 (2008).
- 325 Riley, G. *et al.* Tendon degeneration and chronic shoulder pain: changes in the collagen composition of the human rotator cuff tendons in rotator cuff tendinitis. *Annals of the rheumatic diseases* **53**, 359-366 (1994).
- 326 Oh, J. H. *et al.* Prognostic Factors Affecting Anatomic Outcome of Rotator Cuff Repair and Correlation With Functional Outcome. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* **25**, 30-39, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2008.08.010> (2009).
- 327 Chen, C.-H., Hsu, K.-Y., Chen, W.-J. & Shih, C.-H. Incidence and severity of biceps long-head tendon lesion in patients with complete rotator cuff tears. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* **58**, 1189-1193 (2005).
- 328 Pagnani, M. J., Deng, X.-H., Warren, R. F., Torzilli, P. A. & O'Brien, S. J. Role of the long head of the biceps brachii in glenohumeral stability: A biomechanical study in cadavera. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **5**, 255-262, doi:10.1016/S1058-2746(96)80051-6.
- 329 Neer, C. S. Impingement lesions. *Clinical orthopaedics and related research* **173**, 70-77 (1983).
- 330 Ben Kibler, W. & McMullen, J. Scapular Dyskinesia and Its Relation to Shoulder Pain. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* **11**, 142-151 (2003).
- 331 Van Ee, C. A., Chasse, A. L. & Myers, B. S. Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, postmortem time, and freezer storage. *Journal of Biomechanical Engineering* **122**, 9-14 (2000).
- 332 Wren, T. A. L., Yerby, S. A., Beaupré, G. S. & Carter, D. R. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clinical Biomechanics* **16**, 245-251, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00089-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00089-9) (2001).
- 333 Stäubli, H. U., Schatzmann, L., Brunner, P., Rincón, L. & Nolte, L.-P. Mechanical Tensile Properties of the Quadriceps Tendon and Patellar Ligament in Young Adults. *The American Journal of Sports Medicine* **27**, 27-34 (1999).
- 334 de Witte, P. B. *et al.* The Supraspinatus and the Deltoid – Not just two arm elevators. *Hum Movement Sci* **33**, 273-283, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2013.08.010> (2014).
- 335 Favre, P., Jacob, H. A. C. & Gerber, C. Changes in shoulder muscle function with humeral position: A graphical description. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **18**, 114-121, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.06.010> (2009).
- 336 Southgate, D. F. L. *et al.* The range of axial rotation of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics* **42**, 1307-1312, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.007 (2009).
- 337 Ropars, M., Cretual, A., Thomazeau, H., Kaila, R. & Bonan, I. Volumetric definition of shoulder range of motion and its correlation with clinical signs of shoulder hyperlaxity. A motion capture study. *J Shoulder Elbow Surg* **24**, 310-316, doi:10.1016/j.jse.2014.06.040 (2015).
- 338 McCully, S. P., Kumar, N., Lazarus, M. D. & Karduna, A. R. Internal and external rotation of the shoulder: Effects of plane, end-range determination, and scapular

- motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **14**, 602-610, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2005.05.003> (2005).
- 339 Fayad, F. *et al.* Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *J Biomech* **41**, 326-332 (2008).
- 340 Kibler, W. B. & McMullen, J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg* **11**, 142-151 (2003).
- 341 Pereira, B. P., Thambyah, A. & Lee, T. Limited forearm motion compensated by thoracohumeral kinematics when performing tasks requiring pronation and supination. *J Appl Biomech* **28**, 127-138 (2012).
- 342 Eshuis, R. & De Gast, A. Role of the long head of the biceps brachii muscle in axial humeral rotation control. *Clinical Anatomy* **25**, 737-745, doi:10.1002/ca.22001 (2012).
- 343 Kebaetse, M., McClure, P. & Pratt, N. A. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil* **80**, 945-950 (1999).
- 344 Konrad, G. G., Jolly, J. T., Labriola, J. E., McMahan, P. J. & Debski, R. E. Thoracohumeral muscle activity alters glenohumeral joint biomechanics during active abduction. *Journal of Orthopaedic Research* **24**, 748-756, doi:10.1002/jor.20062 (2006).
- 345 Mohammadi, Y., Arjmand, N. & Shirazi-Adl, A. Comparison of trunk muscle forces, spinal loads and stability estimated by one stability- and three EMG-assisted optimization approaches. *Med Eng Phys* **37**, 792-800, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.05.018> (2015).
- 346 Miller, R. H., Umberger, B. R., Hamill, J. & Caldwell, G. E. Evaluation of the minimum energy hypothesis and other potential optimality criteria for human running. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences* **279**, 1498-1505, doi:10.1098/rspb.2011.2015 (2012).
- 347 Brochard, S., Lempereur, M. & Rémy-Néris, O. Accuracy and Reliability of Three Methods of Recording Scapular Motion Using Reflective Skin Markers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* **225**, 100-105, doi:10.1243/09544119jeim830 (2011).
- 348 Xu, X., Dickerson, C. R., Lin, J.-h. & McGorry, R. W. Evaluation of regression-based 3-D shoulder rhythms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.07.005>.
- 349 El Habachi, A., Duprey, S., Cheze, L. & Dumas, R. A parallel mechanism of the shoulder—application to multi-body optimisation. *Multibody Syst Dyn* **33**, 439-451, doi:10.1007/s11044-014-9418-7 (2015).
- 350 Conte, A. L. F., Marques, A. P., Casarotto, R. A. & Amado-João, S. M. Handedness influences passive shoulder range of motion in nonathlete adult women. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* **32**, 149-153, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.12.006> (2009).

- 351 Günal, I., Köse, N., Erdogan, O., Göktürk, E. & Seber, S. Normal Range of Motion of the
Joints of the Upper Extremity in Male Subjects, with Special Reference to Side*. *The
Journal of Bone & Joint Surgery* **78**, 1401-1404 (1996).
- 352 van de Pol, R. J., van Trijffel, E. & Lucas, C. Inter-rater reliability for measurement of
passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if
instruments are used: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* **56**, 7-17,
doi:10.1016/s1836-9553(10)70049-7 (2010).
- 353 Sarver, J. J. *et al.* After rotator cuff repair, stiffness—but not the loss in range of
motion—increased transiently for immobilized shoulders in a rat model. *Journal of
Shoulder and Elbow Surgery* **17**, S108-S113, doi:10.1016/j.jse.2007.08.004 (2008).
- 354 Kibler, W. B. & Chandler, T. J. Range of motion in junior tennis players participating in
an injury risk modification program. *Journal of Science and Medicine in Sport* **6**, 51-62,
doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S1440-2440\(03\)80008-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1440-2440(03)80008-7) (2003).
- 355 Christensen, G. E. *et al.* Synthesizing average 3D anatomical shapes using deformable
templates (1999). 574-582.
- 356 Hu, J., Liu, L. & Wang, G. Dual Laplacian morphing for triangular meshes. *Computer
Animation and Virtual Worlds* **18**, 271-277 (2007).
- 357 Christensen, G. E., Johnson, H. J. & Vannier, M. W. Synthesizing average 3D
anatomical shapes. *NeuroImage* **32**, 146-158,
doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.03.018> (2006).
- 358 Körtgen, M., Park, G.-J., Novotni, M. & Klein, R. 3D shape matching with 3D shape
contexts in *The 7th central European seminar on computer graphics* (2003). 5-17.
- 359 Ling, H. & Jacobs, D. W. Shape classification using the inner-distance. *Pattern Analysis
and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* **29**, 286-299 (2007).
- 360 Almeida, G. P. L. *et al.* Glenohumeral range of motion in handball players with and
without throwing-related shoulder pain. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*,
doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.08.027> (2012).
- 361 Vranić, D. V. & Saupe, D. Description of 3D-shape using a complex function on the
sphere in *Multimedia and Expo, 2002. ICME'02. Proceedings. 2002 IEEE International
Conference on* (2002). 177-180 (IEEE).
- 362 (ed Federation Internationale de Gymnastique) (Federation internationale de
Gymnastique, 2012).
- 363 North, L. R. *et al.* Effect of implant geometry on range of motion in reverse shoulder
arthroplasty assessed using glenohumeral separation distance. *J Shoulder Elbow Surg*
24, 1359-1366, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2014.12.031> (2015).
- 364 Walia, P., Miniaci, A., Jones, M. H. & Fening, S. D. Influence of Combined Hill-Sachs
and Bony Bankart Defects on Range of Motion in Anterior Instability of the Shoulder
in a Finite Element Model. *Arthroscopy*,
doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2015.04.099>.
- 365 Rombaut, L. *et al.* Muscle–tendon tissue properties in the hypermobility type of
Ehlers-Danlos syndrome. *Arthritis Care & Research* **64**, 766-772,
doi:10.1002/acr.21592 (2012).

- 366 Herda, T. J. *et al.* The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit. *Journal of Sports Sciences* **31**, 479-487, doi:10.1080/02640414.2012.736632 (2012).
- 367 Blazeovich, A. J. *et al.* Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *J Appl Physiol* **113**, 1446-1455 (2012).
- 368 Holcombe, S. *Inpolyhedron - are points inside a volume?*, <<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/37856-inpolyhedron-are-points-inside-a-volume>> (2012).
- 369 Deb, K. An efficient constraint handling method for genetic algorithms. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* **186**, 311-338, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0045-7825\(99\)00389-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0045-7825(99)00389-8) (2000).
- 370 Fayad, F. *et al.* 3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity. *Clinical Biomechanics* **21**, 932-941, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.015> (2006).
- 371 de Groot, J. H., van Woensel, W. & van der Helm, F. C. T. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clinical Biomechanics* **14**, 309-314, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)90094-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90094-8) (1999).
- 372 Pascoal, A. G., van der Helm, F. F. C. T., Pizarat Correia, P. & Carita, I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics* **15**, **Supplement 1**, S21-S24, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00055-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00055-3) (2000).
- 373 Miller, R. H., Umberger, B. R. & Caldwell, G. E. Limitations to maximum sprinting speed imposed by muscle mechanical properties. *J Biomech* **45**, 1092-1097, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.040> (2012).
- 374 Chung, P. & Ng, G. Comparison between an accelerometer and a three-dimensional motion analysis system for the detection of movement. *Physiotherapy* **98**, 256-259 (2012).
- 375 Monnet, T., Samson, M., Bernard, A., David, L. & Lacouture, P. Measurement of three-dimensional hand kinematics during swimming with a motion capture system: a feasibility study. *Sports Eng* **17**, 171-181, doi:10.1007/s12283-014-0152-4 (2014).
- 376 Yeadon, M. R. & King, M. A. The effect of marker placement around the elbow on calculated elbow extension during bowling in cricket. *Journal of Sports Sciences* **33**, 1658-1666, doi:10.1080/02640414.2014.1003588 (2015).
- 377 Liu, J., Chuan, H. & Kuan, P. Assessment of range of shoulder motion using Kinect. *Gerontechnology* **13**, 249 (2014).
- 378 Muraki, T. *et al.* The range of glenohumeral joint motion in activities of daily living after rotator cuff repair: A cadaveric biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* **17**, 802-807, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.02.015> (2008).
- 379 Audigé, L., Blum, R., Müller, A. M., Flury, M. & Durchholz, H. Complications Following Arthroscopic Rotator Cuff Tear Repair A Systematic Review of Terms and Definitions With Focus on Shoulder Stiffness. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* **3**, 2325967115587861 (2015).

- 380 Chung, S. W., Huong, C. B., Kim, S. H. & Oh, J. H. Shoulder stiffness after rotator cuff repair: risk factors and influence on outcome. *Arthroscopy* **29**, 290-300 (2013).
- 381 Chaudhury, S. *et al.* Role of fatty infiltration in the pathophysiology and outcomes of rotator cuff tears. *Arthritis care & research* **64**, 76-82 (2012).

ANNEXES

1 Extraction d'angles des matrices de rotation

Tandis que la séquence de Cardan $X_\psi Y_\theta Z_\phi$ est utilisée^{64,210} angles d'Euler $Z_\psi Y_\theta Z_\phi$ sont préférés pour l'articulation thoraco-humérale, ou gléno-humérale. Toutefois, cette séquence cause une certaine interaction entre le premier et le troisième angle de la séquence, tous deux réalisés autour du même axe. De ce fait pour la mesure de la mobilité articulaire, nous suggérons une séquence d'Euler $Z_\psi Y_\theta - Z_\psi Z_\phi$ dans laquelle le troisième axe de rotation est corrigé. Puisque la combinaison de séquences d'angles entre eux est complexe, une matrice de rotation R , est souvent utilisée pour les calculs. Cette matrice est carrée et définie par trois vecteurs et constituant neuf éléments. De plus, elle est identique quelle que soit la séquence d'angle :

$$R = \begin{bmatrix} 1,1 & 1,2 & 1,3 \\ 2,1 & 2,2 & 2,3 \\ 3,1 & 3,2 & 3,3 \end{bmatrix}. \quad \text{Équation (1)}$$

Pour l'interprétation, les angles doivent alors en être extraits. Extraire les angles ψ, θ, ϕ d'une matrice de rotation est une opération trigonométrique simple²⁰¹, qui varie selon la séquence d'angles choisie.

1.1 Séquence de Cardan xyz

Si la séquence que je choisie est $X_\psi Y_\theta Z_\phi$, la matrice de rotation correspondante a la forme :

$$R_{X_\psi Y_\theta Z_\phi} = \begin{bmatrix} c_\varphi c_\vartheta & -s_\varphi c_\vartheta & s_\vartheta \\ c_\varphi s_\vartheta s_\psi + s_\varphi c_\psi & -s_\varphi s_\vartheta s_\psi + c_\varphi c_\psi & -c_\vartheta s_\psi \\ -c_\varphi s_\vartheta c_\psi + s_\varphi s_\psi & s_\varphi s_\vartheta c_\psi + c_\varphi s_\psi & c_\vartheta c_\psi \end{bmatrix}, \quad \text{Équation (2)}$$

où : $c_\vartheta = \cos(\vartheta)$ et $s_\vartheta = \sin(\vartheta)$.

On pourra alors facilement identifier les angles :

$$\psi = \tan^{-1}(-R_{2,3} / R_{3,3})$$

$$\vartheta = \sin^{-1}(R_{1,3})$$

$$\varphi = \tan^{-1}(-R_{1,2} / R_{1,1}).$$

1.2 Séquence d'Euler zyz

Si la séquence que je choisie est $Z_\psi Y_\vartheta Z_\phi$, la matrice de rotation correspondante a la forme :

$$R_{Z_\psi Y_\vartheta Z_\phi} = \begin{bmatrix} c_\psi c_\varphi - s_\psi c_\vartheta s_\varphi & -c_\psi s_\varphi - s_\psi c_\vartheta c_\varphi & s_\psi s_\vartheta \\ s_\psi c_\varphi + c_\psi c_\vartheta s_\varphi & -s_\psi s_\varphi + c_\psi c_\vartheta c_\varphi & -c_\psi s_\vartheta \\ s_\vartheta s_\varphi & s_\vartheta c_\varphi & c_\vartheta \end{bmatrix}, \quad \text{Équation (3)}$$

où : $c_\vartheta = \cos(\vartheta)$ et $s_\vartheta = \sin(\vartheta)$.

On pourra alors facilement identifier les angles :

$$\psi = \tan^{-1}(-R_{1,3} / R_{2,3})$$

$$\vartheta = \cos^{-1}(R_{3,3})$$

$$\phi = \tan^{-1}(R_{3,1} / R_{3,2}).$$

1.3 Séquence d'Euler corrigée zyzz

Si la séquence que je choisie est $Z_\psi Y_\vartheta - Z_\psi Z_\phi$, la matrice de rotation correspondante a la forme :

$$R_{Z_\psi Y_\vartheta - Z_\psi Z_\phi} = \begin{bmatrix} c_\psi c_{\varphi-\psi} - s_\psi c_\vartheta s_{-\psi\varphi} & -c_\psi s_{\varphi-\psi} - s_\psi c_\vartheta c_{\varphi-\psi} & s_\psi s_\vartheta \\ s_\psi c_{\varphi-\psi} + c_\psi c_\vartheta s_{\varphi-\psi} & -s_\psi s_{\varphi-\psi} + c_\psi c_\vartheta c_{\varphi-\psi} & -c_\psi s_\vartheta \\ s_\vartheta s_{\varphi-\psi} & s_\vartheta c_{\varphi-\psi} & c_\vartheta \end{bmatrix}, \quad \text{Équation (4)}$$

où : $c_\vartheta = \cos(\vartheta)$ et $s_\vartheta = \sin(\vartheta)$.

On pourra alors facilement identifier les angles :

$$\psi = \tan^{-1}(-R_{1,3} / R_{2,3})$$

$$\vartheta = \cos^{-1}(R_{3,3})$$

$$\varphi - \psi = \tan^{-1}(R_{3,1} / R_{3,2}).$$

Donc : $\varphi = \tan^{-1}(R_{3,1} / R_{3,2}) + \psi.$

2 Comparaison d'amplitudes fonctionnelles mesurées à l'aide de marqueurs cutanés et de tiges intra-corticales

Tableau 14 : Comparaison des amplitudes sterno-claviculaires.

Type de mouvement	Amplitude de mouvement en degrés (MOYENNE ± ET)					
	Tiges intracorticales			Repères cutanés		
STERNOCLAVICULAIRE	Z	Y	X	Z	Y	X
Adduction en rotation externe	17 ± 6	13 ± 2	18 ± 8	18 ± 5	12 ± 5	24 ± 9
Adduction en rotation neutre	16 ± 5	12 ± 4	19 ± 15	15 ± 2	11 ± 4	18 ± 11
Adduction en rotation interne	16 ± 7	13 ± 3	24 ± 8	15 ± 2	12 ± 3	26 ± 4
Flexion en rotation externe	15 ± 4	10 ± 2	31 ± 14	13 ± 2	12 ± 2	23 ± 2
Flexion en rotation neutre	21 ± 6	12 ± 1	30 ± 8	20 ± 4	13 ± 1	20 ± 4
Flexion en rotation interne	21 ± 1	13 ± 2	31 ± 7	21 ± 3	14 ± 0	15 ± 3
Abduction en rotation externe	22 ± 3	15 ± 3	29 ± 8	13 ± 6	13 ± 4	16 ± 10
Abduction en rotation neutre	20 ± 4	17 ± 5	24 ± 6	17 ± 4	18 ± 5	15 ± 8
Abduction en rotation interne	20 ± 4	18 ± 5	20 ± 5	17 ± 5	19 ± 6	14 ± 2
Extension en rotation externe	4 ± 3	8 ± 6	5 ± 5	4 ± 3	8 ± 9	6 ± 4
Extension en rotation neutre	5 ± 2	14 ± 2	13 ± 4	4 ± 3	13 ± 8	7 ± 3
Extension en rotation interne	11 ± 6	10 ± 3	15 ± 4	11 ± 6	12 ± 6	10 ± 9
Rotations du bras en adduction	5 ± 3	5 ± 3	8 ± 5	3 ± 4	4 ± 4	3 ± 4
Rotations du bras en flexion	9 ± 9	8 ± 7	13 ± 11	6 ± 2	6 ± 3	5 ± 2
Rotations du bras en abduction	8 ± 6	5 ± 3	10 ± 7	7 ± 5	8 ± 7	8 ± 9
Rotations du bras en extension	6 ± 3	5 ± 3	5 ± 3	8 ± 4	5 ± 4	5 ± 4

Tableau 15 : Comparaison des amplitudes acromio-claviculaires.

Type de mouvement	Amplitude de mouvement en degrés (MOYENNE ± ET)					
	Tiges intracorticales			Repères cutanés		
	Z	Y	X	Z	Y	X
ACROMIOCLAVICULAIRE						
Adduction en rotation externe	13 ± 3	17 ± 6	22 ± 2	30 ± 0	19 ± 7	29 ± 4
Adduction en rotation neutre	12 ± 0	15 ± 9	21 ± 7	31 ± 2	28 ± 1	45 ± 16
Adduction en rotation interne	10 ± 1	14 ± 7	20 ± 5	27 ± 7	25 ± 5	44 ± 5
Flexion en rotation externe	17 ± 10	17 ± 2	22 ± 3	20 ± 3	24 ± 10	39 ± 15
Flexion en rotation neutre	12 ± 2	14 ± 5	20 ± 1	16 ± 10	31 ± 12	31 ± 0
Flexion en rotation interne	9 ± 1	13 ± 5	15 ± 3	13 ± 11	28 ± 3	36 ± 5
Abduction en rotation externe	9 ± 5	15 ± 2	19 ± 1	17 ± 0	34 ± 23	37 ± 4
Abduction en rotation neutre	8 ± 2	13 ± 2	16 ± 2	15 ± 4	12 ± 1	29 ± 3
Abduction en rotation interne	4 ± 0	11 ± 3	14 ± 2	9 ± 2	9 ± 2	24 ± 3
Extension en rotation externe	6 ± 6	2 ± 2	7 ± 8	10 ± 13	6 ± 8	12 ± 15
Extension en rotation neutre	8 ± 1	4 ± 1	10 ± 2	11 ± 8	12 ± 8	20 ± 8
Extension en rotation interne	13 ± 1	8 ± 2	7 ± 0	14 ± 10	11 ± 6	26 ± 20
Rotations du bras en adduction	6 ± 3	4 ± 1	7 ± 5	5 ± 6	3 ± 4	8 ± 11
Rotations du bras en flexion	3 ± 1	4 ± 2	6 ± 1	10 ± 1	6 ± 3	16 ± 3
Rotations du bras en abduction	4 ± 2	5 ± 2	5 ± 3	10 ± 9	10 ± 14	21 ± 21
Rotations du bras en extension	4 ± 2	4 ± 2	9 ± 2	11 ± 4	8 ± 6	30 ± 13

Tableau 16 : Comparaison des amplitudes scapulo-thoraciques.

Type de mouvement	Amplitude de mouvement en degrés (MOYENNE ± ET)					
	Tiges intracorticales			Repères cutanés		
	Z	Y	X	Z	Y	X
SCAPULOTHORACIQUE						
Adduction en rotation externe	28 ± 2	27 ± 3	9 ± 2	45 ± 7	23 ± 10	15 ± 1
Adduction en rotation neutre	27 ± 2	26 ± 5	8 ± 0	46 ± 14	36 ± 6	22 ± 12
Adduction en rotation interne	25 ± 4	27 ± 4	7 ± 1	43 ± 14	35 ± 11	23 ± 4
Flexion en rotation externe	18 ± 1	36 ± 6	12 ± 4	24 ± 8	42 ± 23	17 ± 3
Flexion en rotation neutre	15 ± 1	38 ± 5	9 ± 1	21 ± 6	43 ± 27	17 ± 2
Flexion en rotation interne	14 ± 5	33 ± 5	6 ± 3	18 ± 13	37 ± 17	15 ± 4
Abduction en rotation externe	11 ± 1	40 ± 8	5 ± 3	18 ± 5	44 ± 40	16 ± 2
Abduction en rotation neutre	7 ± 1	35 ± 8	3 ± 0	11 ± 3	14 ± 1	12 ± 1
Abduction en rotation interne	4 ± 1	32 ± 4	4 ± 1	9 ± 2	13 ± 3	6 ± 3
Extension en rotation externe	5 ± 6	3 ± 2	5 ± 6	6 ± 8	8 ± 9	13 ± 18
Extension en rotation neutre	7 ± 4	5 ± 2	9 ± 1	9 ± 1	11 ± 1	16 ± 13
Extension en rotation interne	10 ± 3	10 ± 5	13 ± 0	10 ± 2	9 ± 2	21 ± 14
Rotations du bras en adduction	9 ± 6	10 ± 6	4 ± 2	6 ± 8	3 ± 4	5 ± 6
Rotations du bras en flexion	7 ± 5	14 ± 8	6 ± 3	10 ± 5	16 ± 17	12 ± 10
Rotations du bras en abduction	4 ± 1	14 ± 7	7 ± 5	11 ± 8	14 ± 18	7 ± 7
Rotations du bras en extension	4 ± 1	6 ± 1	10 ± 4	6 ± 3	10 ± 7	20 ± 9

Tableau 17 : Comparaison des amplitudes gléno-humérales.

Type de mouvement	Amplitude de mouvement en degrés (MOYENNE ± ET)					
	Tiges intracorticales			Repères cutanés		
	Z	Y	X	Z	Y	X
GLÉNOHUMÉRALE						
Adduction en rotation externe	119 ± 74	61 ± 4	64 ± 13	88 ± 24	61 ± 13	41 ± 14
Adduction en rotation neutre	111 ± 72	57 ± 7	56 ± 18	98 ± 13	64 ± 21	43 ± 8
Adduction en rotation interne	47 ± 17	55 ± 20	49 ± 27	90 ± 14	67 ± 4	38 ± 5
Flexion en rotation externe	59 ± 8	56 ± 0	36 ± 16	65 ± 18	65 ± 13	40 ± 6
Flexion en rotation neutre	76 ± 11	66 ± 3	38 ± 0	71 ± 35	69 ± 5	42 ± 13
Flexion en rotation interne	65 ± 12	62 ± 10	54 ± 2	43 ± 7	67 ± 7	54 ± 23
Abduction en rotation externe	57 ± 64	52 ± 5	30 ± 13	50 ± 30	60 ± 14	29 ± 14
Abduction en rotation neutre	26 ± 14	46 ± 7	27 ± 11	37 ± 20	74 ± 22	26 ± 10
Abduction en rotation interne	14 ± 0	37 ± 2	22 ± 7	22 ± 11	60 ± 13	25 ± 10
Extension en rotation externe	177 ± 0	19 ± 0	15 ± 0	138 ± 0	6 ± 0	361 ± 0
Extension en rotation neutre	8 ± 0	24 ± 1	18 ± 4	20 ± 8	19 ± 11	12 ± 5
Extension en rotation interne	17 ± 6	17 ± 5	7 ± 2	85 ± 57	16 ± 17	9 ± 4
	27 ± 13	25 ± 14	85 ± 13	35 ± 11	18 ± 7	72 ± 8
Rotations du bras en adduction	27 ± 20	27 ± 15	88 ± 7	31 ± 13	36 ± 19	72 ± 16
Rotations du bras en flexion	17 ± 2	21 ± 6	74 ± 32	27 ± 19	31 ± 10	57 ± 25
Rotations du bras en abduction	35 ± 11	14 ± 7	71 ± 23	51 ± 16	12 ± 5	55 ± 10
Rotations du bras en extension	119 ± 74	61 ± 4	64 ± 13	88 ± 24	61 ± 13	41 ± 14

Tableau 18 : Comparaison des amplitudes thoraco-humérales.

Type de mouvement	Amplitude de mouvement en degrés (MOYENNE ± ET)					
	Tiges intracorticales			Repères cutanés		
	Z	Y	Z	Z	Y	Z
THORACOHUMÉRALE						
Adduction en rotation externe	145 ± 20	81 ± 23	103 ± 13	143 ± 20	77 ± 22	87 ± 10
Adduction en rotation neutre	142 ± 28	78 ± 32	99 ± 19	139 ± 25	73 ± 30	88 ± 12
Adduction en rotation interne	130 ± 28	87 ± 29	98 ± 22	129 ± 27	82 ± 27	93 ± 16
Flexion en rotation externe	106 ± 34	99 ± 18	38 ± 8	106 ± 35	94 ± 16	29 ± 11
Flexion en rotation neutre	86 ± 40	110 ± 15	46 ± 23	87 ± 40	105 ± 14	39 ± 20
Flexion en rotation interne	78 ± 26	107 ± 11	74 ± 40	78 ± 23	103 ± 10	66 ± 35
Abduction en rotation externe	40 ± 18	102 ± 11	59 ± 33	39 ± 20	99 ± 14	55 ± 27
Abduction en rotation neutre	36 ± 25	96 ± 14	47 ± 19	37 ± 26	93 ± 16	43 ± 15
Abduction en rotation interne	30 ± 19	83 ± 9	49 ± 17	30 ± 20	81 ± 9	42 ± 10
Extension en rotation externe	48 ± 17	34 ± 3	46 ± 20	52 ± 27	32 ± 2	48 ± 16
Extension en rotation neutre	53 ± 23	44 ± 3	36 ± 22	51 ± 24	42 ± 4	24 ± 14
Extension en rotation interne	66 ± 15	36 ± 10	57 ± 24	66 ± 16	34 ± 11	49 ± 18
Rotations du bras en adduction	27 ± 38	28 ± 19	77 ± 15	17 ± 11	21 ± 19	57 ± 17
Rotations du bras en flexion	25 ± 26	38 ± 23	94 ± 7	27 ± 27	37 ± 22	76 ± 14
Rotations du bras en abduction	16 ± 9	27 ± 11	85 ± 13	18 ± 10	26 ± 12	71 ± 14
Rotations du bras en extension	21 ± 12	13 ± 14	55 ± 35	22 ± 12	13 ± 13	43 ± 26

Du **Tableau 14** au **Tableau 18**, les estimations des amplitudes de mouvements par tiges intracorticales et par repères cutanés sont présentées. L'écart entre ces mesures est relativement petit. Ainsi, la différence maximale obtenue entre les deux méthodes est de 16°, 21° et 20° pour les articulations sterno-claviculaire, scapulo-humérale et thoraco-humérale respectivement. La différence d'écart-type entre les deux est également relativement minime. Il est intéressant de noter que l'écart d'étendu de mouvement est plus faible que la différence maximale entre les reconstructions (données non présentées ici). Ceci suggèrerait un biais systématique entre la mesure cutanée et par tige. Puisque l'amplitude de mouvement est définie par la différence entre l'angle maximum mesurée et l'angle minimum, le biais systématique est ainsi supprimé et l'erreur entre les deux mesures atténuée.

Plusieurs études ont mesuré les amplitudes de mouvement aux différentes articulations de l'épaule^{67,220}. Ainsi, Sahara, et al. (2007)⁶⁷ ont obtenu des valeurs par IRM ouvert pour la sterno-claviculaire de 30°, 8° et 34° pour la rétraction, élévation et rotation axiale respectivement. Pour l'acromio-claviculaire, les valeurs sont de 16°, 21° et 20° pour la rétraction, la sonnette et la bascule, respectivement. Cependant ceci a été testé en quasi-statique pour un geste d'abduction. Pour ce geste, les données obtenues par notre étude sont du même ordre de grandeur, ce qui corrobore la méthode par repères externes. Dans une étude similaire, faite à partir de capteurs électromagnétiques, Ludewig, et al. (2009)⁶⁶ ont mesuré la cinématique de l'épaule sur des élévations dynamiques dans trois plans différents, soit l'abduction, la scaption et la flexion, pour les articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, gléno-humérale et scapulo-thoracique. Vu la quantité de donnée, il est plus hardis de rapporter les données ici, mais encore une fois, les étendues de mouvement sont similaires à celles obtenues dans notre étude pour les mouvements présentés. Ceci dit, malgré l'utilisation de trois plans, l'étude de Ludewig est loin de quantifier la mobilité maximale selon chaque degré de liberté, notamment en rotation axiale, adduction et extension du bras. Dans beaucoup d'autres études comme celle-ci, l'étendue de mouvement correspond à ce qui est obtenu par nos données invasives et non invasives. Mais le volume étudié trop restreint pour extrapoler sur des données d'étendues de mouvement maximum.