



Université de Montréal

**Analyse cinématique 3D de la coordination des articulations de l'épaule par  
l'entremise du rythme scapulo-huméral**

par  
Xavier Robert-Lachaine

Département de Kinésiologie  
Faculté des arts et des sciences

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)  
en Sciences de l'Activité Physique

Juillet, 2014

© Xavier Robert-Lachaine, 2014

## RÉSUMÉ

L'épaule est souvent affectée par des troubles musculo-squelettiques. Toutefois, leur évaluation est limitée à des mesures qualitatives qui nuisent à la spécificité et justesse du diagnostic. L'analyse de mouvement tridimensionnel pourrait compléter le traitement conventionnel à l'aide de mesures quantitatives fonctionnelles. L'interaction entre les articulations de l'épaule est estimée par le rythme scapulo-huméral, mais la variabilité prononcée qu'il affiche nuit à son utilisation clinique. Ainsi, l'objectif général de cette thèse était de réduire la variabilité de la mesure du rythme scapulo-huméral. L'effet de la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et des conditions d'exécution du mouvement (rotation axiale du bras, charge, vitesse, activité musculaire) ont été testées. La cinématique des articulations de l'épaule a été calculé par chaîne cinématique et filtre de Kalman étendu sur des sujets sains avec un système optoélectronique.

La méthode usuelle de calcul du rythme scapulo-huméral extrait les angles d'élévation gléno-humérale et de rotation latérale scapulo-thoracique. Puisque ces angles ne sont pas co-planaires au thorax, leur somme ne correspond pas à l'angle d'élévation du bras. Une nouvelle approche de contribution articulaire incluant toutes les rotations de chaque articulation est proposée et comparée à la méthode usuelle. La méthode usuelle surestimait systématiquement la contribution gléno-humérale par rapport à la méthode proposée. Ce nouveau calcul du rythme scapulo-huméral permet une évaluation fonctionnelle dynamique de l'épaule et réduit la variabilité inter-sujets.

La comparaison d'exercices de réadaptation du supra-épineux contrastant la rotation axiale du bras a été réalisée, ainsi que l'effet d'ajouter une charge externe. L'exercice « full-can » augmentait le rythme scapulo-huméral et la contribution gléno-humérale ce qui concorde avec la fonction du supra-épineux. Au contraire, l'exercice « empty-can » augmentait la contribution scapulo-thoracique ce qui est associé à une compensation pour éviter la contribution gléno-humérale. L'utilisation de charge externe lors de la réadaptation du supra-épineux semble justifiée par un rythme scapulo-huméral similaire et une

élévation gléno-humérale supérieure.

Le mouvement de l'épaule est souvent mesuré ou évalué en condition statique ou dynamique et passive ou active. Cependant, l'effet de ces conditions sur la coordination articulaire demeure incertain. La comparaison des ces conditions révélait des différences significatives qui montrent l'importance de considérer les conditions de mouvement pour l'acquisition ou la comparaison des données.

**Mots clés : Épaule, coordination, articulations, rythme scapulo-huméral, cinématique, analyse du mouvement.**

## ABSTRACT

The shoulder is often afflicted by musculo-skeletal diseases. However, shoulder evaluation is limited to qualitative measures affecting the specificity and accuracy of diagnosis. Three-dimensional motion analysis could complement conventional treatment with quantitative functional measures. The interaction between shoulder joints is estimated by the scapulo-humeral rhythm, but its pronounced variability of measurement ampers appropriate clinical use. Hence, the main objective of the thesis was to reduce the variability in the measure of the scapulo-humeral rhythm. The effect of the calculation method and conditions of motion (arm axial rotation, load, velocity, muscular activity) were tested on healthy subjects. Shoulder joints kinematics were obtained with an optoelectronic system using a kinematical chain and an extended Kalman filter.

The common method of scapulo-humeral rhythm calculation extracts the angles of gleno-humeral elevation and scapulo-thoracic lateral rotation. Since these angles are not co-planar, their sum does not correspond to the arm elevation angle. A novel approach of joint contribution including all the rotations of each joint was developed and compared to the common method. The common method systematically overestimated gleno-humeral contribution in comparison to the proposed method. The new scapulo-humeral rhythm calculation allows a dynamic functional evaluation of the shoulder and reduces inter-subject variability.

Shoulder coordination was compared on typical supraspinatus rehabilitation exercises contrasting in arm axial rotation, and the effect of adding external load was tested. The “full-can” exercise increased the scapulo-humeral rhythm and gleno-humeral contribution, which correspond to supraspinatus function. In contrast, the “empty-can” exercise increased scapulo-thoracic contribution, which is associated to compensation to avoid gleno-humeral contribution. The use of external load in supraspinatus rehabilitation seems justified by a similar scapulo-humeral rhythm and superior gleno-humeral elevation.

Shoulder motion is often measured or evaluated in static or dynamic and passive or

active conditions. However, the effect of these conditions on shoulder coordination remains uncertain. The comparison of these conditions revealed significant differences on shoulder kinematics showing the importance to consider conditions of motion for acquisition or comparison of data.

**Keywords:** Shoulder, coordination, joints, scapulo-humeral rhythm, kinematics, motion analysis.

## TABLE DES MATIÈRES

<b>RÉSUMÉ</b> . . . . .	<b>iii</b>
<b>ABSTRACT</b> . . . . .	<b>v</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b> . . . . .	<b>vii</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> . . . . .	<b>x</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> . . . . .	<b>xi</b>
<b>LISTE DES SIGLES</b> . . . . .	<b>xii</b>
<b>DÉDICACE</b> . . . . .	<b>xiii</b>
<b>REMERCIEMENTS</b> . . . . .	<b>xiv</b>
<b>AVANT-PROPOS</b> . . . . .	<b>xvi</b>
<b>PARTIE 1 : INTRODUCTION</b> . . . . .	<b>1</b>
<b>PARTIE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE</b> . . . . .	<b>7</b>
2.1 L'épaule en clinique . . . . .	7
2.1.1 Pathologies de l'épaule . . . . .	8
2.1.2 Évaluation clinique de l'épaule . . . . .	16
2.1.3 Intervention clinique de l'épaule . . . . .	21
2.2 Analyse du mouvement de l'épaule . . . . .	25
2.2.1 Positionnement et ajustement des caméras . . . . .	27
2.2.2 Calibration . . . . .	28
2.2.3 Placement des marqueurs . . . . .	28
2.2.4 Bruit à l'intérieur du signal et occlusions des marqueurs . . . . .	29

2.2.5	Mouvement sous-cutané : artéfact des tissus mous . . . . .	30
2.2.6	Réalisation du mouvement . . . . .	33
2.2.7	Position de référence . . . . .	34
2.2.8	Centre articulaire . . . . .	34
2.2.9	Représentation des orientations des segments et séquence de rotations	36
2.3	Rythme scapulo-huméral . . . . .	37
2.3.1	Intérêt du rythme scapulo-huméral . . . . .	46
2.3.2	Variabilité du rythme scapulo-huméral . . . . .	46
2.4	Objectifs spécifiques . . . . .	60
<b>PARTIE 3 : ARTICLES . . . . .</b>		<b>61</b>
3.1	Clarification du calcul du rythme scapulo-huméral : méthode 3D de contri- bution articulaire . . . . .	61
3.1.1	Implication des coauteurs de l'article 1 . . . . .	62
3.2	Coordination de l'épaule durant les exercices de réadaptation full-can et empty-can . . . . .	87
3.2.1	Implication des coauteurs de l'article 2 . . . . .	88
3.3	Considération des conditions de mouvements pour l'analyse de la cinéma- tique de l'épaule . . . . .	114
3.3.1	Implications des coauteurs de l'article 3 . . . . .	115
<b>PARTIE 4 : DISCUSSION GÉNÉRALE . . . . .</b>		<b>141</b>
4.1	Limites . . . . .	142
4.2	Discussion de l'article 1 . . . . .	144
4.3	Discussion de l'article 2 . . . . .	146
4.4	Discussion de l'article 3 . . . . .	149
4.5	Synthèse des articles . . . . .	151
4.6	Perspectives . . . . .	154



<b>PARTIE 5 : CONCLUSION</b> . . . . .	<b>157</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b> . . . . .	<b>160</b>

## LISTE DES TABLEAUX

2.I	Déchirures de la coiffe des rotateurs selon les catégories d'âge. . . . .	13
2.II	Tests physiques les plus utilisés lors de l'évaluation de l'épaule séparés en catégories . . . . .	19
2.III	Recension chronologique croissante des études utilisant le rythme scapulo- huméral selon les sujets étudiés, le système d'acquisition du mouve- ment, le protocole d'exécution du mouvement, la méthode de calcul et le ratio obtenu. . . . .	39

## LISTE DES FIGURES

2.1	Représentation de plusieurs muscles de la partie postérieure de l'épaule ; reproduit de Gray [122] . . . . .	9
2.2	Représentation de plusieurs muscles de la partie antérieure de l'épaule ; reproduit de Gray [122] . . . . .	10
2.3	Tiges intra-corticales insérées dans la clavicule, la scapula et l'humérus munies de grappes de marqueurs réfléchissants . . . . .	32
2.4	Schéma des facteurs affectant la variabilité de la mesure rythme scapulo- huméral . . . . .	48
2.5	Exercices de réadaptation du supra-épineux A. Exercice « full-can » (élévation en rotation externe du bras). B. Exercice « empty-can » (élévation en rotation interne du bras). . . . .	51
2.6	Représentation des systèmes de coordonnées de l'épaule. Une étoile identifie l'origine du système placé au centre articulaire thoraco-pelvien (TP), sterno-claviculaire (SC), acromio-claviculaire (AC), gléno-huméral (GH) et l'axe de rotation du coude (EL). Les axes X, Y et Z sont re- présentés dans l'ordre par les flèches pointillée grise, remplie grise et discontinu noire. . . . .	56
2.7	Simulation de deux positions du bras où un bascule de la scapula de 30 ° a été ajoutée. . . . .	56

## LISTE DES SIGLES

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
AC	Acromio-claviculaire
EMG	Électromyographie
GH	Gléno-humérale
IRM	Imagerie par résonance magnétique
ISB	Société Internationale de Biomécanique
SC	Sterno-claviculaire
ST	Scapulo-thoracique
TH	Thoraco-humérale
TMS	Troubles musculo-squelettiques

(dédicace) À ma mère.

## REMERCIEMENTS

Cette section n'a pas été testée sur des humains et doit être lue sur une base volontaire. Donc, les réactions engendrées sont entièrement assumées par vous-mêmes. Je tiens à préciser que personne n'a été blessé durant les expérimentations... Sauf quand la vis a traversé le diamètre de l'humérus et qu'un expérimentateur quelconque a percuté la tige et que les échelles de douleur sont momentanément devenues nettement insuffisantes.

Mon tuteur académique m'a formé de A à Z et encadré avec une présence digne de mention à travers ce parcours fastidieux. Ton cheminement est impressionnant et je suis fier d'en faire partie. Cependant, je n'ai jamais compris à quel moment la transition de employé à étudiant s'est produite, j'imagine que c'est le luxe du pseudonyme BOSS. Un vétéran aguerri m'a permis de comprendre les rouages de la science i.e. déchirer mon article pourri dans ma face. Les discussions en ta compagnie s'élèvent toujours à des niveaux supérieurs au 2e niveau, ainsi on comprend mieux toute l'étendue de la 3D. L'apport de la chirurgienne orthopédique du projet a apporté une vision clinique et pragmatique du projet.

Comment ne pas témoigner de la fameuse relation amour-haine avec la technologie de notre poupon félin préféré, Amen baby Jesus! Notre secrétaire coordinatrice responsable déléguée aux affaires sociales et ludiques pour la panoplie d'activités organisées qui étaient des succès sur toute la ligne de régression sauf une fois au chalet. Est-ce que je peux faire un méga domino avec tes canettes avant de partir? Notre ami d'un pays asiatique quelconque, ton régime très sévère et exclusif de roquettes te donne bonne mine. Toujours plaisant d'assister aux saltos vrillés simulés ou non, je ne fais pas la différence, par contre j'aimerais bien voir une version Swing. Kirikou fait attention à la sorcière qui mange les hommes, elle pourrait se déguiser en embryon et t'attirer avec de la mayo. La docteure maman du lab, merci d'avoir giflé notre bourreau de travail, non je plaisante... En passant, j'attends toujours la course à poil dans le corridor avant que je parte. Message vocal : Le propriétaire de la voiture en ruines est prié de venir récupérer son dû, mais les bananes

abandonnées se sont transformées en zombies depuis le temps.

Plusieurs ont déjà quitté le navire, mais certains font encore partie des meubles (j'ai toujours peur de te voir la face en ouvrant une armoire). Autant que d'assister aux luttes épiques avec Matlab pouvait être achalant, dans des moments de lassitude on s'en ennue presque. Oui Oui ! Il semble que le temps des concours d'enfumage soit bel et bien révolu.

Je voudrais remercier tous les gens qui ne se sont pas reconnus.

L'inspiration frangine a su éveiller ma curiosité et mon goût de découverte, ce qui a grandement influencer mon cheminement. Merci à mes géniteurs pour avoir l'avoir fait, puis endurer mes taquineries toutes ces années. L'éducation acquise durant un doctorat est minime par rapport à tout ce que vous m'avez enseigner.

Mi pequeña bandida que me da colera y risa en el mismo minuto. Yo sé que no entiendes porque papa se va cada día a la universidad. Solo quiero que seas orgullosa de mi y que yo te inspiro a realizar tus sueños. A mi bebito feliz que está descubriendo la vida, todos los efuerzos te llegaron a algo. Nunca se sabe, pero siempre es importante para descubrir su propria personalidad.

Merci à l'amour de ma vie pour être si authentique, rayonnante et vivante. Te amo !

## AVANT-PROPOS

Le programme des sciences de l'activité physique comprend plusieurs disciplines. Ce projet s'inscrit dans le volet biomécanique. La biomécanique est une science assez large qui applique les concepts de la mécanique classique à des organismes vivants. Plus précisément ce projet concerne la biomécanique clinique et l'analyse du mouvement. Cette thèse aborde l'analyse de la coordination des articulations de l'épaule. La motivation pour cette thématique provient des lacunes observés dans l'analyse conventionnelle du mouvement de l'épaule. L'évaluation clinique de l'épaule dispose de peu d'outils robustes afin d'identifier la présence de pathologies. De plus, le suivi d'un patient au cours de sa réadaptation bénéficierait de méthodes d'analyse du mouvement plus précises. L'épaule est une région complexe où l'analyse non-invasive des rotations articulaires est difficile en raison des mouvements osseux sous-cutanés. Ainsi, un besoin de méthodes rigoureuses pour mesurer la coordination des articulations de l'épaule se fait ressentir. En améliorant les méthodes d'analyse de l'épaule, le transfert vers la pratique clinique pourrait évoluer. Cette thèse rédigée par articles s'inscrit dans le programme de formation en technologies biomédicales MÉDITIS qui vise le développement d'outils à visée clinique. Le corps de l'ouvrage sera composé d'une introduction, d'une revue de littérature, de trois articles, d'une discussion générale et d'une conclusion.



## PARTIE 1

### INTRODUCTION

À l'articulation gléno-humérale (GH), la cavité glénoïdale est relativement petite par rapport à la tête humérale. La combinaison des mouvements aux articulations sternoclaviculaire (SC), acromio-claviculaire (AC) et GH, associée à la faible congruence osseuse et à une capsule articulaire lâche, confère une grande mobilité à l'épaule. En contrepartie, ces mêmes caractéristiques la rendent plus sujette à l'instabilité, particulièrement au niveau de l'articulation GH [305]. Ce sont les muscles du plan anatomique profond, la coiffe des rotateurs et la longue portion du biceps, qui ont le rôle de stabiliser la tête humérale dans la cavité glénoïdale durant le mouvement et d'assurer un équilibre musculaire puisqu'il n'y a pas d'axe de rotation fixe [120, 280]. L'instabilité de l'épaule rend cette région du corps plus à risque de troubles musculo-squelettiques (TMS).

Les TMS à l'épaule affectent une grande partie de la population. Plusieurs pays ont tenté de quantifier l'ampleur du phénomène. Au Royaume-Uni, la prévalence des problèmes à l'épaule basée sur consultations en soins primaires est estimée à 2,4% [185]. En 2002 aux États-Unis, l'épaule était la raison de 4,5 millions de visites de médecin qui ont mené à quelques 40 000 procédures chirurgicales pour problèmes de la coiffe des rotateurs avec un coût moyen de 14 000\$ [245]. En 2006 au Québec, l'épaule se situait au deuxième rang des maladies professionnelles et les coûts d'indemnisation se sont élevés à 52 millions pour une moyenne d'environ 9 500\$ par cas. En 2008, 62,9% des travailleurs québécois ressentaient des TMS qui les ont dérangé au cours des 12 derniers mois dont 30,5% affectaient le membre supérieur [307]. Les rapports de lésions professionnelles indemnisées indiquaient qu'environ 20% des travailleurs en Belgique et au Pays-Bas et 35% au Danemark étaient atteints [37]. Le constat semble similaire dans plusieurs pays, les TMS de l'épaule sont répandues et représentent un fardeau pour le système de santé.

Les avancées technologiques des dernières années permettent de déceler les TMS de

l'épaule plus précisément et de procéder à des traitements conservateurs ou chirurgicaux plus sophistiqués. Cependant, le nombre de TMS subis en milieu de travail au Québec entre 2010 et 2013 est demeuré relativement stable, alors que ce nombre avait diminué au cours des années précédentes [256].

L'épaule est une articulation fonctionnelle qui comprend quatre os (sternum, clavicule, scapula et humérus) par l'entremise des articulations SC, AC et GH. En biomécanique, la description tridimensionnelle (3D) du mouvement nécessite jusqu'à trois rotations et trois translations définies par articulation. Le sternum ou thorax représente le segment racine de l'épaule qui sert de référence aux rotations articulaires où trois translations libres sont généralement permises pour suivre le déplacement de l'individu dans l'espace. Le mouvement du tronc pour élever le bras n'est pas inclus dans le mouvement de l'épaule au même titre qu'un mouvement du coude ou de la main, ces mouvements en combinaison avec ceux des articulations de l'épaule sont des stratégies utilisées lors de gestes fonctionnels. L'analyse du mouvement de l'épaule est complexe en raison de l'interaction des articulations qui la composent. C'est pourquoi plusieurs chercheurs optent pour modèles simplifiés réduisant le nombre d'articulations ou de rotations permises. Les translations des articulations SC, AC et GH sont souvent négligées dans les modèles. Bien que pour les articulations SC et AC, l'omission des translations est admise, les translations de l'articulation GH atteignent quelques millimètres [120, 203]. Leur impact sur la cinématique articulaire est jugé minime, d'autant plus que la mesure non-invasive des translations demeure compliqué en raison des tissus mous couvrant l'épaule [36, 121, 139, 156, 272]. Certains modèles utilisent une seule articulation permettant trois rotations pour représenter l'épaule [14], mais cette approche demeure une estimation grossière de la réalité. La pseudo-articulation scapulo-thoracique (ST) qui combine les articulations SC et AC est souvent décrite [102, 216, 217], car plusieurs cliniciens s'attardent uniquement aux rotations de la scapula par rapport au thorax. En effet, l'utilisation de l'articulation ST évite de mesurer la clavicule qui est un segment difficile à capter avec des méthodes non-invasives. Puisque la rotation axiale i.e. la rotation autour de l'axe longitudinal de la clavicule se produit majoritairement sous la peau, cer-

tains auteurs choisissent de mesurer uniquement les deux autres rotations [72, 211]. Afin de bien saisir les enjeux liés à la dynamique de l'épaule des mesures impliquant toutes les articulations doivent être considérées. Ainsi, il devient possible d'évaluer la coordination des articulations durant le mouvement.

Dans cette optique, l'analyse du mouvement tridimensionnelle (3D) de l'épaule pourrait s'intégrer aux pratiques conventionnelles. Des systèmes électromagnétiques ou des caméras optoélectroniques sont souvent disponibles en milieu clinique. Bien que leur utilisation s'inscrive principalement dans un contexte scientifique, la pratique clinique a déjà commencé à utiliser ces outils pour évaluer la marche de patients pathologiques [161]. À court terme, le transfert vers l'épaule semble difficile principalement en raison de la complexité articulaire de cette région du corps. L'interaction qui se produit entre les articulations durant le mouvement est difficile à évaluer par des approches non-invasives. Ces approches tentent de suivre des repères anatomiques osseux durant le mouvement avec des marqueurs ou capteurs sur la peau qui provoquent une erreur considérable en raison du mouvement des tissus mous relatifs à l'os couvrant le complexe de l'épaule.

Les connaissances demeurent limitées en ce qui concerne la coordination articulaire i.e. interaction entre les articulations lors du mouvement de l'épaule. Le rythme scapulo-huméral est un outil clinique développé afin d'obtenir une idée générale de cette coordination. Le rythme scapulo-huméral établit un ratio entre l'articulation GH et ST. En 1944, Inman et al. [144] ont été les premiers à le mesurer et ils ont établi un ratio de 2 : 1 entre l'articulation GH et ST. Un ratio de 2 : 1 signifie que les deux tiers de la contribution à l'élévation du bras proviennent de l'articulation GH et que le dernier tiers provient de l'articulation ST. Ce ratio de 2 : 1 demeure enseigné dans plusieurs ouvrages cliniques récents qui traitent de l'épaule [162, 229]. Depuis cet article, de nombreuses études ont utilisé le rythme scapulo-huméral et le ratio classique apparaît simpliste dans l'état actuel des connaissances. De plus, le ratio implique uniquement les articulations ST et GH, donc il outrepassse les articulations SC et AC. En outre, la pratique usuelle de rapporter un ratio unique ne permet pas de mesurer l'évolution de la coordination articulaire durant le

mouvement. La coordination des articulations de l'épaule est un des aspects faisant partie de la fonction normale de l'épaule qui demeure peu utilisé en milieu clinique.

L'évaluation clinique de la coordination de l'épaule pourrait compléter l'évaluation conventionnelle de l'épaule avec des mesures fonctionnelles. Des études ont identifié des coordinations articulaires propres à certaines pathologies de l'épaule [103, 191, 216]. L'intérêt clinique de l'analyse du mouvement réside principalement dans l'évaluation et la réadaptation de l'épaule. Le rythme scapulo-huméral, qui quantifie les contributions articulaires durant le mouvement, apparait comme un outil pertinent face aux problématiques cliniques. Toutefois, une précision accrue et une réduction de la variabilité inter-sujets et inter-étude du rythme scapulo-huméral deviennent des prérequis à l'utilisation clinique qui nécessite des diagnostics moins dépendants de la méthode. Puisque le rythme scapulo-huméral découle de l'analyse du mouvement, les principales sources d'erreur doivent être évitées ou réduites dans la mesure du possible. Or, le rythme scapulo-huméral est confronté à une variabilité inter-sujets et inter-étude qui nuit à son utilisation [31, 333]. Ainsi, il devient primordial d'exposer les facteurs influençant la variabilité inter-sujets et inter-étude, afin de contrôler ou de proposer des recommandations à suivre pour mesurer la coordination de l'épaule.

**L'objectif principal de cette thèse est ainsi d'améliorer et uniformiser la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et de mesurer l'effet provoquée par plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule.** L'hypothèse est que la réduction de la variabilité inter-sujets et inter-étude de la mesure du rythme scapulo-huméral faciliterait l'utilisation de cet outil clinique afin de discriminer les patients des sujets sains. Trois objectifs spécifiques sont liés à l'atteinte de l'objectif principal et intégrés dans trois articles.

- Proposer une nouvelle approche dynamique 3D de calcul du rythme scapulo-huméral incluant toutes les rotations des articulations de l'épaule. Quantifier les contributions articulaires et le ratio du rythme scapulo-huméral de la méthode usuelle et de la méthode proposée.

- Déterminer le type d'exercice de réadaptation du supra-épineux qui peut favoriser la récupération d'une coordination articulaire saine. Mesurer l'effet de la charge externe et de la direction du mouvement dans un contexte de réadaptation physique afin d'émettre des recommandations cliniques.
- Quantifier la cinématique 3D des articulations de l'épaule durant les conditions de mouvement statique, dynamique, actif et passif. Contraster les angles articulaires lors des conditions statique vs dynamique et actif vs passif.

Tout d'abord, le but est de cerner l'intérêt de la coordination des articulations de l'épaule au sein de la pratique clinique actuelle. La revue de littérature (Partie 2) expose les limites des pratiques cliniques à l'épaule. Cette revue établit l'intérêt de l'analyse du mouvement et du rythme scapulo-huméral pour l'évaluation et la réadaptation de l'épaule (section 2.1). Les méthodes utilisées pour l'analyse du mouvement de l'épaule (section 2.2) et du rythme scapulo-huméral (section 2.3) sont présentées avec un souci de précision et de réduction de l'erreur. Ensuite, trois problématiques spécifiques en lien avec la revue sont dégagées où un article s'attarde à chaque problème (Partie 3). Le premier article (section 3.1), intitulé *Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation : 3D joint contribution approach*, traite de l'impact de la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral. Afin d'exposer les limites de la méthode usuelle de calcul du rythme scapulo-huméral, elle est comparée à une méthode fonctionnelle proposée qui calcule la contribution articulaire 3D. Le deuxième article (section 3.2), intitulé *Shoulder coordination during full-can and empty-can rehabilitation exercises*, compare la coordination articulaire de l'épaule lors d'exercices typiques de réadaptation du supra-épineux. En utilisant le calcul proposée précédent pour le rythme scapulo-huméral, deux exercices de réadaptation physiques sont évalués selon la coordination des articulations de l'épaule. De plus, l'effet d'ajouter une charge et de la direction du mouvement est évalué sur la cinématique de l'épaule et le rythme scapulo-huméral durant ces exercices. Le troisième article (section 3.3), intitulé *3D shoulder kinematics for static vs dynamic and passive vs active testing conditions*, quantifie les différences provenant des

conditions d'exécution du mouvement sur la cinématique des articulations de l'épaule. Le but est de comparer des positions statiques à un mouvement dynamique et une mobilisation passive à un mouvement actif par l'entremise de la cinématique des articulations de l'épaule. Par la suite, les limites des études sont exposées (section 4.1), une discussion est effectuée pour chaque article (section 4.2 à 4.4) avant la synthèse des trois articles (section 4.5). Enfin les perspectives futures découlant de cette thèse seront présentées (section 4.6). En conclusion, un retour sera fait sur les principales réalisations de cette thèse (Partie 5).

## **PARTIE 2**

### **REVUE DE LITTÉRATURE**

Le traitement de l'épaule en milieu clinique sera présenté en décrivant les pathologies les plus fréquentes (section 2.1.1), ainsi que les méthodes d'évaluation (section 2.1.2) et les interventions utilisés pour remédier aux TMS (section 2.1.3). Les étapes liées à l'acquisition et au traitement de données des systèmes d'analyse du mouvement seront abordées en portant l'attention sur la précision de la mesure et limiter l'introduction d'erreur (section 2.2). La mesure de la coordination articulaire de l'épaule permet de répondre à certaines problématiques cliniques actuelles telle que l'évaluation fonctionnelle de l'épaule. Le rythme scapulo-huméral est un outil qui permet de quantifier cette coordination de l'épaule. Puisque cet outil affiche une variabilité inter-sujets et inter-études élevée, les limites et les avantages liés au rythme scapulo-huméral seront détaillés afin d'identifier des pistes de solution à une utilisation clinique de cet outil (section 2.3). À l'issue de cette revue, les objectifs spécifiques de cette thèse seront formulés afin de tester plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur des sujets sains (section 2.4).

#### **2.1 L'épaule en clinique**

L'intérêt clinique envers l'épaule découle des TMS et blessures qui surviennent à cette région du corps. L'épaule est la région du corps la plus sollicitée dans l'exécution des tâches quotidiennes [3, 127, 200]. Les TMS sont principalement déclenchés lors de tâches de manutention ou de tâches fines de précision ou de bureau, ce qui implique une très grande partie des types d'emploi. La plupart des TMS se développent sur une longue période de temps où lorsque la douleur est présente à chaque jour, ils sont nommés chroniques. Les TMS qui se produisent en milieu de travail ou sportif suite à un choc ou un évènement particulier, sont quant eux qualifiés de traumatiques. Le complexe de l'épaule étant composé de plusieurs articulations, muscles, ligaments et capsules, des pathologies variées se

produisent. Un survol des principales pathologies affectant les patients qui consultent pour douleur à l'épaule est présenté ci-après. Ensuite, les méthodes d'évaluation clinique seront abordées, ainsi que les types d'interventions utilisées.

### 2.1.1 Pathologies de l'épaule

Bien qu'il existe une multitude de pathologies de l'épaule, la plupart des cas de TMS sont liés à la coiffe des rotateurs en raison de son rôle stabilisateur. Entre 30% et 70% des douleurs à l'épaule sont attribuables à des désordres de la coiffe des rotateurs [199, 227]. La coiffe des rotateurs est composée de quatre muscles (Figure 2.1-2.2), soit le supra-épineux (latin : *supraspinatus*), l'infra-épineux (*infraspinatus*), le sous-scapulaire (*subscapularis*) et le petit rond (*teres minor*). Le continuum proposé par Neer [237] en 1972 pour catégoriser les stades de déchirure de la coiffe des rotateurs est encore d'actualité. Il part de la tendinite ou bursite chronique à la déchirure partielle, à la déchirure complète, puis à la déchirure massive. Par la suite, Post et al. [252] ont défini des grosseurs pour les déchirures complètes : petite < 1 cm, modérée de 1 à 3 cm, large de > 3 à 5 cm et massive > 5 cm. Le supra-épineux est atteint dans 69-98% des cas de déchirures de la coiffe des rotateurs [236, 308]. La plupart des déchirures impliquent seulement le supra-épineux, mais elles peuvent s'étendre à l'infra-épineux et/ou au sous-scapulaire [1, 236]. Le conflit sous-acromial ou syndrome d'accrochage serait associé à un risque plus élevé de déchirure de la coiffe des rotateurs [20]. Ce phénomène se produit lorsque les tissus mous, dont le supra-épineux, sont comprimés entre la tête humérale et l'arc coraco-acromial [20, 136].

Une déchirure de la coiffe des rotateurs peut conduire à de l'arthrose qui représente 3% des cas de TMS à l'épaule [241]. Elle serait surtout présente dans les cas de larges déchirures de la coiffe des rotateurs et aurait une incidence néfaste sur les probabilités de guérison de la coiffe [152, 336]. Une autre étude sur l'arthrose de l'épaule avançait que 16,1% des personnes âgées en sont atteintes et que la prévalence augmente avec l'âge [244]. D'autres pathologies moins fréquentes telles que l'instabilité GH, la capsulite rétractile (2-5% des cas [38, 101]), déchirure du labrum ou du biceps peuvent également se produire à



l'épaule.

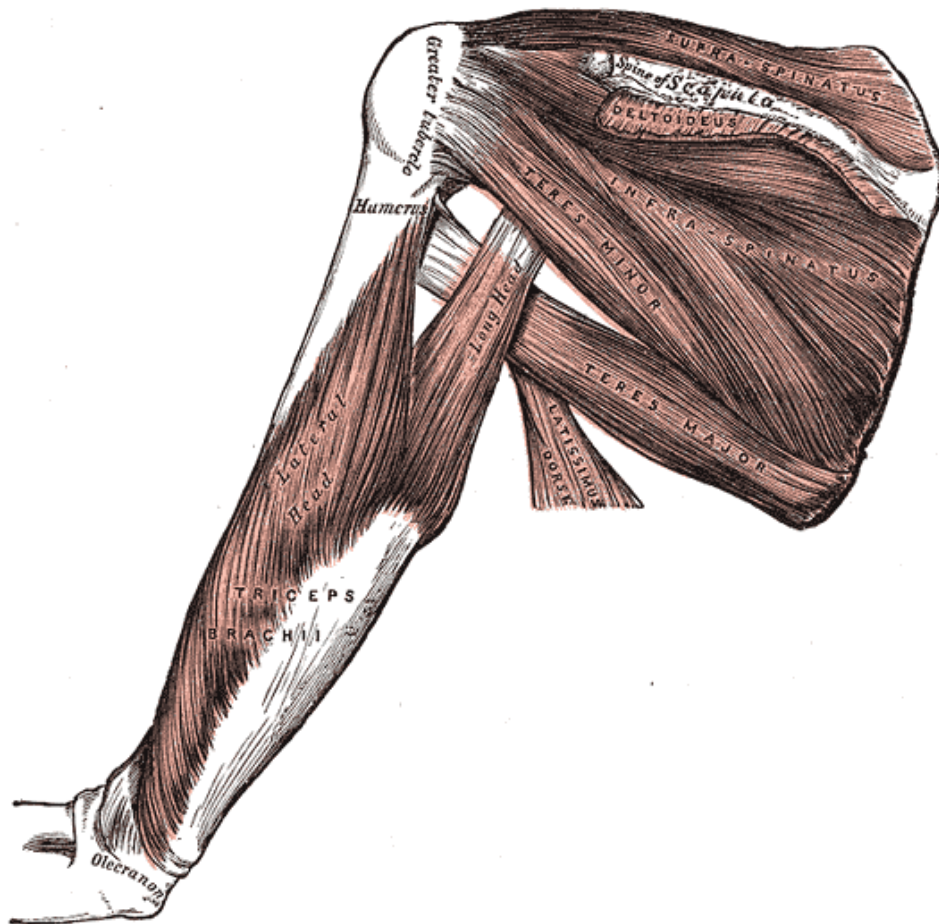


Figure 2.1 – Représentation de plusieurs muscles de la partie postérieure de l'épaule; reproduit de Gray [122]

Comme les TMS les plus courants touchent la coiffe des rotateurs, ils concernent l'articulation GH. Cependant, certaines pathologies sont propres aux articulations SC et AC. Les TMS de l'épaule qui affectent l'articulation AC atteignent même 9% des cas de TMS à l'épaule [282]. Les conditions fréquentes sont l'arthrose, l'arthrite post-traumatique, la séparation et l'ostéolyse distale de la clavicule. Les TMS liés à l'articulation SC sont moins répandus et sont souvent d'origine traumatique [229]. Les analyses du mouvement qui utilisent uniquement l'articulation ST négligent directement le potentiel d'observation des

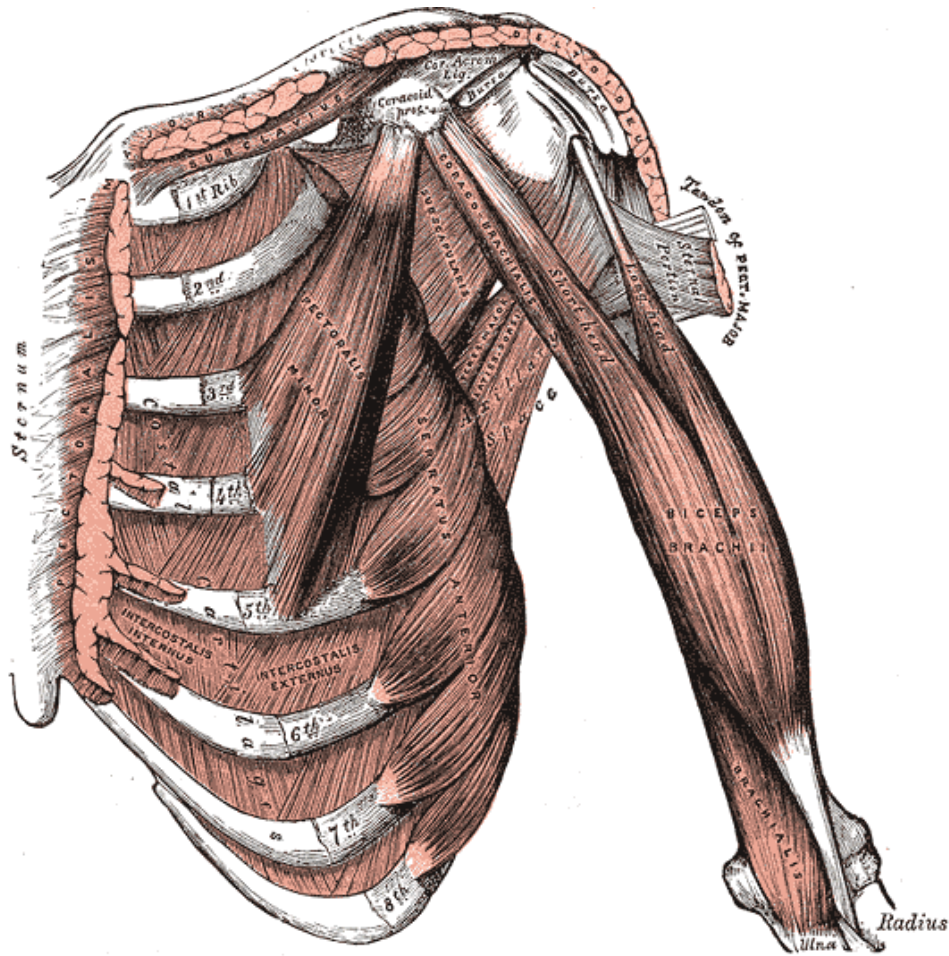


Figure 2.2 – Représentation de plusieurs muscles de la partie antérieure de l'épaule ; reproduit de Gray [122]

TMS affectant l'articulation SC ou AC. L'observation du mouvement de l'articulation ST a pour but de déceler des dyskinésies scapulaires [162]. Cependant, les dyskinésies sont souvent liées à des pathologies GH qui entraînent des compensations cinématiques ST, ce qui devient en quelque sorte une observation indirecte. À l'exception des patients incapables d'engager la scapula à l'initiation du mouvement provenant principalement d'une sollicitation musculaire inadéquate [162], il apparaît que peu de pathologies sont directement liées à l'articulation ST.

Afin de comprendre l'origine des pathologies de l'épaule, plusieurs facteurs de risques

ont été dégagés. Cette identification des facteurs de risques s'inscrit également dans les stratégies de prévention des TMS à l'épaule. La plupart sont en lien avec les tendinopathies de la coiffe des rotateurs qui demeurent le type de pathologie le plus fréquent. Ainsi, l'emphase sera placée sur les déchirures de la coiffe des rotateurs et le conflit sous-acromial.

### **2.1.1.1 Déchirures asymptomatiques**

Un phénomène qui pose une problématique clinique est que la présence de déchirure de la coiffe des rotateurs ne provoque pas nécessairement de perte fonctionnelle. Elle est qualifiée d'asymptomatique dans ce cas. Lorsque la déchirure de la coiffe des rotateurs se produit à l'insu du patient, il ne consulte pas en clinique, ce qui rend difficile d'intervenir de façon précoce. Il semble que deux tiers des déchirures de la coiffe des rotateurs soient asymptomatiques [329]. Les facteurs qui distinguent l'état symptomatique d'asymptomatique seraient la présence de la déchirure du côté dominant, un test positif de conflit sous-acromial et une faiblesse en rotation externe [329]. Une étude portant sur 683 habitants d'un village a mis en évidence que 20,7% avaient une déchirure de la coiffe des rotateurs symptomatique ou asymptomatique selon un examen d'ultrason [330]. Une étude similaire (n=96) indiquait que 34% des participants étaient atteints de déchirures de la coiffe des rotateurs selon l'imagerie par résonance magnétique (IRM) [281]. Pour examiner l'histoire naturelle d'une déchirure asymptomatique, des patients ont été suivis pendant 5 ans [328]. Selon l'examen échographique, la moitié des déchirures de ces sujets étaient devenues symptomatiques. De façon similaire, le suivi de 40 déchirures partielles de la surface profonde de la coiffe sur 2 ans a résulté à 4 cas qui ont guéri chez des patients plus jeunes, 4 cas n'avaient pas changé, 21 déchirures avaient grossi et 11 avaient progressé à des déchirures complètes [331]. Ces deux études suggèrent qu'une déchirure asymptomatique peut progresser à un état symptomatique et que la grosseur de la déchirure risque d'augmenter avec le temps. Ces données donnent de l'importance au dépistage des déchirures, afin d'assurer une intervention rapide.

Certains auteurs font l'hypothèse qu'il s'agit d'un changement dégénératif naturel dû

au vieillissement [224, 230, 293, 321]. Cependant, il reste à vérifier si ce changement dégénératif est accéléré lorsqu'une déchirure asymptomatique ou partielle survient. En revanche, le suivi d'athlètes atteints de déchirures asymptomatiques a révélé qu'aucun n'avait rapporté par lui-même de symptômes au cours des cinq années suivantes [61]. Ce résultat est difficile à interpréter, puisque les sujets étaient plus jeunes et physiquement actifs que les patients. Il semblerait également qu'une déchirure asymptomatique de l'épaule controlatérale soit fréquente, mais généralement plus petite que du côté symptomatique [325]. De ce fait, l'utilisation de l'épaule controlatérale à titre comparatif de l'épaule atteinte ne représente pas la meilleure option.

La compréhension des déchirures asymptomatiques demeure essentielle dans le traitement des déchirures de la coiffe des rotateurs. Une étude d'électromyographie (EMG) qui comparait des groupes sains, symptomatiques et asymptomatiques avançait que les différents patrons de déclenchement musculaire pourraient jouer un rôle dans la présence ou l'absence de symptômes [160]. La présence d'une déchirure asymptomatique de la coiffe des rotateurs est tout de même associée à une perte fonctionnelle qui est par contre cliniquement indétectable en comparaison à une coiffe intacte [158]. Les déchirures asymptomatiques ne sont pas détectables selon les méthodes conventionnelles de mesures fonctionnelles de l'épaule. Des différences fonctionnelles détectables cliniquement à l'épaule pourraient indiquer une déchirure asymptomatique à risque [158]. La précision des outils cliniques utilisés pourrait influencer la capacité à détecter des différences fonctionnelles lors de déchirures asymptomatiques. En améliorant la précision des mesures fonctionnelles, il se pourrait que des différences soient identifiées, alors que ces différences sont indétectables avec les outils cliniques conventionnels. Ainsi des déchirures asymptomatiques affichant des différences fonctionnelles pourraient bénéficier d'une réadaptation précoce et potentiellement éviter une intervention plus coûteuse.

### 2.1.1.2 Caractéristiques personnelles

Les caractéristiques personnelles de l'âge, du mode de vie, de la génétique et de l'anatomie ont été identifiées comme facteurs de risques des TMS à l'épaule. Un facteur lié aux déchirures et reconnu depuis longtemps est incontestablement l'âge. En effet, le tableau 2.I illustre bien l'évolution de la prévalence des déchirures selon les catégories d'âge chez des individus asymptomatiques [224, 281, 293]. Puisque les sociétés occidentales doivent composer avec des populations vieillissantes, l'enjeu des déchirures de la coiffe des rotateurs est préoccupant.

Tableau 2.I – Déchirures de la coiffe des rotateurs selon les catégories d'âge.

Âge (années)	20–39	40–59	60–69	70–79	>80
Déchirure complète (% de la population)		4–13	20	31–50	50–80
Déchirure partielle (% de la population)	4	25			

Selon les études [224, 281, 293]

Le mode de vie des gens a également un impact sur l'incidence des déchirures de la coiffe des rotateurs. En effet, une forte association a été observée entre fumer et les problèmes de la coiffe des rotateurs. L'historique du fumeur, ainsi que la quantité fumée étaient corrélées à un risque accru de déchirures de la coiffe des rotateurs [15]. Une autre étude identifie même un lien entre fumer et la grosseur de la déchirure de la coiffe des rotateurs [50]. L'obésité, quant à elle, n'est pas un facteur qui fait l'unanimité. Bien qu'elle soit considérée comme indicatrice de mauvais résultats post-opératoires, une étude ne démontrait aucun lien entre l'obésité et les résultats suite à l'opération [236]. Par contre, l'obésité a mené à une période d'opération et hospitalisation prolongée et à de moins bons aboutissements fonctionnels [312]. Le mode de vie est habituellement considéré par le chirurgien orthopédique dans sa décision de procéder à l'opération. Plusieurs questionnaires permettent d'obtenir une idée générale du mode de vie et de la condition physique du patient (ex. GPAQ, PAR-Q, RAPA, etc.).

Des chercheurs mentionnent que certaines conditions génétiques prédisposent aux lésions de la coiffe des rotateurs. Un taux significativement plus élevé de risque de déchirure

de la coiffe des rotateurs a été observé chez les membres de la famille directe d'un patient symptomatique avec déchirures [133]. Cette observation pourrait s'expliquer par le fait que la morphologie des os est déterminée en grande partie par des facteurs génétiques [283]. En ce sens, des caractéristiques anatomiques pouvant affecter l'espace sous-acromial et l'accès des tendons sont décrites ci-après. La forme de l'acromion peut être classée en trois types : plat, courbé et crocheté [21]. Il semble que le type crocheté soit lié à la présence de déchirures complètes de la coiffe des rotateurs [21, 95, 115, 298]. De plus, l'orientation aplatie de la pente ou position plus horizontale de l'acromion serait associé aux pathologies de l'épaule [88, 298, 300, 304] et une extension latérale plus large de l'acromion serait également associé à des déchirures complètes de la coiffe des rotateurs [242]. Enfin, des formations osseuses proéminentes sur la partie inférieure de l'articulation acromio-claviculaire ou du ligament coraco-acromial seraient liés aux pathologies de l'épaule [98, 238, 243]. Ces observations ont influencé les pratiques opératoires. Le chirurgien peut procéder à une acromioplastie (enlever une partie de l'acromion) s'il observe un risque majeur de conflit sous-acromial dû à la forme de l'acromion. De plus, les formations osseuses proéminentes sont également enlevées durant l'opération. Enfin, les caractéristiques personnelles influencent le risque de développement des TMS, mais également le potentiel de guérison. Il demeure important de comprendre l'impact de ces caractéristiques personnelles, afin d'orienter adéquatement l'intervention.

### **2.1.1.3 Physiologie du tendon**

Des études vasculaires démontrent qu'une zone critique non-vascularisée serait située dans la partie proximale de la coiffe des rotateurs à 10 mm de l'insertion selon Lohr et Uhthoff [187] et entre 2,5 et 5,0 mm de l'insertion selon Goodmurphy et al. [119]. La capacité du tendon à guérir demeure un sujet polémique, puisque la majorité des études au niveau cellulaire n'ont pas contrôlé la densité du tendon relative à la grosseur de la déchirure ou à la distance du bord. Ce manque de connaissance se reflète même sur les techniques opératoires où certains auteurs recommandent l'excision de l'extrémité du tendon avant

la réparation [302]. Les patrons cellulaires et changements tissulaires étaient associés à de l'inflammation et la réparation de la déchirure du tendon suggérait que les déchirures partielles présentent le meilleur potentiel de guérison [205]. Au contraire, l'état dégénératif des déchirures complètes ou massives pourrait compromettre la guérison et serait même annonciateur de re-rupture après réparation chirurgicale [205]. Les tendons déchirés montrent des niveaux inférieurs d'activité cellulaire comparativement à un groupe témoin [206]. De plus, l'activité cellulaire était inférieure près de l'extrémité du tendon pour les plus grosses déchirures [206]. Ceci supporte l'idée que la réparation chirurgicale devrait inclure les tissus proximaux viables du tendon. L'ensemble de ces études renforce l'idée que la prévention des blessures graves à l'épaule passerait par une intervention dès l'apparition de déchirure partielle ou asymptomatique.

#### **2.1.1.4 Biomécanique du mouvement**

Des aspects biomécaniques principalement liés à la cinématique de l'épaule ont été décrits comme facteurs de risques. La distance acromio-humérale au repos est normalement de 7–14 mm, mais elle est réduite lors de déchirure de la coiffe des rotateurs [11, 93, 118] ou de tendinopathies [5, 120, 135]. Certains auteurs font l'hypothèse que cette mesure est un bon indicateur de la tendinopathie et qu'elle permettrait d'évaluer les progrès en réadaptation [56, 80]. Une migration excessive de la tête humérale est considérée comme un facteur diminuant l'espace sous-acromial et contribuant à la compression de la coiffe des rotateurs. Des patients avec tendinopathies avaient des translations plus prononcées durant l'élévation du bras que des sujets sains de 1,0–1,5 mm supérieure [81, 128, 327] et 3 mm antérieure [192]. Ces facteurs s'expliquent en partie par une diminution de la longueur de la capsule postérieure [132, 174, 235, 301] et une diminution de la force des muscles de la coiffe des rotateurs [54, 81, 266]. Une perte de force du sous-épineux augmente la translation supérieure de la tête humérale [143, 232, 280]. Éviter le conflit sous-acromial est un aspect souvent considéré durant la réadaptation physique. Quatre facteurs sont identifiés comme risque de compression sous l'acromion : l'élévation GH [20], la rotation

latérale ST [155], l'activité du deltoïde médian [24, 260, 314] et la protraction ST [96, 296].

Des caractéristiques cinématiques sont observables chez des sujets atteints de conflit sous-acromial notamment une bascule arrière ST diminuée [94, 191, 197], une rotation latérale ST diminuée [94, 191, 289] et une rotation interne ST augmentée [94, 136, 191, 311]. Ces rotations anormales entraînent une incapacité de la tête humérale à se dégager de l'acromion antérieur durant l'élévation du bras et provoquent une compression de la coiffe des rotateurs [191]. À l'opposé, des patients atteints de tendinopathies présentent une augmentation de la bascule arrière et de la rotation latérale ST [197, 210]. Ces compensations favorables à l'augmentation de l'espace sous-acromial sont probablement effectuées pour réduire la douleur [210]. Certains mécanismes responsables des dyskinésies de la scapula ont été proposés incluant un raccourcissement adaptatif du petit pectoral [29, 136, 191], une raideur postérieure de l'épaule [27], des activations musculaires anormales [63–65, 191] et une augmentation de la cyphose thoracique [157, 191, 310]. De plus, des activations musculaires anormales étaient présentes chez des sujets avec tendinopathies et leur présence également du côté asymptomatique suggère que ces altérations sont un facteur de la pathogenèse et non un résultat du TMS [82]. On remarque également des niveaux inférieurs de co-activation des muscles de la coiffe des rotateurs qui seraient liés à la douleur [234] ou à la cinématique articulaire modifiée [222]. L'ensemble de ces facteurs biomécaniques pourraient influencer la pratique clinique d'évaluation, puisqu'ils ajoutent des informations dynamiques et fonctionnelles de l'épaule différentes de celles obtenues par des tests physiques ou d'imagerie. Bien que plusieurs mécanismes pathologiques soient identifiés, il demeure souvent difficile d'affirmer s'ils sont une cause ou une conséquence de la pathologie. Ce problème est en lien avec le peu de connaissances sur l'évolution naturelle des pathologies à l'épaule.

### **2.1.2 Évaluation clinique de l'épaule**

L'élément déclencheur de la consultation en clinique est souvent lorsque le TMS empêche l'individu de réaliser efficacement ou sans douleur son travail et ses tâches quotidiennes.



La première étape de la consultation clinique consiste à exécuter une évaluation musculo-squelettique de l'épaule afin d'identifier le TMS. Tout d'abord, l'historique de blessures à l'épaule est recueilli afin d'orienter l'examen vers des zones précises de l'épaule. L'évaluation musculo-squelettique se poursuit avec un examen physique. Il débute par l'inspection de la surface anatomique pour obtenir une information simple et rapide. Une attention particulière est portée aux articulations SC et AC où des proéminences ou rétraction de la partie proximale ou distale de la clavicule seront notées. Les muscles grand pectoral (*pectoralis major*), deltoïdes (*deltoideus*), trapèzes (*trapezius*), supra-épineux et infra-épineux sont inspectés où une asymétrie est indicatrice de blessure traumatique, de complication post-opération ou de blessures nerveuses [229]. Par la suite, la palpation du complexe de l'épaule apporte des informations supplémentaires où l'épaule asymptomatique peut servir de repère. La palpation sert à identifier plus précisément les zones ou les points de douleur et confirmer les observations visuelles.

Ensuite, l'amplitude de mouvement est observée où peu d'importance est accordée à la coordination des articulations. Les valeurs suivantes servent de base pour évaluer l'amplitude de l'épaule : 180 ° d'abduction, 180 ° de flexion, 30 ° à 45 ° d'adduction horizontale, 45 ° d'extension, 55 ° de rotation interne et 45 ° de rotation externe [134]. Une attention particulière est portée sur le mouvement de l'articulation ST afin de déceler la présence de dyskinésie par rapport à l'épaule saine. Lorsqu'une amplitude réduite de l'articulation GH est observée, l'élévation passive du bras en stabilisant la scapula est effectuée. Si la limitation était uniquement en mouvement actif, elle indique une tendinopathie de la coiffe des rotateurs, une inflammation de la bourse ou une raideur de la capsule [229]. Lorsque la limitation s'étend également au mouvement passif, elle indique une capsulite rétractile ou une arthrose [229]. Au besoin, des radiographies peuvent valider la présence d'arthrose de l'épaule où des changements minimaux indiqueraient plutôt une raideur de l'épaule [159].

Par la suite, la force est évaluée qualitativement avec des stades de 0 à 5 qui correspondent dans un ordre décroissant à une force normale (5), une force près de la normale (4), mouvement contre la gravité (3), mouvement en éliminant la gravité (2), contraction

visible sans mouvement (1), aucune contraction palpable (0) [173]. Plusieurs tests physiques spécifiques peuvent être exécutés pour tenter de déceler les structures affectées. Des chirurgiens orthopédiques questionnés sur leur pratique clinique ont mis en évidence un total de 122 tests utilisés où les grandes catégories de tests et les exercices les plus répandus sont présentés dans le tableau 2.II [274]. Puisqu'il existe une multitude de tests, les cliniciens déterminent une batterie de tests qu'ils considèrent représentatifs de l'ensemble des pathologies à l'épaule. En raison de la complexité et de la diversité des pathologies de l'épaule, il devient ardu d'établir des diagnostics précis malgré ces nombreux tests. D'ailleurs, des revues de littérature remettent en question la validité de tests physiques de l'épaule fréquemment utilisés en clinique [207, 322]. La presque totalité des tests physiques se montrent incapables d'apporter un diagnostic juste [207, 322]. L'absence de base anatomique dans la prémisse des tests physiques de l'épaule est un aspect critiqué [123].

La technologie a permis de résoudre partiellement ce problème. Les techniques d'imagerie de l'épaule se sont améliorées au cours des années, désormais les déchirures peuvent être identifiées avec précision. L'IRM est reconnue comme la procédure standard pour l'épaule, puisque la précision du diagnostic de déchirure de la coiffe des rotateurs a été démontrée [286]. Cependant, il semble que la nécessité d'effectuer un IRM suite à l'échographie était faible (5,2% des cas) comme les deux techniques obtenaient des sensibilités élevées aux déchirures de la coiffe des rotateurs [267]. L'IRM demeure une méthode précise pour diagnostiquer les déchirures de la coiffe des rotateurs, mais elle est coûteuse et son utilisation clinique est loin d'être systématique. L'échographie a l'avantage d'être un examen focalisé sur une zone particulière tout en apportant un diagnostic rapide, c'est pourquoi plusieurs chirurgiens de l'épaule réalisent leur propre examen en clinique [4]. Toutefois, l'IRM a l'avantage d'examiner l'enveloppe du muscle afin de vérifier la présence d'infiltration graisseuse qui peut compromettre la récupération fonctionnelle et influencer l'option de réparation chirurgicale [113, 117] et permet également de détecter une lésion intra-articulaire [267]. Cependant, les méthodes d'imagerie sont souvent limitées à mesurer des positions statiques qui ne sont pas représentatives des mouvements fonctionnels.

Tableau 2.II – Tests physiques les plus utilisés lors de l'évaluation de l'épaule séparés en catégories

CATÉGORIES	TESTS PHYSIQUES
Coiffe des rotateurs	Presse du ventre Décollage Hornblower Chute du bras Délai en rotation externe Empty-can Signe de chute
Conflit sous-acromial	Neer Hawkins-Kennedy
Articulation acromio-claviculaire	Flexion horizontale
Stabilité	Appréhension antérieure Appréhension postérieure Relocalisation Jobe Charge et décalage Tiroir avant Tiroir arrière Signe du sillon Hyperabduction Jerk
Biceps	Vitesse Yergason
Labrum	O'Brien
Dysfonction scapulaire	Pompe au mur Rétraction scapulaire

Selon Sciascia et al. [274]

L'analyse de la littérature réalisée par Codine et al. [58] démontre que l'évaluation isocinétique de l'épaule obtient une bonne validité et une fiabilité acceptable, bien qu'elle soit inférieure à l'évaluation du genou. Cet outil constitue une référence au niveau de l'évaluation de la force musculaire qui permet d'orienter la rééducation, de réaliser les techniques de renforcement classiques et d'assurer un suivi précis [58]. De plus, le ratio de force des rotateurs internes par rapport aux rotateurs externes permet de catégoriser l'équilibre à l'intérieur de la coiffe des rotateurs, ce qui peut s'avérer intéressant dans les cas de déchirures [263]. La faiblesse des rotateurs externes est souvent identifiée comme

indicatrice de pathologie, comme l'indique la diminution de la force des rotateurs externes de 61% en comparaison au côté non-opéré suite à une réparation de la coiffe des rotateurs (n=42) [263].

Bien que l'analyse 3D du mouvement de l'épaule n'intègre pas une évaluation clinique conventionnelle de l'épaule, elle permet de mesurer la coordination des articulations en dynamique. La coordination des articulations pourrait compléter le traitement conventionnel, puisqu'elle fait partie de la fonction normale de l'épaule [103, 162, 216]. Jusqu'à maintenant son utilisation était faite dans un contexte scientifique avec des perspectives cliniques. Ainsi, plusieurs chercheurs ont investigué les pathologies de l'épaule avec cette approche, afin d'identifier les TMS. Poppen et Walker [251] sont parmi les premiers à analyser le mouvement de l'épaule de patients. Ils remarquent un rythme scapulo-huméral anormal en présence de déchirure de la coiffe des rotateurs qui serait associé à de la douleur [251]. L'analyse cinématique de patients atteints de déchirure de la coiffe des rotateurs montrait un rythme scapulo-huméral réduit (contribution ST augmentée et/ou une contribution GH diminuée) comparativement à des sujets sains, alors que la présence de tendinopathie n'entraînait aucune différence [216]. De façon similaire, les patients atteints d'une instabilité de l'épaule affichent un déséquilibre du rythme scapulo-huméral où le ratio varie plus qu'un sujet sain au cours du mouvement [247]. L'analyse cinématique de patients avec arthrose ou capsulite rétractile de l'épaule a également mise en évidence une rotation latérale ST plus prononcée [103]. La cinématique de la scapula de patients avec conflit sous-acromial montre que la bascule arrière de l'articulation ST est diminuée [94, 191, 197], sa rotation latérale est réduite [94, 191, 289] et sa protraction est augmentée [94, 136, 191, 311] en comparaison à des sujets sains.

L'ensemble des études précédentes montrent le potentiel du rythme scapulo-huméral et de la cinématique de l'épaule comme indicateur de la compensation provoquée par les pathologies de l'épaule. Les patients atteints de pathologies affichent des caractéristiques de coordination articulaire qui pourraient servir tant à l'évaluation qu'au processus de réadaptation. Cependant, il demeure que la cinématique de l'épaule et le rythme scapulo-

huméral sont variables (1,3–7,9) sur des sujets sains [31, 333]. Cette variabilité inter-sujets provient principalement des méthodes d’acquisition et de reconstruction, ainsi que des conditions du mouvement (sections 2.2 et 2.3). Afin d’utiliser le rythme scapulo-huméral comme outil clinique d’évaluation, la distinction des patients et des sujets sains est un élément central. Donc, la variabilité inter-sujets élevée devient une limite à l’utilisation de cet outil clinique. Bien qu’une certaine variabilité inter-sujets sains soit normale, plusieurs aspects de la mesure du rythme scapulo-huméral pourraient être contrôlés ou améliorés. Ainsi, pour paver la voie à l’utilisation directe de systèmes d’analyse du mouvement de l’épaule en milieu clinique, les aspects de calcul du rythme scapulo-huméral et des conditions d’exécution du mouvement seront éclaircis (sections 2.3).

### **2.1.3 Intervention clinique de l’épaule**

Lorsqu’un patient se présente en clinique et qu’une pathologie est décelée, une décision est prise concernant l’intervention à entreprendre. Généralement, cette décision consiste à choisir entre le traitement conservateur ou l’intervention chirurgicale. Les deux seuls aspects que le chirurgien orthopédique contrôle lors de son intervention sont les techniques médicales utilisées et l’orientation de la réadaptation physique. Le traitement conservateur comprend diverses combinaisons de repos, d’agents anti-inflammatoires et d’injection locale d’analgésiques avec ou sans stéroïdes [2]. Une fois la douleur contrôlée, des exercices passifs et actifs visent à augmenter l’amplitude de mouvement, suivi d’entraînement musculaire ciblant la structure atteinte. Bien que la considération d’opérer est normalement abordée seulement après un traitement conservateur, certains chirurgiens sont réticents au traitement conservateur ; d’autant plus que le traitement conservateur peut varier en termes de type ou de durée. Une corrélation positive a été observée entre la pratique d’un grand volume d’opérations et la perception du chirurgien face à la réussite de l’opération [84]. La décision d’opérer un tendon partiellement déchiré demeure un processus compliqué en raison des causes multifactorielles et du peu d’information sur l’évolution naturelle et post-opératoire [245, 317]. Le potentiel de guérison du tendon demeure le critère primor-

dial évalué par le chirurgien. Il est influencé positivement par un âge inférieur à 65 ans, une déchirure récente, le fait de ne pas fumer, une distance acromio-humérale supérieure à 6 mm et une dégénérescence graisseuse selon l'indice de Goutallier de l'infra-épineux ou du sous-scapulaire d'un niveau faible (inférieur au niveau II) [99].

Toutefois, la réparation de la coiffe des rotateurs n'est pas garante de succès. De nombreuses études rapportent un taux élevé de re-rupture de 20 à 70% pour toute grosseur de déchirure [10, 22, 25, 109, 167, 279, 316]. Pour des patients avec deux tendons déchirés, le risque de re-rupture serait même de 94% [109]. Les facteurs majeurs qui contribuent à l'échec de la réparation sont un diagnostic incorrect ou incomplet, des complications post-opératoires, une piètre technique chirurgicale et un programme de réadaptation physique inapproprié [153]. Il semble que les résultats cliniques post-opératoires soient généralement liés au niveau de guérison du tendon réparé [25]. Les différentes techniques opératoires, ainsi que la réadaptation post-opératoire et le traitement conservateur seront élaborés pour dresser un portrait global des pratiques d'intervention sur l'épaule.

### **2.1.3.1 Techniques opératoires**

Plusieurs types d'opérations sont possibles selon la condition du patient et les compétences du chirurgien. La réparation ouverte, semi-ouverte et arthroscopique peuvent être faites seules ou combinées à la décompression sous-acromiale arthroscopique. L'opération semi-ouverte précédée d'une décompression sous-acromiale arthroscopique permet la réparation dans une ouverture plus petite sans le détachement du deltoïde de la partie antérieure de l'acromion. Cette procédure est considérée comme celle de choix selon certains auteurs [16, 167]. C'est pourquoi la procédure arthroscopique se mesure souvent face à cette dernière [22, 271, 334]. Pour ce qui est de la réparation arthroscopique, elle est en constante évolution et réussit à obtenir des aboutissements cliniques similaires à ceux de l'opération ouverte [1]. Il demeure que l'arthroscopie offre les avantages de créer moins de dommages aux muscles de l'épaule, de provoquer moins de douleur, de diminuer la morbidité et d'accélérer le retour à un mouvement normal [326]. De leur côté, les réparations ouvertes

confèrent les avantages de ressentir la qualité du tendon pour obtenir une bonne attache via des sutures, d'utiliser des techniques de greffages et de permettre le transfert de tendons [1]. La comparaison entre l'opération semi-ouverte et arthroscopique donne des résultats similaires au niveau clinique [271, 279, 334], à l'exception d'une étude qui rapporte un taux de re-rupture des grosses déchirures réparés par arthroscopie du double de celles par réparation semi-ouverte [22]. Le choix final repose essentiellement sur la grosseur de la déchirure, mais le débat est toujours présent quant à la technique opératoire idéale pour une déchirure complète. Toutefois, les opérations sont coûteuses pour le système de santé et devraient être envisagées uniquement lorsqu'une amélioration notable de l'aboutissement clinique est escomptée par rapport au traitement conservateur ou suite à l'échec de ce dernier.

### **2.1.3.2 Réadaptation**

Peu importe que la décision soit d'opérer ou non, les patients subissent habituellement des traitements de réadaptation. Le cas d'une déchirure de la coiffe de rotateurs qui est la principale cause d'opération sera élaboré. Suite à l'opération, les amplitudes de mouvements actives sont évitées durant les six premières semaines pour permettre une croissance du tendon à la surface de l'os [1]. Un modèle expérimental sur des moutons obtenait un taux élevé de rupture lorsque la réparation n'était pas protégée au moyen d'une immobilisation [114]. Accousti et Flatow [1] recommandent de maintenir le bras en orthèse et sans aucune réadaptation physique durant les six premières semaines, suivi d'exercices d'amplitudes de mouvement passifs et actifs assistés par un physiothérapeute, puis d'exercices de résistance légers après au minimum trois mois. Selon Conti et al. [62], la réadaptation post-opératoire est composée de quatre phases :

- Repos en orthèse qui est enlevé trois à quatre fois par jour pour faire de petits mouvements passifs assistés (abduction, flexion et rotation externe) afin d'éviter les contractures. La position d'immobilisation est généralement en abduction pour réduire la force de traction sur le supra-épineux [148].

- Mobilisations passives intégrées à la mobilisation de la scapula et le renforcement des stabilisateurs.
- Mobilisations actives progressives avec exercices de proprioception et de stabilisation du tronc.
- Récupération complète de la force intégrée à des mouvements sportifs ou de travail.

L'efficacité du traitement conservateur par rapport au traitement chirurgical demeure un sujet controversé. L'évolution de 54 patients atteints de déchirure complète de la coiffe des rotateurs a été suivie pendant leur traitement conservateur sur une période moyenne de 3,4 années [145]. Selon le critère de Wolfgang évaluant la douleur, l'amplitude de mouvement, la force et la fonction, 45 patients (82%) obtenaient des améliorations satisfaisantes. Toutefois, des revues de littérature récentes des exercices et traitements utilisés pour les patients atteints de déchirure de la coiffe des rotateurs ne sont pas parvenues à identifier les méthodes optimales de traitement [2, 92]. En effet, le manque d'études de qualité empêche de supporter ou réfuter les interventions traditionnelles. Afin de bien cerner cette problématique, des études randomisées qui évaluent la récupération fonctionnelle de patients ayant suivi un traitement conservateur par rapport à ceux ayant subi un opération seraient souhaitables. De telles études sont toutefois difficiles à réaliser en raison du recrutement limité de patients. De plus, le devoir professionnel du chirurgien orthopédique l'oblige à opter pour le traitement qui semble convenable à la situation du patient. En raison de ces limites, le développement de méthodes valides d'évaluation fonctionnelle de la fonction de l'épaule pourrait faciliter la compréhension du processus de guérison.

Certaines approches cliniques utilisant un dynamomètre isocinétique montrent un potentiel intéressant pour la réadaptation [58]. À titre d'outil de rééducation, une tonification peut être effectuée en isométrique, isotonique ou isocinétique, mais les études sont peu nombreuses à se pencher sur cet aspect. L'utilisation d'un système de mobilisation passive continu peut être utilisé pour des exercices directement après l'opération [62]. Les études comparant son utilisation avec une physiothérapie conventionnelle indiquent une



amélioration de l'amplitude de mouvement et du niveau de douleur [111, 219, 258], à l'exception d'une étude qui n'a trouvé aucune différence significative [177]. Cet outil montre un potentiel d'évaluation fonctionnelle de la force pour orienter la réadaptation, mais son implantation dans les milieux cliniques reste incertaine. Enfin, l'analyse de la coordination des articulations de l'épaule permet d'évaluer un aspect fonctionnel de l'épaule qui demeure peu connu et qui montre également un potentiel intéressant.

## 2.2 Analyse du mouvement de l'épaule

Cette section présente les systèmes d'analyse du mouvement de l'épaule et méthodes utilisées pour obtenir la cinématique articulaire. Le but est d'exposer les sources d'erreur provenant des différentes étapes de l'analyse du mouvement. Les méthodes utilisées seront présentées et leurs limites discutées afin d'identifier les méthodes les plus précises.

La mesure du mouvement de l'épaule se fait principalement avec des systèmes électromagnétiques et optoélectroniques. Les systèmes électromagnétiques fonctionnent à l'aide d'une base émettrice qui envoie un signal capté par des capteurs positionnés sur les segments étudiés. On rapporte une précision 1,8 mm et 0,5° en condition statique [196]. Par contre, ces systèmes ont les désavantages d'être affectés par les objets ferromagnétiques et d'utiliser des capteurs de quelques centimètres liés par des fils au système.

Les systèmes optoélectroniques couramment utilisés se divisent en deux grandes catégories : les systèmes actifs et passifs. Les systèmes actifs comptent sur plusieurs marqueurs qui sont des diodes émettrices de lumière liés par câble au système d'acquisition [239]. Chaque diode envoie une fréquence distincte dans le spectre de l'infrarouge, ce qui pose l'inconvénient de limiter le nombre de marqueurs utilisés. La précision d'une base Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada), composée de trois caméras alignés et imbriqués dans un socle, placée à 4 m du sujet est de 0,03 mm avec du bruit de 0,015 mm [108]. Les systèmes actifs sont directement liés par des fils aux marqueurs offrant l'avantage d'éviter leur identification a posteriori, mais imposant des contraintes lors de la réalisation

des mouvements. Les systèmes passifs utilisent des caméras qui captent la lumière envoyée par des stroboscopes puis réfléchi sur des marqueurs sphériques. Sur des systèmes opto-électroniques commerciaux, la précision de distances mesurées était de 0,09-1,77% [273] et l'erreur moyenne variait de  $0,1 \pm 0.53$  à  $5,3 \pm 4.2$  mm [89, 90, 297]. De plus, les nouvelles générations de caméras optoélectroniques obtiennent une précision accrue par rapport aux études précédentes qui remontent à une quinzaine d'années. Ces systèmes ont l'avantage d'imposer aucune limite quant au nombre de marqueurs et aucune contrainte de mouvement puisque la masse des marqueurs est négligable. Les désavantages sont que le prix augmente rapidement avec la quantité de caméras et que l'identification des marqueurs suite à l'acquisition des données est nécessaire.

Il existe également des capteurs inertiels qui ont l'avantage d'être légers, portables et peu dispendieux par rapport aux systèmes précédents. Ils consistent en des capteurs multiples qui intègrent un système de mesure inertiel qui comprend un accéléromètre 3D, un gyroscope 3D et un magnétomètre 3D. Les données sont combinées avec des algorithmes pour mesurer les orientations 3D des capteurs. Le fabricant Microstrain (LORD Microstrain, Williston, VT, USA) rapporte une précision de  $\pm 2,0^\circ$  pour des angles arbitraires en condition dynamique cyclique. Cette précision demeure inférieure aux systèmes opto-électroniques, mais permet de transporter facilement le matériel et de mesurer dans des situations réelles ou dans des environnements restreints.

Des méthodes d'imagerie sont également utilisées pour mesurer les mouvements de l'épaule. La stéréophotogrammétrie mesure des dimensions sur un couple de radiographies prises de points différents. Cependant, cette approche impose une dose de radiation, ce qui peut contraindre le protocole de recherche. La fluoroscopie avec tomographie bidimensionnelle est une méthode qui permet de mesurer le mouvement dynamiquement jusqu'à 30 Hz avec une excellente précision, mais de tels systèmes demeurent onéreux et peu disponibles pour la recherche ou la clinique. De plus, le traitement des données est relativement long, ce qui limite la portée clinique de cette approche.

En raison des limites des précédents systèmes, les systèmes électromagnétiques et op-

toélectroniques sont favorisés pour la recherche clinique du mouvement de l'épaule. Néanmoins, les systèmes optoélectroniques n'imposent aucune restriction au mouvement et permettent un traitement de données plus élaboré. L'utilisation de matériel à des fins cliniques doit assurer une certaine rigueur en terme de précision de la mesure. Ainsi, les étapes d'acquisition, ainsi que les différentes méthodes utilisées et les sources d'erreur qui en découlent seront expliqués.

### **2.2.1 Positionnement et ajustement des caméras**

La quantité de caméras ainsi que leur position influencent l'erreur systématique de la reconstruction d'un marqueur [55]. Le minimum est évidemment de deux caméras pour obtenir une position 3D, mais en augmentant à trois ou quatre caméras, l'erreur sur la position d'un marqueur peut diminuer d'environ 2 cm [239]. L'augmentation du nombre de caméras est favorable à la précision des données et permet une redondance de l'information. Puisque les caméras sont dispendieuses, plusieurs optent pour un système de six ou huit caméras. L'angle de vue entre deux caméras doit être le plus près possible de  $90^\circ$  tout en évitant des angles inférieurs à  $60^\circ$  [239]. Dans notre cas précis de l'analyse du mouvement de l'épaule, les marqueurs au niveau de la clavicule peuvent devenir difficilement visibles avec une élévation prononcée du bras. La clavicule vient en quelque sorte se cacher entre le cou et le haut du bras, donc un nombre élevé de caméras peut s'avérer judicieux. Dans un but de précision et de rapidité du traitement des données, il vaut mieux augmenter le nombre de caméras. Certaines études sur l'épaule utilisent entre 15 et 20 caméras pour mesurer la cinématique de l'épaule [126, 146, 220]

Les réglages de la longueur focale, du diaphragme, du focus arrière et de l'intensité stroboscopique des caméras permettent aux caméras de repérer adéquatement les marqueurs dans le champ d'acquisition [225]. Les reflets doivent également être évités et la lumière ambiante maintenue constante par rapport à la calibration. La fréquence d'acquisition recommandée est souvent basée sur le théorème de Nyquist : enregistrer le double de la fréquence la plus haute obtenue dans le mouvement. Néanmoins, Challis [53] recommande

une fréquence d'acquisition dix fois plus élevée que la fréquence la plus haute escomptée, puisque le bruit peut se confondre dans le signal bien au-delà du double de sa fréquence.

### 2.2.2 Calibration

L'erreur systématique provenant de la calibration d'un système optoélectronique est inévitable, mais peut être substantiellement réduite. Une déformation optique se produit en raison de la forme imparfaite de la lentille, de l'alignement entre la lentille et l'axe optique et de distorsions dans les prismes [55]. Ces imperfections sont inhérentes au système, donc le but de la calibration est de minimiser cette erreur systématique. La procédure vise à déterminer les caractéristiques géométriques et optiques des caméras, ainsi que l'orientation de la caméra dans le repère global [55]. En balayant la surface d'acquisition avec un objet de calibration, on obtient une erreur quadratique moyenne d'environ 0,4 mm [26]. En conclusion, la calibration apporte une erreur négligeable par rapport aux autres sources d'erreur qui seront discutées.

### 2.2.3 Placement des marqueurs

Le placement des marqueurs doit tenter de minimiser l'artéfact des tissus mous [48]. Le positionnement des marqueurs peut provoquer des imprécisions sur le calcul de la cinématique articulaire [77, 78]. Les erreurs quadratiques moyennes inter-testeur et intra-testeur des repères du membre inférieur et du pelvis montraient des écarts de 13-25 mm et 6-21 mm [78]. Donc, il vaut mieux que les collectes de données soient effectuées par le même opérateur. Néanmoins, une description détaillée de la palpation des repères anatomiques augmentait significativement la fiabilité [303]. Différents positionnements de marqueurs en comparaison avec une méthode par palpation [33] montraient que la méthode des marqueurs concentrés près de l'acromion réduisait l'erreur quadratique moyenne des trois rotations de la scapula à  $5,05^\circ$ , comparativement à  $5,65^\circ$  pour les marqueurs éloignés et  $6,15^\circ$  pour la tige avec marqueurs fixée sur l'acromion [34]. De plus, l'identification des repères anatomiques influe sur la définition subséquente des systèmes de coordonnées anatomiques et

par conséquence les angles articulaires. Dans le cas de la scapula, la différence entre les choix des repères anatomiques utilisés pour former le système de coordonnées atteint plus 10 ° sur les rotations articulaires [194]. Enfin, le nombre minimal de marqueurs par segment isolé est de trois pour définir le système de coordonnées, mais l'addition de marqueurs est favorable [48, 55, 190, 288]. Une étude évaluant le nombre de marqueurs montrait que la moyenne de différence relative absolue de l'estimation de l'orientation d'un segment diminuait en augmentant les marqueurs et que la différence la plus notable était en passant de trois à quatre marqueurs [52]. Ainsi, il vaut mieux utiliser quatre marqueurs ou plus par segment.

#### **2.2.4 Bruit à l'intérieur du signal et occlusions des marqueurs**

Les techniques traditionnelles de traitement du signal en biomécanique pour minimiser le bruit se séparent en méthodes graphiques, techniques de différence finie, polynômes de moindres carrés, fonctions spline, filtres digitaux et analyse Fourier [318]. Ces techniques font l'hypothèse que le mouvement humain est constant et appliquent une coupure unique qui est biaisée en raison des changements de fréquence [55]. C'est pourquoi, des techniques d'échelle-temps et fréquence-temps se démarquent bien par rapport aux approches traditionnelles [112]. Le traitement des données de chaque marqueur qu'offre un système optoélectronique lui confère un avantage indéniable par rapport à un système électromagnétique où le capteur est directement lié au système de coordonnées anatomique. Il est à noter que la reconstruction d'un marqueur selon différentes caméras durant le mouvement crée une erreur systématique, une interpolation des trajectoires 2D avant la reconstruction 3D se montre efficace à régler le problème [17].

Durant l'acquisition, lorsque moins de deux caméras repèrent le marqueur, une occlusion dans la trajectoire du marqueur est provoquée. La quantité d'erreur apportée dépend du nombre d'images perdues durant cette occlusion, ainsi que du moment où se produit l'occlusion [239]. Lorsque le mouvement est près d'une amplitude maximale ou en changement de direction, il devient plus ardu d'estimer la position du marqueur occlus.

L'interpolation temporelle peut être suffisante dans certains contextes simples [231]. Au contraire, lorsque l'occlusion est prolongée, cette dernière est inefficace ou même inapplicable, alors qu'une modélisation linéaire par morceaux permet d'améliorer la situation [186]. Une autre approche se basant sur des contraintes géométriques de points voisins offre l'avantage d'estimer le point manquant avec moins de trois marqueurs par segment [79]. Une approche performante est le filtre de Kalman étendu, un algorithme récursif optimal de traitement de données, qui exploite la prédiction d'une occlusion et permet une classification des points visibles [51]. Cette méthode robuste minimise les changements brusques d'orientation des segments lorsqu'une occlusion se produit [146]. De plus, en comparant avec l'optimisation globale i.e. algorithme itératif non-linéaire de moindres carrés, le filtre de Kalman étendu se montre plus précis lorsqu'une réduction de marqueurs se produit [104]. Les occlusions de marqueurs à l'épaule se produisent principalement près de la partie distale de la clavicule et de l'articulation AC lorsque le bras atteint une amplitude élevée. Ainsi, Il apparaît que le filtre de Kalman étendu correspond mieux à l'estimation de la cinématique de l'épaule que les autres méthodes discutées.

### **2.2.5 Mouvement sous-cutané : artéfact des tissus mous**

Le plus souvent les calculs de la cinématique et dynamique du mouvement humain reposent sur une simplification des segments corporels en les modélisant comme des corps rigides [46, 49]. Dans ce cas, les marqueurs cutanés placés en surface représentent directement le mouvement osseux sous-cutané. En réalité, les tissus mous qui séparent les marqueurs et l'os provoquent des erreurs plus grandes que celles associées à la stéréophotogrammétrie [178], jusqu'à 40 mm pour une étude de marche [48, 287]. Pour un système optoélectronique, cette erreur peut se diviser en deux catégories : l'erreur relative et absolue. L'erreur relative du marqueur compare la distance entre deux marqueurs d'un même segment qui devrait être constante en faisant l'hypothèse qu'il est rigide. Alors que l'erreur absolue est le mouvement d'un marqueur par rapport à son repère anatomique directement associé à l'os. L'acquisition de la cinématique de l'épaule est particulièrement difficile en raison

de la forme aplatie de la scapula, des tissus mous la couvrant et du mouvement sous-cutané [278]. La rotation axiale de la clavicule est aussi difficile à mesurer en raison de sa forme cylindrique mince et longue ; certains auteurs vont jusqu'à ignorer ce degré de liberté [72, 211]. Plusieurs approches sont utilisés pour diminuer cette source d'erreur.

L'approche avec tiges intra-corticales (Figure 2.3) permet d'éliminer ce problème dans la mesure où la tige est solidement ancrée dans l'os et que l'incision dans la peau est suffisamment grande pour éviter que les tissus mous affectent la trajectoire de la tige. Mais ce protocole est difficilement applicable à grande échelle en raison de sa nature invasive. La comparaison à une méthode invasive demeure pertinente, une récente étude sur le membre inférieur a utilisé cette approche pour démontrer qu'un modèle linéaire permettait de réduire l'erreur absolue due aux tissus mous d'environ 21,2 mm à 2,9 mm sur le tibia et le fémur pour différentes tâches [7]. Toutefois, les méthodes ont presque toutes été développées pour le membre inférieur et leur application à l'épaule s'avère souvent problématique.

Certains chercheurs ont tenté de réduire l'erreur contenue dans les données brutes avec des algorithmes mathématiques [285, 306, 319, 335]. Cependant, ces algorithmes ne semblent pas adéquats pour corriger l'erreur absolue des marqueurs [239]. L'approche par double calibration aux extrémités articulaires du genou permet de diminuer les erreurs quadratiques moyennes de 50% [44, 45], mais son application à l'épaule [35] se limite à la scapula et sa validité multi-planaire n'est pas établie. Plusieurs positions statiques ont été comparées suite à une palpation pour corriger les repères anatomiques afin de développer des équations d'estimation des rotations de la scapula qui réduisaient l'erreur de 1,7–16,2° par rapport à la palpation [181]. Mais, cette méthode n'évaluait pas un placement optimal des marqueurs et son application à d'autres mouvements de l'épaule n'est pas validée. D'un point de vue clinique, Les méthodes qui utilisent plusieurs palpations sont limitées à des positions statiques qui ne permettent pas de mesurer un geste fonctionnel en dynamique. L'introduction d'un deuxième système de coordonnées, CAST (Calibrated Anatomical Systems Technique), permet de réduire l'artéfact des tissus mous [47]. Le



Figure 2.3 – Tiges intra-corticales insérées dans la clavicule, la scapula et l’humérus munies de grappes de marqueurs réfléchissants

CAST est introduit à l’endroit du segment considéré le moins susceptible d’artéfact des tissus mous. Par la suite, les repères anatomiques peuvent être déterminés dynamiquement en référence au CAST. Donc les repères anatomiques ont seulement besoin d’être mesurés lors d’un essai statique de calibration anatomique. La méthode CAST ne règle pas l’erreur absolue, mais elle a l’avantage d’être dynamique.

Plusieurs tentatives de résolution du problème de l’artéfact des tissus mous pour l’épaule ont été vaines et cet enjeu demeure un défi majeur [67]. Une limitation majeure des méthodes précédentes est de considérer les segments séparément occasionnant des dislocations articulaires de 3,88 cm à la hanche [178] et d’environ 1,2 cm au coude [265] qui ne sont jamais traitées dans les calculs en dynamique par la suite. L’optimisation globale, quant à elle, impose une contrainte aux articulations en créant une chaîne cinématique



et minimise l'erreur globale du modèle due aux tissus mous réduisant significativement les erreurs sur la cinématique articulaire [189]. Pour une simulation de rotation du bras, l'erreur quadratique moyenne était diminuée de 5 ° [265]. Ces résultats sont par contre difficile à extrapoler à un mouvement réel principalement parce que l'articulation de l'épaule était modélisée par une seule articulation et non trois. L'augmentation du nombre de marqueurs sur un segment donne une redondance d'information qui peut servir de base aux techniques d'optimisation, ceci est particulièrement pratique pour minimiser les artéfacts de tissus mous [51]. Avec une redondance réduite, l'approche du filtre de Kalman étendu semble se comporter mieux que des algorithmes de moindres carrés [104]. De plus, les positions de marqueurs prévues avec un filtre de Kalman étendu correspondaient mieux à des positions modélisées que celles calculées avec une optimisation globale, réduisant l'erreur quadratique moyenne sur la distance entre les positions prévues et modélisées par 16,2% pour la cuisse [75]. L'optimisation globale en étant basée sur une chaîne cinématique est équivalente aux algorithmes de moindres carrés et au filtre de Kalman étendu. Finalement, ces approches semblent les méthodes existantes les plus efficaces à réduire l'artéfact des tissus mous à l'épaule.

### **2.2.6 Réalisation du mouvement**

Outre l'ajustement du système, le positionnement des marqueurs, le traitement du signal et l'artéfact des tissus mous, les consignes données aux sujets et la façon dont le mouvement de l'épaule est exécuté peuvent affecter la coordination articulaire. En général, la position du tronc du sujet est préservée au cours l'analyse pour que l'exécution du mouvement de l'épaule s'effectue au même endroit dans le champ [102, 195, 253]. Le plan d'élévation affecte la cinématique [195] et l'articulation GH contribue plus au mouvement de la flexion que de l'abduction [66]. Le contrôle du plan d'élévation est souvent effectué avec une planche verticale ou une tige que le sujet longe avec son bras [66, 195]. La vitesse se contrôle habituellement avec un métronome qui indique une cadence à suivre [102, 290]. Malgré le contrôle de ces paramètres, il faut veiller à ce que le mouvement demeure naturel,

ainsi un échauffement permet de se familiariser à la tâche.

### **2.2.7 Position de référence**

Le calcul d'une position de référence de l'épaule permet de compenser les variations anatomiques et posturales des sujets et facilite l'interprétation des résultats [262]. Lorsque la position de départ avec le bras le long du corps sert de référence, les différences anatomiques et posturales entre les sujets ne sont pas prises en compte. D'une personne à l'autre, la quantité d'élévation et de rotation axiale du bras peut varier. Il devient important de calculer une position de référence propre au sujet, mais normalisée. Ainsi, il a été proposé d'orienter l'axe longitudinal du bras parallèlement à celui du tronc et de placer l'axe du coude dans le même plan que l'épine de la scapula [146]. Cette normalisation de la position de référence semble favorable à la réduction de la variabilité inter-sujets [262]. Sans position de référence, la cinématique de l'épaule est significativement affectée [146], d'où l'importance d'utiliser une position de référence pour mesurer le mouvement de l'épaule.

### **2.2.8 Centre articulaire**

Afin de modéliser les articulations de l'épaule, les hypothèses simplificatrices de segments rigides et d'articulations parfaites sont émises. Ainsi, les rotations sont calculées autour d'un point fixe nommé centre articulaire. Les translations de quelques millimètres à l'articulation GH sont généralement négligées, car leur impact est considéré minime et elles sont difficiles à mesurer en raison de l'artéfact des tissus mous [36, 121, 139, 156, 272]. Comme la position du centre articulaire affecte la cinématique articulaire [261]. Plusieurs méthodes ont été développées pour assurer une localisation précise. En effet, un décalage de 10 mm au centre articulaire GH peut affecter les angles de l'humérus jusqu'à  $5^\circ$  [259]. Les translations GH peuvent tout de même atteindre plus de 5 mm [203]. Cependant, mesurer adéquatement les translations GH avec des méthodes non-invasives demeure inatteignable selon les connaissances actuelles.

Certaines méthodes d'imagerie interne (radiographie et IRM) offrent une précision inférieure au millimètre sur la détermination du centre articulaire [19, 131], mais leur utilisation dans un contexte d'analyse du mouvement demeure inappropriée. Elles sont plutôt utilisées comme référence pour valider les autres approches d'estimation du centre articulaire afin d'identifier une approche précise et utilisable en clinique. Ces approches se divisent dans leur calcul entre prédictives qui utilisent des repères anatomiques palpés et des équations de régression et fonctionnelles qui utilisent la trajectoire des marqueurs durant un mouvement. Les approches prédictives ont été rarement validées *in vivo* et elles ne sont pas toujours représentatives de la population entière [8]. Néanmoins, une comparaison de méthodes prédictives montrait que les techniques 2D étaient moins précises qu'une nouvelle approche de régression qui réduisait l'erreur moyenne à  $13 \pm 4,6$  mm par rapport à l'IRM et montrait une bonne fiabilité inter-testeur de  $6 \pm 4$  mm [43]. L'analyse comparative de méthodes fonctionnelles montrait que les méthodes de correspondance de sphère géométrique [284], d'axes hélicoïdaux [319] et d'algorithme algébrique de correspondance de sphère [110, 130] obtenaient des résultats similaires en précision et exactitude [42]. *In vivo*, les méthodes d'axes hélicoïdaux et SCoRE (Symmetrical Centre of Rotation Estimation) obtenaient une erreur moyenne de 4,6 cm et 3,0 cm et cette dernière se montrait plus fiable [228]. En revanche, les axes hélicoïdaux étaient plus précis sur des patients avec hémiarthroplastie montrant une différence Euclidienne moyenne par rapport aux images de tomodensitométrie de  $1,47 \pm 0,62$  cm, alors que SCoRE obtenait  $2,07 \pm 0,55$  cm [240]. Par contre, SCoRE montrait une meilleure répétabilité [240]. Les recommandations des études précédentes ne concordent pas tous, mais les méthodes fonctionnelles actuelles ont montré une meilleure performance que les méthodes prédictives.

Il est à noter que durant l'exécution des méthodes fonctionnelles, la position des marqueurs et les amplitudes exécutées altèrent la solution [18, 42, 91]. Une configuration des marqueurs près du segment proximal et du centre de rotation, et éloignés entre eux est recommandée [42]. Mais une telle configuration est problématique pour l'humérus en raison des tissus mous et pour la clavicule en raison de sa petite taille. Enfin, une combinaison de

flexion, abduction et circumduction obtenait les meilleurs résultats [42, 91] et réduisait de plus de 1 cm l'erreur par rapport à uniquement une circumduction *in vivo* [228]. Sur l'ensemble des méthodes d'estimation du centre articulaire, la méthode fonctionnelle SCoRE semble bien adaptée à l'épaule en terme de précision et d'utilisation dans un contexte clinique.

### 2.2.9 Représentation des orientations des segments et séquence de rotations

Les méthodes de représentation paramétriques des orientations des segments utilisées en biomécanique sont les angles de Cardan ou Euler, les systèmes de coordonnées articulaires, les axes hélicoïdaux, les angles hélicoïdaux et les quaternions. La Société Internationale de Biomécanique (ISB) recommande l'utilisation des angles de Cardan ou Euler parce que leur interprétation est plus compréhensible [323]. Cependant, les blocages de Cardan se produisent lorsque la deuxième rotation atteint  $\pm \pi/2$  en raison d'une singularité mathématique. Dans ce cas, les axes de rotation de la première et de la troisième rotation se retrouvent superposés et ampute la mesure 3D. Les axes et angles hélicoïdaux ne provoquent pas de blocage de Cardan, mais souffrent d'une interprétation difficile [239]. Puisque les rotations ne sont pas toujours orientées selon le segment parent, il devient difficile de transposer à des mouvements cliniques ou des gestes quotidiens. La séquence de rotation choisie des angles Cardan ou Euler influence la valeur d'angle jusqu'à  $50^\circ$  pour les articulations de l'épaule [154, 250, 277]. Cependant, en respectant les recommandations de l'ISB [323], cette source d'erreur est évitée pour la comparaison inter-étude. La séquence est également choisie afin d'éviter les blocages de Cardan. Lorsque l'analyse du mouvement traite de problématiques cliniques, il vaut mieux suivre les recommandations de l'ISB afin de faciliter la compréhension des cliniciens.

Maintenant qu'un survol des étapes liées à l'acquisition du mouvement de l'épaule en 3D a été réalisé, son utilisation dans un but de mesurer la coordination des articulations sera discutée. Le rythme scapulo-huméral qui estime les contributions à l'élévation du bras des articulations de l'épaule sera présenté avec des perspectives cliniques. Puisque le

rythme scapulo-huméral repose sur l’analyse du mouvement, il était important d’établir les sources d’erreur qui proviennent de l’analyse du mouvement parallèlement à celles qui sont associées au rythme scapulo-huméral.

### 2.3 Rythme scapulo-huméral

Le rythme scapulo-huméral est une quantification de la contribution des articulations de l’épaule relative à l’élévation du bras. Inman et al. [144] sont les premiers à quantifier ce rythme, ils ont observé que l’articulation ST contribuait au tiers de l’élévation et l’articulation GH au deux tiers, ce qui a mené au ratio classique du 2 : 1. Il existe différentes façons de présenter le rythme scapulo-huméral ; la plus courante est le ratio entre l’articulation GH et ST (GH : ST). Ce ratio est souvent ramené à un pour le dénominateur (ST) ce qui explique que plusieurs chercheurs préfèrent rapporter uniquement le premier nombre (2 vs 2 : 1). Une autre approche plus facilement interprétable cliniquement consiste à établir une contribution relative des articulations en pourcentage, par exemple 2,6 : 1 serait équivalent à 72,2% GH et 27,8% ST. Quelle que soit la présentation de valeurs du rythme scapulo-huméral, elle n’introduit pas d’incertitude et peut facilement être exprimée sous une autre forme pour se comparer aux autres études.

Une grande variabilité inter-études est pour autant présente dans la littérature avec des ratios variant entre 1,3 et 7,9 chez des sujets sains [31, 333]. Les différences peuvent principalement s’expliquer par différents protocoles et méthodes de calcul du rythme scapulo-huméral. Un besoin de standardisation pour la communauté utilisant le rythme scapulo-huméral est présent. Le tableau 2.III énumère les études qui utilisent le rythme scapulo-huméral afin de visualiser la variabilité inter-étude et le manque de standardisation. Le tableau 2.III est divisé de façon à mettre en lumière les principaux facteurs expliquant cette variabilité (section 2.3.2). Les différences de ratio du rythme scapulo-huméral proviennent des sujets étudiés, des systèmes d’acquisition du mouvement, du type de mouvement exécuté dans le protocole et de la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral.

C'est pourquoi les colonnes du tableau 2.III sont réparties comme suit : auteurs de l'étude, sujets ayant participé à l'étude, le système d'acquisition du mouvement utilisé, le protocole incluant les conditions comparées, la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral utilisée et l'étendue des ratios rapportés. Afin de distinguer les groupes de sujets analysés ou les conditions exécutées, une classification était faite en utilisant d'abord des lettres majuscules (A, B, C), puis des chiffres romains (I, II, III) et des lettres minuscules en dernier recours (z, y, x). Cette classification était utilisée pour associer les groupes de sujets et conditions exécutées aux ratios rapportés dans la dernière colonne.

Certaines études qui ont comparé directement des sujets sains et des patients atteints de pathologies indiquent que le rythme scapulo-huméral diminue en présence de pathologies [76, 83, 216]. Les différents systèmes d'acquisition utilisés pour mesurer le rythme scapulo-huméral n'ont jamais été comparé directement. De plus, la comparaison indirecte est ardue en raison des choix de séquence d'angles, systèmes de coordonnées, centre articulaire et positionnement des capteurs ou marqueurs. Néanmoins, on remarque que certaines études 2D rapportent des ratios inférieurs à 2 [100, 106, 251] par rapport à certaines études 3D qui rapportent des ratios supérieurs à 4 [179, 214, 333]. Ces différences pourraient s'expliquer par les erreurs de projection en 2D puisque le mouvement ne respecte pas parfaitement le plan de mesure [74]. De plus, la contribution ST est sous-estimée en 3D, car l'angle représente la rotation latérale ST et non la contribution articulaire ST par rapport au thorax. Les conditions du mouvement peuvent également affecter considérablement le rythme scapulo-huméral, par exemple le ratio augmente du plan d'abduction à flexion [66, 76]. Enfin la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral affecte le ratio, les études utilisant des méthodes de régression obtiennent des ratios inférieurs [31, 125, 264] par rapport à des méthodes de soustraction [105, 175]. Il devient important de mesurer l'étendue des différences qu'apporte la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral afin de proposer une standardisation.

Tableau 2.III – Recension chronologique croissante des études utilisant le rythme scapulo-huméral selon les sujets étudiés, le système d’acquisition du mouvement, le protocole d’exécution du mouvement, la méthode de calcul et le ratio obtenu.

Auteurs	Sujets	Acquisition	Protocole	Calcul	Ratio
Inman et al. [144]	Non rapporté	Radiographie (2D) et tiges intra-corticales	Statique (chaque 30 °) en abduction 30 ° à 170 ° et flexion 60 ° à 170 °	Contribution 2D GH : ST	2
Saha [269]	10 sains	Radiographie (2D)	5 positions statiques : repos, abduction 30 ° et 60 °, plan scapulaire et max	Contribution 2D GH : ST	2–3
Freedman et Munro [106]	52 hommes sains	Radiographie (2D)	Scaption statique à 0 °, 45 °, 90 °, 135 ° et max	Contribution 2D GH : ST	1,253–2,729
Doody et al. [83]	25 femmes saines	Goniomètre manuel 2D	Scaption statique à repos, 30 °, 60 °, 90 ° 120 °, 150 ° et max A) Aucune charge B) Poids libre ayant une masse de 4 lbs C) Poids libre ayant une masse de 6 lbs	Contribution 2D GH : TH	A) 0,48–0,89 B) 0,49–0,90 C) 0,50–0,87
Poppen et Walker [251]	A) 12 sains B) 15 patients (différentes pathologies)	Radiographie (2D)	Scaption statique 0 °, 30 °, 60 °, 90 °, 120 °, 150 ° et max	Contribution 2D GH : ST (de 30 ° à max)	A) 1,25 B) 1,06*
Bagg et Forrest [12]	20 hommes sains	Caméra haute vitesse et marqueurs (2D)	Scaption statique (0 ° à 180 ° chaque 15 °)	Contribution 2D TH : ST	1,25–1,33
Hogfors et al. [140]	3 hommes sains	Stéréophotogrammétrie avec billes de tantales insérés (3D)	Élévation en spirale (petites circumductions)	Régression par sujet	Aucune valeur de ratio

Eto [97] (en japonais)	25 arthrose GH 5 déchirures 7 sains	Fluoroscopie (2D)	Élévation du bras	Non rapporté	Arthrose GH > sains
McQuade et al. [215]	4 sains	Électromagnétique 3D (Metrocom) avec capteurs collés	Scaption à 0°, 45°, 90° et 135° A) Pré-fatigue B) Post-fatigue	Régression TH : ST	A) 5,3 B) 8,3
Paletta et al. [247]	A) 6 sains B) 18 épaules instables C) 15 déchirures complètes	Radiographie (2D)	Scaption statique avec 1 kg dans la main à 0°, 45°, 90°, 120° et max	Contribution 2D GH : ST	A) 1,35–2,15 B) 0,55–3,67 C) 1,38–2,00
McQuade et al. [213]	25 hommes sains	Électromagnétique 3D (FasTrack) avec capteurs collés et résistance de dynamomètre (Cybex)	Scaption max A) Pré-fatigue B) Post-fatigue	Régression TH : ST	A) 2,0–5,1* B) 2,4–3,2*
McQuade et Smidt [214]	25 hommes sains	Électromagnétique 3D (FasTrack) avec capteurs collés et résistance de dynamomètre (Cybex)	Scaption max A) Actif sans résistance B) Passif C) Résistance max	Régression (piece-wise) TH : ST	A) 3,2–4,3 B) 3,0–7,9 C) 1,9–4,5
Favard et al. [100]	12 sains	Radiographie (2D)	Scaption à 0°, 30°, 45°, 60°, 90°, 120°, 150° et max	Contribution 2D GH : ST	1,5
Mandalidis et al. [202]	34 sains	Fluoroscopie (DFS), tomomodensitométrie à un plan (PTW)	Scaption statique à min, 30°, 60°, 90°, 120°, 150° et max	Contribution 2D ST : TH	1,7–3,3
Wang et al. [310]	20 sujets asymptomatiques avec une posture d'épaule vers l'avant	Numériseur Électromécanique 3D (Metrocom)	Abduction max A) Pré-exercice B) Post-exercice	Contribution 2D GH :ST	A) 2,6 B) 3,0



McClure et al. [211]	8 sains	Électromagnétique avec capteurs collés	3D	A) Flexion max B) Scaption max	Régression GH : ST sur moy	A) 2,0 B) 1,7
Fung et al. [107]	3 cadavres	Électromagnétique (FoB) avec capteurs fixés sur les os	3D	20 ° à 150 ° A) Flexion B) Scaption C) Abduction	Régression	A) 2,0 B) 2,1 C) 1,9
Sugamoto et al. [290]	10 sains	Fluoroscopie (Digi- text)	2D	Scaption max A) Haute vitesse (2 s/cycle) B) Basse vitesse (4 s/cycle)	Contribution 2D GH :ST	A) 1,67–2,91 B) 2,31–2,36
Mell et al. [216]	A) 15 sains B) 13 Tendinopathies C) 14 déchirures complètes	Électromagnétique (MotionStar) avec capteurs collés	3D	I) Scaption 30 ° à 100 ° II) Flexion 30 ° à 100 °	Pente de la droite de régression ST :GH	AI) 0,35–0,46* AII) 0,29–0,41* BI) 0,29–0,51* BII) 0,34–0,40* CI) 0,35–0,67* CII) 0,39–0,48*
Lin et al. [184]	A) 6 raideurs arrières de l'épaule B) 6 raideurs avants de l'épaule	Électromagnétique (FasTrack) avec capteurs collés	3D	I) Flexion max II) Scaption max III) Abduction max (120 ° max)	Pente moyenne GH :ST	AI) 1,54 AII) 1,53 AIII) 1,46 BI) 1,08 BII) 0,98 BIII) 0,93
Crosbie et al. [66]	32 femmes saines	Électromagnétique (Motion Star) avec capteurs collés	3D	A) Flexion 30 ° à 115 °* B) Scaption 30 ° à 105 °* C) Abduction 20 ° à 100 °*	Régression GH :ST	A) 4,39 B) 3,26 C) 2,85
Kon et al. [168]	10 sains	Fluoroscopie, tomodynamométrie à un plan (AdvantxACT)		Scaption 0 ° à 120 ° A) Aucune charge B) Poids libre ayant une masse de 3 kg	Incréments des angles GH :ST	A) 1,3–3,0 B) 1,9–5,0

Fayad et al. [103]	A) 16 arthrose GH B) 16 capsulite rétractile	Électromagnétique 3D avec capteurs collés	I) Flexion statique II) Abduction statique (30°, 45°, 60° et max) y) côté affecté z) côté non-affecté	ST :HT (à la position max)	AIy) 0,44 AIz) 0,33 AIIy) 0,40 AIIz) 0,34 BIy) 0,53 BIz) 0,33 BIIy) 0,49 BIIz) 0,37
Yang et al. [332]	34 capsulite rétractile	Électromagnétique 3D (FasTrack) avec capteurs collés	Scaption max	Pente de la droite de régression ST :GH	0,7-0,9
Braman et al. [31]	12 sains	Électromagnétique 3D (FoB) avec capteurs fixés sur tiges intra-corticales	Plan (~63,3°) et amplitude (~132,9°) non contrôlés A) Ascension B) Descente	Pente de la droite de régression GH :ST	A) 2,31–3,71 B) 2,60–3,43
Forte et al. [105]	11 sains	Caméras digitales (JVC) avec marqueurs collés	Abduction statique à 10°, 40°, 70°, 100°, 130° A) Aucune charge B) Poids libre de 5% de la masse corporelle	GH :ST par intervalles	A) 2,0–5,6 B) 3,3–7,8
Hallstrom et Karrholm [129]	A) 30 abuttement B) 11 sains	Stéréophotogrammétrie avec billes de tantales insérés (3D)	Abduction I) Active II) Passive	Contribution 3D GH (%)	AI) 28–53 AII) 43–50 BI) 45–58 BII) 44–52
Yoshizaki et al. [333]	18 sains	Optoélectronique 3D (Motion Analysis) avec marqueurs collés	Scaption (~130°) A) Dominance B) Non-dominance	GH :ST	A) 3,0–4,0 B) 3,0–4,3

Scibek et al. [275]	15 déchirures complètes	Électromagnétique 3D (FoB) avec capteurs collés	A) Flexion B) Scaption C) Abduction	Régression linéaire simple par phase d'élévation ST :GH	A) 0,24–0,7 B) 0,47–0,72 C) 0,35–0,73
Braman et al. [32]	1 arthrose GH	Électromagnétique 3D (FoB) avec capteurs fixés sur tiges intra-corticales	A) Flexion B) Scaption C) Abduction I) Pré-opération II) Post arthroplastie totale	Pente de la droite de régression GH :ST	AI) 1,2 BI) 0,7 CI) 0,5 AII) 1,8 BII) 1,2 CII) 1,9
Matsuki et al. [204]	12 hommes sains	Fluoroscopie (tomodensitométrie bi-planaire)	Scaption de 0 ° à 150 ° A) Dominance B) Non-dominance	Pente de la droite de régression 1/(ST/TH)-1	A) 2,2–3,1* B) 2,0–3,7*
Kim et al. [165] (en coréen)	12 hommes sains	Caméras 3D avec marqueurs	Flexion, Scaption, Abduction	GH : ST*	6,7
Kim et al. [166]	A) 7 arthroplasties inversés B) côté non-affecté	Radiographie (2D)	Abduction statique à I) 30 ° II) 60 ° III) 90 ° IV) 120 °	Contribution 2D GH :ST	AI) 34,00 AII) 2,73 AIII) 3,04 AIV) 2,42 BI) 10,15 BII) 5,15 BIII) 4,76 BIV) 4,1
Scibek et Carcia [276]	13 sains	Inclinomètre digital 2D	Scaption statique à 0 °, 30 °, 45 °, 60 °, 75 °, 90 ° et 120 °	GH : ST par intervalles	0,9–40,1 (Moyenne 2,3)

de Toledo et al. [76]	A) 17 arthroplastie totale B) 8 arthroplastie inversée C) 15 sains	Électromagnétique (FoB) avec capteurs collés	3D	I) Flexion de 0 ° à 90 ° II) Scaption de 0 ° à 90 ° x) Aucune charge y) Poids libre ayant une masse de 1 kg z) Résistance élastique	Pente de la droite de régression GH : ST	AIx) 1,6* AIy) 1,3* AIz) 1,4* AIIx) 1,2* AIIy) 1,1* AIIz) 1,1* BIx) 1,4* BIy) 1,2* BIz) 1,3* BIIx) 1,0* BIIy) 0,9* BIIz) 1,0* CIx) 2,2* CIy) 1,9* CIz) 2,0* CIIx) 1,5* CIIy) 1,4* CIIz) 1,5*
Kwon et al. [175]	A) 17 arthroplasties inversés B) 12 témoins	Électromagnétique (MotionMonitor) avec capteurs collés	3D	Flexion, Scaption (résultats) et Abduction	GH :ST	A) 1,94–2,81 B) 3,03–7,34
Lee et al. [179]	20 sains	Optoélectronique (Motion Analysis) avec marqueurs collés	3D	A) Flexion de 0 ° à 150 ° B) Scaption de 0 ° à 150 ° C) Abduction de 0 ° à 150 °	Pente de la droite de régression incréments 1/(ST/TH)-1	A) 1,9–6,8 B) 0,8–11,2 C) 0,4–1,7*
Pellegrini et al. [249]	13 lanceurs de baseball	Centrales inertielles (Xsens) avec capteurs attachés		Abduction max A) Pré-fatigue B) Post 60 lancers C) Post-repos 24 heures	ST :TH (%)*	A)19,7–22,4%* B)17,83–23,72%* C)18,32–22,69%*

Walker et al. [309]	26 arthroplasties inversés	Fluoroscopie (tomodensitométrie bi-planaire)	Abduction A) Aucune charge B) Poids libre ayant une masse de 3 lbs	GH :ST	A) 1,8 B) 1,2
Rosa et al. [264]	A) 21 sains avec manipulation thoracique B) 21 témoins	Électromagnétique 3D (FoB) avec capteurs colés	Flexion max	Pente de la droite de régression GH :ST	A) 1,44–2,41 B) 1,78–3,41
Camargo et al. [40]	1 claviculectomie totale	Électromagnétique 3D (FoB) avec capteurs colés	Flexion max A) côté atteint B) côté non-atteint	Pente de la droite de régression GH :ST	A) 1,44 B) 1,78
Giphart et al. [116]	13 sains	Fluoroscopie (tomodensitométrie bi-planaire)	A) Abduction max (n=5) B) Scaption max (n=8) B) Flexion max (n=8)	GH :ST	A) 2,0 B) 1,6 C) 1,1
Habechian et al. [125]	A) 26 adultes sains B) 33 enfants sains	Électromagnétique 3D (FoB) avec capteurs colés	Scaption max	Pente de la droite de régression GH :ST	A) 1,44–2,71 B) 1,43–2,59

---

ST : rotation latérale scapulo-thoracique, GH : élévation gléno-humérale, TH : élévation thoraco-humérale, max : maximum, 2D : bidimensionnelle, 3D : tridimensionnelle

\*Estimation selon les résultats présentés

---

### 2.3.1 Intérêt du rythme scapulo-huméral

Le rythme scapulo-huméral est principalement utilisé pour décrire la coordination normale des articulations de l'épaule dans différentes conditions expérimentales, ainsi que l'effet de diverses pathologies sur cette coordination articulaire. Comme en témoigne le tableau 2.III, 26 études ont été réalisées sur des sujets sains et 17 sur des patients. Certains s'inspirent du rythme scapulo-huméral pour établir des ratios entre la rotation externe du bras et l'élévation du bras pendant un service au tennis [169]. On retrouve même des applications du rythme scapulo-huméral pour évaluer la performance en danse avec des mesures qualitatives [170, 171]. De façon générale, le rythme scapulo-huméral est un indice clinique qui quantifie la contribution à l'élévation des articulations de l'épaule. Environ la moitié des études du tableau 2.III ont été publiées lors des cinq dernières années. En considérant que la première étude remonte à 1944, le gain en popularité scientifique du rythme scapulo-huméral est évident. Il devient important de contrôler les sources d'erreur et de variabilité qui affectent sa mesure afin de faciliter la comparaison inter-étude.

### 2.3.2 Variabilité du rythme scapulo-huméral

On remarque une grande variabilité inter-étude du rythme scapulo-huméral avec des ratios quelle que soit la population et le mouvement étudiés entre 0,24 et 40,1 (Tableau 2.III). Premièrement, le rythme scapulo-huméral est souvent influencé par les pathologies de l'épaule. Cette source de variabilité est compréhensible due à l'influence de la pathologie sur la coordination articulaire. Cette différence est en quelque sorte la raison d'existence de l'outil clinique du rythme scapulo-huméral. Deuxièmement, les systèmes d'acquisition du mouvement sont variés (e.g. optoélectronique, électromagnétique, radiographie, fluoroscopie, goniomètre, inclinomètre, caméra et centrales inertielles) et les erreurs ou imprécisions propres au système ajoute à la difficulté de comparaison inter-études. Ce point découle des aspects présentés à la section précédente. Troisièmement, le protocole d'exécution du mouvement influence les ratios obtenus. Ainsi, les aspects de l'exécution du mouvement

de l'épaule qui peuvent affecter la cinématique articulaire ou le rythme scapulo-huméral seront détaillés de la section 2.3.2.1 à 2.3.2.7. Ils sont présentés en ordre d'importance (e.g. vitesse, activation, rotation axiale, charge externe, nature, amplitude, dominance et direction) de quantité de variabilité escomptée selon le jugement de l'auteur. Quatrièmement, plusieurs méthodes de calcul du rythme scapulo-huméral sont utilisées et le rapport des résultats est effectué de diverses manières. Enfin, le rôle de la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et le rapport des résultats seront approfondis à la section 2.3.2.8. L'ensemble des facteurs affectant le rythme-scapulo-huméral a été schématisé afin de distinguer les aspects de chaque catégorie (Figure 2.4).

### 2.3.2.1 Vitesse

Certaines études suggèrent que la vitesse d'exécution d'un mouvement influence la coordination articulaire. L'analyse de la cinématique de la scapula mettait en évidence que l'amplitude de la rotation latérale diminuait en augmentant la vitesse [73, 254]. Au contraire, l'analyse du rythme scapulo-huméral affichait une diminution lorsque la vitesse d'élévation du bras augmentait [223, 290]. La connaissance de l'influence de la vitesse du mouvement sur la coordination articulaire du bras peut servir à mieux comprendre les gestes sportifs et orienter la réadaptation en cas de blessures.

Le contraste entre une série de positions statiques (vitesse nulle) et un mouvement dynamique est particulièrement intéressant, car plusieurs méthodes d'analyse du mouvement utilisent uniquement des positions statiques. En raison de la scapula qui glisse sous la peau durant l'élévation, des chercheurs ont proposé d'utiliser une série de positions statiques où les repères anatomiques de la scapula sont palpés à chaque position pour corriger son système de coordonnées [35, 150, 255]. Puisque les études d'analyse du mouvement de l'épaule sont souvent utilisés en clinique comme référence, il devient important de faire la distinction entre les mouvements dynamiques et les positions statiques. L'analyse de flexion et d'abduction à vitesses auto-sélectionnées a montré aucune différence entre la vitesse rapide (moyenne de  $91,2^\circ/\text{s}$  ou 0,51 Hz) et lente (moyenne de  $30,4^\circ/\text{s}$  ou 0,17 Hz)

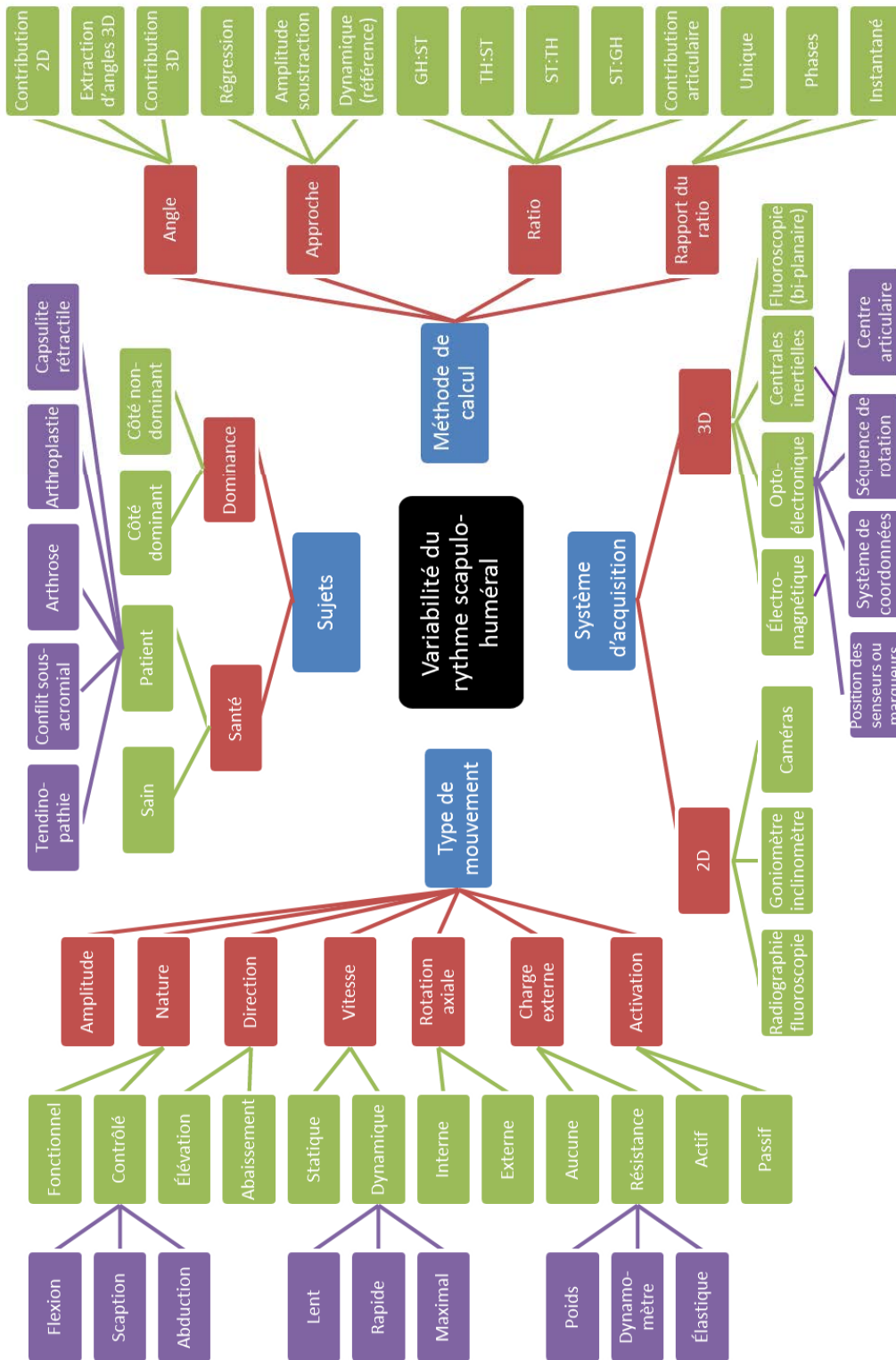


Figure 2.4 – Schéma des facteurs affectant la variabilité de la mesure rythme scapulo-huméral



[102]. Mais, la rotation latérale de la scapula pour ces deux vitesses différait significativement de séries de positions statiques [102]. De plus, la comparaison de mouvement lent (0,25 Hz) à des positions statiques a montré un effet principal sur la protraction ST [217]. Enfin, une augmentation de la translation supérieure GH est observée en condition dynamique (0,33 Hz) par rapport à celle en statique [295]. Les études précédentes suggèrent que le rythme scapulo-huméral est affecté par la vitesse d'exécution et plus particulièrement lorsque des positions statiques sont comparées à un mouvement dynamique. Les différences engendrées par la vitesse d'exécution du mouvement sont importantes à considérer pour l'interprétation clinique des résultats. Les cliniciens utilisent plusieurs tests en statique ou en dynamique, donc l'analyse de la coordination des articulations de l'épaule entre ces conditions est pertinente à réaliser.

### **2.3.2.2 Mouvement actif ou passif**

En clinique, plusieurs exercices et tests physiques sont effectués en mobilisant passivement le bras. Or, l'effet du niveau d'activité des muscles sur la dynamique articulaire de l'épaule demeure peu connu. Ce questionnement a mené à des études comparant le mouvement passif et actif du bras, où les protocoles diffèrent dans la réalisation du mouvement passif. Certains optent pour le mouvement assisté par une personne qui soulève le bras tout en demandant au sujet de relaxer ses muscles [214, 253]. D'autres utilisent un système de poulies permettant de tirer sur une éclipse placée sur le poignet du sujet. Ce mécanisme semble adéquat comme l'indique les valeurs moyennes EMG inférieures à 10% de la contraction isométrique volontaire maximale pour les muscles de l'épaule lors de l'élévation passive [85]. L'observation de l'angle GH 2D avec fluoroscopie affichait une hausse dans la condition active par rapport à passive [257]. La comparaison de la scapulation active et passive montre une rotation latérale ST réduite durant le premier tiers de l'élévation, puis augmentée durant les deux derniers tiers pour la condition passive [214]. Au contraire, une rotation latérale ST inférieure était observée durant la deuxième moitié de l'élévation passive versus active [85]. Une autre étude observait aucune différence de cinématique de

la scapula entre l'abduction passive et active du bras [253], mais l'amplitude était limitée à  $50^\circ$  d'élévation. En somme, les études semblent indiquer que la condition passive du mouvement de l'épaule influence la coordination articulaire. Cependant, en raison des protocoles variés et de la mesure d'articulation isolée, l'étude de la coordination des articulations apporterait une vision plus globale de l'effet de l'activation sur le mouvement de l'épaule.

### 2.3.2.3 Rotation axiale du bras

Lors de l'élévation du bras, sa rotation axiale modifie l'orientation des muscles. C'est pourquoi l'effet de cette rotation axiale sur l'élévation du bras a principalement été étudié par l'EMG. Deux exercices de réadaptation du supra-épineux contrastent au niveau de la rotation axiale, soit « empty-can » lorsque la rotation externe est maintenue durant l'élévation et « full-can » lorsque la rotation interne est maintenue durant l'élévation tel qu'illustré à la figure 2.5. Ces deux types de mouvement ont été comparés afin de déterminer l'exercice qui augmente l'activation du supra-épineux. Une étude a identifié une activation supérieure du supra-épineux durant l'exercice « empty-can » sur un seul sujet [149], alors que deux autres études ( $n = 22$  et  $6$ ) ne trouvaient aucune différence significative [260, 291]. Outre l'effet sur les activations musculaires, le maintien de la main avec le pouce vers le bas ou vers le haut peut affecter la cinématique de l'épaule comme cette position de la main peut provenir de la pronation-supination, de la rotation axiale du bras ou la bascule de la scapula. L'analyse cinématique de la scapula lors de ces deux mouvements semblait démontrer un risque plus accru de conflit sous-acromial lors de l'exercice « empty-can » [296]. De plus, des positions statiques à  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  et  $90^\circ$  d'élévation dans le plan scapulaire en rotation interne et externe mesurées avec un inclinomètre 2D affichaient une rotation latérale plus élevée en rotation interne du bras [268]. Cependant, les études précédentes ont mesuré uniquement la cinématique de la scapula ce qui ne permet pas d'émettre de conclusion sur le complexe de l'épaule. Mesurer la coordination des toutes les articulations de l'épaule lors de la réalisation des exercices « full-can » et « empty-can » permettrait

d'identifier l'exercice qui favoriserait la récupération fonctionnelle de l'épaule.

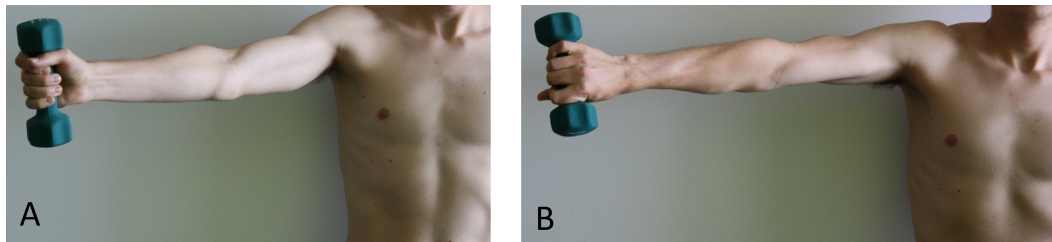


Figure 2.5 – Exercices de réadaptation du supra-épineux A. Exercice « full-can » (élévation en rotation externe du bras). B. Exercice « empty-can » (élévation en rotation interne du bras).

#### 2.3.2.4 Charge externe

L'utilisation de charge externe durant la réadaptation de l'épaule est une pratique établie [1, 62]. Bien que son impact sur l'activation musculaire ne fasse aucun doute, l'effet d'ajouter une charge sur la coordination articulaire demeure controversé. Plusieurs auteurs ont tenté de mesurer la cinématique de la scapula ou le rythme scapulo-huméral suite à l'ajout d'une charge. Il en ressort que le rythme scapulo-huméral est beaucoup plus élevé avec un poids libre ayant une masse de 3 kg lors de scaption jusqu'à  $120^\circ$  [168]; le même constat est observé lors d'abduction avec 5% de la masse corporelle [105]. Des positions statiques sans charge et répétées avec 5% de la masse corporelle ont mené à une rotation latérale de la scapula plus élevée avec charge [105]. Des charges externes de 1 à 4 kg interagissaient significativement avec l'élévation du bras sur les trois rotations de la scapula [248]. Lors de la scaption contre résistance maximale d'un dynamomètre isocinétique (Cybex Inc., Rokonkoma, NY, USA) le rythme scapulo-huméral était inférieur à l'élévation active du bras sans résistance au début du mouvement et légèrement supérieur à la fin du mouvement [214]. En revanche, sept positions statiques en abduction bilatérale répétées avec poids libre ayant une masse de 0 à 2,9 kg ont montré aucune différence significative sur la cinématique de la scapula [74]. De façon similaire, des positions statiques en scaption avec 5% de la masse corporelle ne montrait aucune différence sur la cinématique de la

scapula et le rythme scapulo-huméral par rapport à sans charge [70]. L'ajout d'une charge de 2,2 kg diminuait légèrement ou n'affectait pas le rythme scapulo-huméral [320]. De plus, le rythme scapulo-huméral demeure constant lors de mouvement en spirale du bras avec des poids libres ayant une masse de 1 ou 2 kg [140] et la différence intra-individuelle était indépendante de la charge externe lors de scaptions [223]. Il est difficile de tirer un constat à partir des études précédentes qui sont divisées entre celles qui identifient des différences lors d'ajout de charge externe [105, 168, 214, 248] et celles qui observent aucune différence [70, 74, 140, 223, 320].

Il faut apporter une attention particulière à la façon dont la charge est appliquée au bras, puisque la préhension affecte l'activité musculaire de l'épaule [9], donc une variabilité inter-sujets supplémentaire pourrait être introduite. Néanmoins, la plupart des études précédentes étaient effectuées avec un poids libre dans la main [74, 105, 168, 248], ce qui est représentatif de la pratique clinique. Cependant, l'utilisation de plusieurs positions statiques pour évaluer l'effet de la charge externe [70, 74, 105, 168, 248] demeure peu représentative des exercices dynamiques. De plus, la plupart des études de cinématique se concentrent uniquement sur la scapula [70, 74, 105, 168, 248], alors que l'humérus et la clavicule pourraient également afficher des différences en ajoutant une charge externe. En conclusion, des études mesurant l'effet de la charge externe sur l'ensemble des articulations de l'épaule durant des mouvements dynamiques amélioreraient les recommandations cliniques.

### **2.3.2.5 Nature du mouvement**

La nature du mouvement de l'épaule analysée i.e. fonctionnelle ou contrôlée, ainsi que l'amplitude de mouvement ont une influence sur la valeur du rythme scapulo-huméral. Le mouvement contrôlé est souvent effectué dans un plan défini tel que l'abduction, la flexion ou la scaption qui sont également utilisés en clinique pour des tests ou exercices. Puisque le rythme scapulo-huméral est plus élevé en flexion qu'en abduction [66, 195], la majorité des études cinématiques de l'épaule évaluent un seul plan d'élévation du bras (abduction,

scaption ou flexion) [102, 151, 217, 253]. Tout de même, certaines études évaluent ces trois plans d'élévation du bras [66, 195, 275]. L'analyse de mouvements fonctionnels semble moins répandue. On compte parmi ces mouvements la tâche de rejoindre un objet sur une tablette, mettre la main derrière le dos, tourner une page, manger, se peigner, se laver, lever une charge, se toucher les oreilles, attacher un bouton, mettre un collier, verser ou boire dans un verre et simuler le soin périnéal [3, 6, 30, 31, 127, 200, 233]. Or, l'analyse de tâches fonctionnelles devrait être valorisée, puisque la capacité des patients atteints de pathologies à les réaliser est associée à leur niveau de qualité de vie [183]. Cependant, une tâche fonctionnelle est difficile à contraindre, ce qui introduit une variabilité inter-sujets supplémentaire et explique l'utilisation de mouvements contrôlés du bras dans un contexte clinique. Donc, il demeure pertinent de contrôler l'orientation du mouvement de l'épaule pour des études cliniques.

### **2.3.2.6 Dominance du bras**

La comparaison entre le côté dominant et non-dominant a été réalisée par quelques chercheurs, mais cet aspect demeure peu documenté. Durant l'élévation du bras, la rotation latérale est significativement plus élevée du côté non-dominant [66, 204]. Cette observation apporte un bémol aux études qui utilisent le bras non-affecté de patients à titre de comparaison. Cependant, une autre étude obtenait un rythme scapulo-huméral similaire entre les deux bras lors de la scaption, malgré des activations EMG plus élevées du trapèze inférieur, deltoïde médian et grand dentelé du côté dominant [333]. De plus, aucune différence significative entre les deux bras n'était observée quant à la cinématique de la scapula [151]. Il demeure difficile de conclure si la dominance du bras a un effet ou pas sur le rythme scapulo-huméral en raison du peu d'études et des résultats contradictoires.

### **2.3.2.7 Élévation ou abaissement du bras**

La plupart des études se concentrent uniquement sur la phase d'élévation du bras. De plus, toutes les méthodes d'analyse du mouvement basées sur des positions statiques ne

permettent pas de comparer l'élévation à l'abaissement du bras. Toutefois, des cliniciens ont remarqué que plusieurs patients exprimaient plus de douleur lors de l'abaissement, sans comprendre le phénomène [164]. Certains chercheurs ont effectué la comparaison de la phase d'élévation et d'abaissement. Les différences observées montrent que l'abaissement du bras augmente la protraction ST [28], la bascule arrière ST [28, 195], la rotation latérale ST [102, 211], la rotation externe GH [195] et le rythme scapulo-huméral [31] par rapport à l'élévation du bras. Des différences significatives entre l'élévation et l'abaissement sur la rétraction SC et la protraction AC ont également été identifiées [195], mais l'ampleur de cette différence ainsi que la phase qui obtenait les valeurs supérieures n'étaient pas mentionnées. Au contraire, une étude observait aucune différence sur la cinématique de la scapula ou le rythme scapulo-huméral entre la phase d'élévation et d'abaissement en scaption [204]. D'autres études présentent les données d'élévation et d'abaissement du bras, mais n'évaluent pas les différences dans leur analyse statistique [333]. En raison des résultats contradictoires et de plusieurs études limitées à la cinématique de la scapula [28, 102, 204, 333], l'analyse de la coordination des articulations de l'épaule permettrait d'indiquer l'impact clinique de la direction du mouvement.

### **2.3.2.8 Calcul du rythme scapulo-huméral et rapport du ratio**

Les méthodes de calcul du rythme scapulo-huméral, dernier paramètre rapporté dans cette revue, affectent directement le ratio. La principale divergence provient du passage de méthodes 2D à 3D. En effet, la définition originale du rythme scapulo-huméral est le mouvement de l'articulation GH par rapport au mouvement de l'articulation ST [59]. Les premières études à le calculer ont utilisé des images de radiographies 2D [106, 144, 269]. Bien que les méthodes d'imagerie 2D soient propices à des erreurs de projection, le but est de mesurer une contribution articulaire dans le plan du mouvement. Lorsque les systèmes d'analyse du mouvement 3D sont devenus populaires, plusieurs méthodes de calcul du rythme scapulo-huméral ont émergé. Les systèmes 3D nécessitent la définition de systèmes de coordonnées qui orientent les rotations articulaires. Pour calculer le rythme scapulo-huméral,

une méthode communément utilisée consiste à extraire uniquement l'angle d'élévation GH et l'angle de rotation latérale ST à partir des matrices de rotations [204, 211, 333]. Une récente étude émettait l'hypothèse simplificatrice que la somme de l'élévation GH et de la rotation latérale ST est égale à l'élévation du bras [116]. Cette hypothèse simplificatrice est erronée parce que les systèmes de coordonnées du thorax, de la scapula et de l'humérus ne sont pas parfaitement alignés (illustré par la figure 2.6). Une simulation de positions du bras à la figure 2.7 met en évidence que la bascule arrière de la scapula peut contribuer à l'élévation du bras. En effet, l'addition des angles d'élévation GH et de rotation latérale ST ne correspond pas à l'angle d'élévation du bras par rapport à l'angle vertical du thorax. De plus, le choix de la séquence de rotations affecte l'angle d'élévation GH et l'angle de rotation latérale ST [154, 250, 277]. Puisque les axes de rotation ne sont pas alignés, l'élévation GH et la rotation latérale ST ne sont pas représentatives de la contribution complète des articulations à l'élévation du bras et entraînent une erreur systématique. Ainsi, la méthode usuelle d'extraction d'angles contraste avec la méthode 2D et complique la comparaison inter-étude. Une méthode de contribution articulaire 3D incluant toutes les rotations articulaires permettrait d'uniformiser le calcul du rythme scapulo-huméral.

Il est admis que les rotations articulaires de l'épaule progressent durant l'élévation du bras. Pour ce qui est du rythme scapulo-huméral, on remarque également une évolution selon l'angle d'élévation du bras [31, 66, 214]. Ainsi, le rapport d'un ratio unique n'est pas représentatif de la coordination articulaire de toutes les phases de l'élévation du bras. Puisque les études utilisent des amplitudes de mouvement du bras variées, il en découle une variance ajoutée. Une approche usuelle consiste à rapporter les résultats sur une amplitude inférieure à celle réalisée. Par exemple, les sujets ont pour instruction d'atteindre 150° d'élévation du bras à partir d'une position relâchée du bras, puis les résultats sont présentés de 30° à 120° [195, 262]. Cette approche assure que tous les sujets atteignent les amplitudes en question et élimine les mouvements saccadés qui pourraient survenir en début ou fin d'élévation pour initier ou freiner le mouvement. Parfois, des auteurs utilisent des valeurs maximales ou minimales d'élévation du bras [195, 204, 333], mais ces données

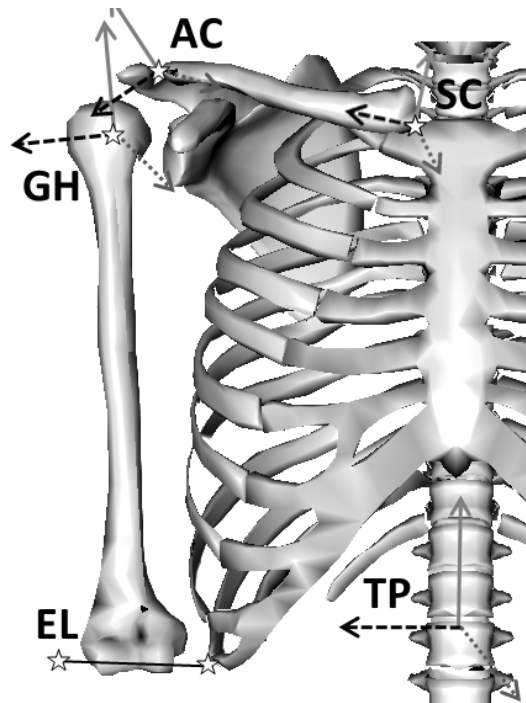
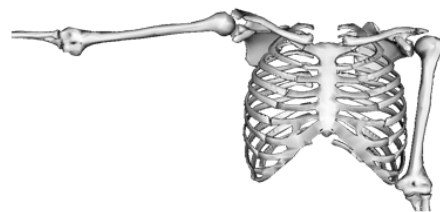


Figure 2.6 – Représentation des systèmes de coordonnées de l'épaule. Une étoile identifie l'origine du système placé au centre artriculaire thoraco-pelvien (TP), sterno-claviculaire (SC), acromio-claviculaire (AC), gléno-huméral (GH) et l'axe de rotation du coude (EL). Les axes X, Y et Z sont représentés dans l'ordre par les flèches pointillée grise, remplie grise et discontinu noire.



60° GH élévation  
 10° SC élévation  
 5° AC rotation latérale (haut)



Mêmes valeurs qu'à gauche  
 + 30° de bascule antérieure  
 de la scapula

Figure 2.7 – Simulation de deux positions du bras où un bascule de la scapula de 30° a été ajoutée.



apportent une variabilité inter-sujets qui affecte leur interprétation. Toutefois, les valeurs maximales et minimales peuvent être présentés en statistiques descriptives, mais elles ne devraient pas intégrer les statistiques inductives. Puisque le rythme scapulo-huméral est très affecté par la variabilité inter-sujets, il est préférable de normaliser les données cinématiques par rapport à l'élévation du bras.

Le rapport des résultats cause également de la variabilité inter-étude, puisque les auteurs peuvent séparer le mouvement en phases ou intervalles et rapporter une moyenne ou calculer une régression sur l'ensemble du mouvement. La comparaison d'une moyenne à la pente d'une droite de régression est très difficile à interpréter. Plusieurs auteurs utilisent des régressions linéaires pour calculer le rythme scapulo-huméral où le ratio est représenté par la pente de la droite de régression [31, 214, 216, 275]. Cette approche a l'inconvénient d'imposer la mesure du ratio sur une amplitude donnée d'élévation du bras. C'est pourquoi plusieurs études rapportent un ratio unique sur l'amplitude totale mesurée [107, 211, 215]. Le ratio unique ne permet pas de rendre compte de l'évolution du rythme scapulo-humérale durant l'élévation du bras et ne permet pas de vérifier l'interaction de variables durant le mouvement [30]. Néanmoins, certains auteurs séparent le mouvement en plusieurs phases où un ratio est calculé à chaque fois, par exemple sur chaque tranche de  $30^\circ$  [31, 275]. Lorsqu'un ratio unique est utilisé ou décomposé en phases, il devient extrêmement dépendant de l'amplitude de mouvement mesurée. Une approche qui mesure des ratios instantanés serait favorable à la comparaison et l'interprétation des résultats.

Une autre problématique découle de l'utilisation de différentes articulations pour composer le ratio. Bien que GH : ST demeure l'approche privilégiée, on retrouve dans la littérature (Tableau 2.III) des ratios composés de GH : TH, TH : ST, ST : TH et ST : GH [12, 103, 202, 214, 249, 275, 332]. Une approche permettant de rapporter un ratio GH : ST, ainsi que les contributions articulaires isolées serait avantageuse pour l'interprétation clinique. Les cliniciens pourraient transposer les résultats d'études beaucoup plus facilement à leur pratique en disposant de pourcentage de contribution à l'élévation pour les articulations SC, AC, ST et GH.

### 2.3.2.9 Résumé des paramètres affectant le rythme scapulo-huméral

Le rythme scapulo-huméral est un outil clinique qui donne un aperçu de la coordination des articulations de l'épaule. Il permet d'établir des valeurs de référence sur des sujets sains et de distinguer des patients atteints de pathologies. Le rythme scapulo-huméral est confronté à une grande variabilité inter-sujets et inter-étude [31, 333], ce qui complique l'utilisation de cet outil clinique. Afin d'utiliser le plein potentiel du rythme scapulo-huméral, il faut se pencher sur les sources de variabilité inter-sujets et inter-étude qui l'affectent. Comme présenté à la figure 2.4, les paramètres sont divisés en quatre catégories : facteurs personnels du sujet, le système d'acquisition du mouvement, le type de mouvement effectué et la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral.

Les facteurs personnels du sujet comprennent la présence de pathologie de l'épaule et la dominance du bras. La différence induite par la présence de pathologie est celle que l'on veut isoler, en ce sens que la variabilité provenant des autres paramètres devrait être réduite dans la mesure du possible ou contrôlée. Certains facteurs tel que le sexe ou l'âge pourraient également avoir une influence, mais ils demeurent peu documentés à ce jour.

Ensuite, les systèmes d'acquisition ont un impact considérable sur le rythme scapulo-huméral. D'une part, les systèmes 2D et 3D influencent directement la méthode de calcul [73]. Pour les systèmes 3D, les choix de positionnement des marqueurs ou capteurs, de systèmes de coordonnées, de séquences de rotation et de centre de rotation vont affecter les angles articulaires [48, 154, 194, 250, 259, 277]. Les recommandations de l'ISB ont grandement contribué à uniformiser ces sources de variabilité [323]. Cependant, les centrales inertielle ou les systèmes électromagnétiques sont limités par rapport aux systèmes optoélectroniques pour le traitement des données afin d'augmenter la précision de la cinématique articulaire tel que décrit à la section 2.2.

Par la suite, le protocole d'exécution du mouvement comporte plusieurs aspects qui engendrent de la variabilité inter-sujets sur le rythme scapulo-huméral. Un mouvement fonctionnel permet de simuler des tâches quotidiennes, mais ajoute une variabilité inter-

sujets qui peut nuire à l'analyse. Dans un but de réduction de la variabilité inter-sujets du rythme scapulo-huméral, il est préférable de contrôler le plan d'élévation du mouvement ainsi que la rotation axiale. L'amplitude de mouvement devrait être maximisée et les données exprimées par rapport à l'élévation du bras, puis l'analyse statistique réalisée à des intervalles réguliers telle que par tranches de  $30^\circ$ . La vitesse d'exécution influence le rythme scapulo-huméral où le contraste principal survient entre des positions statiques et un mouvement dynamique. L'imposition d'une vitesse doit agir comme guide afin de préserver un mouvement naturel. L'effet de la charge externe sur la coordination articulaire demeure controversé, mais l'observation se limite souvent à la scapula. L'observation du mouvement des articulations SC, AC et GH complèterait les connaissances sur l'articulation ST. L'impact de la phase d'élévation ou d'abaissement sur la coordination des articulations de l'épaule demeure incertain. Le mouvement réalisé en actif ou passif semble influencé la cinématique de la scapula, mais la coordination des articulations pourrait établir un portrait plus complet de cet aspect clinique.

Enfin, la méthode utilisée pour calculer le rythme scapulo-huméral affecte le résultat. En effet, la méthode d'extraction d'angles 3D ne correspond pas à la définition originale du rythme scapulo-huméral et entraîne une différence considérable par rapport à la méthode de contribution articulaire 2D. De plus, la méthode d'extraction d'angles 3D entraîne une variabilité inter-étude selon la séquence d'angles choisie [154, 250, 277] et la définition des systèmes de coordonnées [194]. Une méthode de contribution articulaire 3D faciliterait la comparaison inter-études. L'utilisation de régression affecte également le ratio, puisqu'il est dépendant de l'amplitude utilisée. Cette approche mène souvent à l'utilisation d'un ratio unique qui n'est pas représentatif de l'évolution du rythme scapulo-huméral au cours du mouvement. Les articulations utilisées devraient également être standardisées à GH : ST ou aux contributions articulaires exprimées en pourcentage de l'élévation du bras.

## 2.4 Objectifs spécifiques

L'objectif principal de cette thèse est d'améliorer et uniformiser la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et de mesurer l'effet provoquée par plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule. L'hypothèse est que la réduction de la variabilité inter-sujets et inter-étude de la mesure du rythme scapulo-huméral faciliterait l'utilisation de cet outil clinique afin de discriminer les patients des sujets sains. Trois objectifs spécifiques sont liés à l'atteinte de l'objectif principal et intégrés dans trois articles. Le premier objectif spécifique est de développer une nouvelle approche de contribution articulaire 3D incluant toutes les rotations de chaque articulation pour mesurer le rythme scapulo-huméral. Par la suite, quantifier cette nouvelle approche, ainsi que l'approche usuelle d'extraction d'angles 3D. Le deuxième objectif spécifique est de déterminer le type d'exercice de réadaptation du supra-épineux qui peut favoriser la récupération d'une coordination articulaire saine. De plus, mesurer l'effet d'une charge externe et de la direction du mouvement durant ces exercices sur la coordination des articulations afin d'émettre des recommandations cliniques. Le troisième objectif spécifique est de quantifier la cinématique 3D des articulations de l'épaule durant les conditions de mouvement statique, dynamique, actif et passif. Plus précisément, contraster les angles articulaires lors de positions statiques vs mouvement dynamique et de mobilisations passives vs mouvement actif. Le but est de vérifier si ces conditions d'exécution du mouvement doivent être considérés en clinique pour le développement d'une cinématique de référence, pour la comparaison à des populations pathologiques ou pour l'application à des exercices ou tests de réadaptation.

## PARTIE 3

### ARTICLES

#### 3.1 Clarification du calcul du rythme scapulo-huméral : méthode 3D de contribution articulaire

Tel que présenté en revue de littérature, le rythme scapulo-huméral est confronté à une variabilité inter-sujets et inter-étude considérable [31, 333]. La méthode de calcul du rythme scapulo-huméral avait été identifiée comme une des catégories qui affecte la variabilité. En observant les différentes méthodes de calcul, une différence majeure est apparue avec la commercialisation des systèmes d'analyse du mouvement 3D. À l'origine, le rythme scapulo-huméral était mesuré par des radiographies 2D où les contributions articulaires de la scapula et de l'humérus étaient calculées par rapport au thorax. En utilisant des méthodes d'analyse du mouvement 3D telles que recommandées par l'ISB [323], les rotations de la scapula et de l'humérus ne sont pas parfaitement alignés avec le thorax. Ainsi, l'utilisation de la rotation latérale ST et l'élévation GH pour calculer le rythme scapulo-huméral provoque une erreur qui ne correspond pas à la définition originale du rythme scapulo-huméral. En s'attardant aux études scientifiques des vingt dernières années, cette méthode est en quelque sorte devenue la méthode usuelle de calcul. Cependant, les autres rotations contribuent également à l'élévation du bras ce qui rend la méthode usuelle incomplète. Afin de faciliter la comparaison inter-étude et de standardiser le calcul du rythme scapulo-huméral, une nouvelle méthode apparaissait nécessaire. Le but de cette étude est de proposer une nouvelle approche dynamique 3D de calcul du rythme scapulo-huméral incluant toutes les rotations des articulations de l'épaule. Par la suite, les contributions articulaires et le ratio du rythme scapulo-huméral seront comparés entre la méthode usuelle et la méthode proposée.

### 3.1.1 Implication des coauteurs de l'article 1

Cet article a été publié dans le journal *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* sous le titre *Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation : 3D joint contribution method* [262]. La version en ligne se trouve sur le lien suivant : <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2013.792810>.

Cet article a été coécrit par Xavier Robert-Lachaine, Patrick Marion, Jacinte Bleau, Véronique Godbout et Mickaël Begon. Pour mieux comprendre l'ordre des auteurs dans les publications scientifiques, prière de se référer à la collaboration internationale de Lundberg et al. [198] qui fait l'état des lieux. L'idée originale de cette recherche revient à Mickaël Begon. La collecte et le traitement de données ont été réalisés par Xavier Robert-Lachaine en grande majorité avec le soutien de Patrick Marion. La rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Xavier Robert-Lachaine, puis Mickaël Begon, Patrick Marion, Véronique Godbout et Jacinte Bleau ont effectué plusieurs révisions de l'article où ils ont fait part de leurs commentaires et critiques.

## **Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method.**

Xavier Robert-Lachaine <sup>a,\*</sup>, Patrick Marion <sup>a</sup>, Véronique Godbout <sup>b</sup>, Jacinte Bleau <sup>c</sup>, Mickael Begon <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Campus Laval, Laboratoire d'Ingénierie du Mouvement

<sup>b</sup> Hôpital Notre-Dame, Centre Hospitalier de l'Université de Montréal

<sup>c</sup> Laboratoire Orthopédique Médecus

\*Corresponding author

## **Abstract**

The scapulo-humeral rhythm quantifies shoulder joint coordination during arm elevation. The common method calculates a ratio of gleno-humeral elevation to scapulo-thoracic upward rotation angles. However the other rotations also contribute to arm elevation. The objective is to propose a dynamic scapulo-humeral rhythm calculation method including all rotations of the shoulder joints.

Twenty-nine skin markers were placed on the trunk and dominant arm of fourteen healthy males to measure shoulder kinematics. Two-way repeated measures ANOVAs were applied to compare the two methods of calculation of joint contributions and scapulo-humeral rhythm during arm elevation.

Significant main effects ( $p < 0.05$ ) were observed between methods in joint contribution angles and scapulo-humeral rhythms. A systematic overestimation of the gleno-humeral contribution was observed when only using the gleno-humeral elevation angle because the scapula is moved outside a vertical plane.

Hence, the proposed 3D method to calculate the scapulo-humeral rhythm allows an improved functional shoulder evaluation.

**Keywords:** scapulo-humeral rhythm; shoulder; kinematics; joints; coordination



## 1. Introduction

Arm elevation with respect to the thorax is due to interaction between the sterno-clavicular, acromio-clavicular and gleno-humeral joints, resulting in a total of nine degrees-of-freedom (*dof*) (de Groot, 1997). The hallmark indicating simultaneous interaction of the shoulder joints during arm elevation was termed the scapulo-humeral rhythm (Codman, 1934). It is measured by the amount of elevation achieved by each shoulder joint during total arm elevation. In clinical evaluation, the scapulo-humeral rhythm is convenient since only a goniometer is required to measure the scapular and humeral angles in the plane of elevation of the arm. As a reference, for static abduction positions in able-bodied subjects, the motion of the scapula represents one third of the arm elevation, while the remaining two thirds come from the gleno-humeral joint, resulting in a 2:1 (GH:ST) ratio (Inman et al., 1944). More recently, the arrival of three-dimensional (3D) motion analysis systems has led to dynamic measurements of the ratio between the gleno-humeral elevation angle and the scapulo-thoracic upward rotation angle during arm elevation (McClure et al., 2001; Yoshizaki et al., 2009; Matsuki et al., 2011). Both angles are extracted from the rotation matrices between adjacent segments using Euler or Tait-Bryan angles. Although this approach is discordant with the original definition of the scapulo-humeral rhythm (Codman, 1934), it seems to have become the commonly used method.

However this common method represents an incomplete way to assess shoulder joint interaction. The main issue is related to the nonlinear relationship between each shoulder angle and the arm elevation (Woltring, 1991). Since the scapular upward rotation and gleno-humeral elevation angles are not co-planar (de Groot, 1999), their sum does not correspond to the total arm elevation angle. For example (Fig. 1), the same angles of both gleno-humeral elevation and scapulo-thoracic upward rotation will lead to the same scapulo-humeral rhythm but different arm elevations according to the scapular tilt and protraction angles. Both

rotations can contribute to the arm elevation and move the gleno-humeral plane of elevation out of a vertical plane. Accordingly, the understanding of the contribution of the scapula and humerus to total arm elevation could be misinterpreted. Furthermore, the scapulo-humeral rhythm does not dissociate the sterno-clavicular and acromio-clavicular joints.

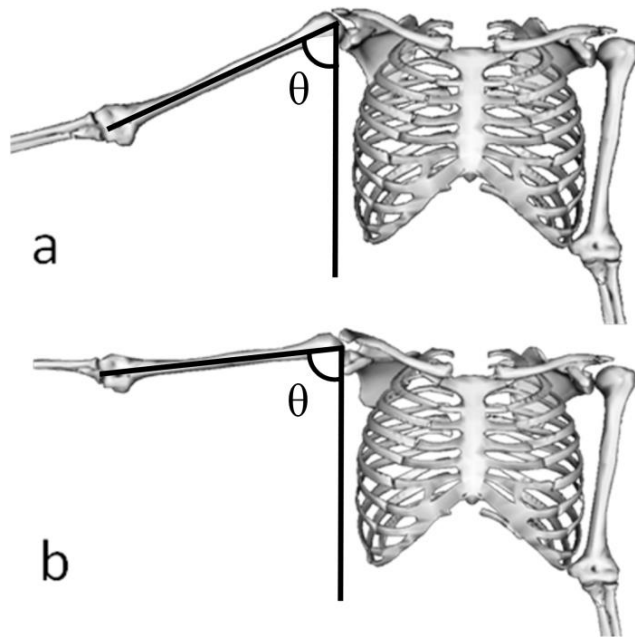


Fig 1. Representation of two arm positions. (a) Arm elevation ( $\theta$ ) with 60° of gleno-humeral elevation, 5° of sterno-clavicular elevation and 5° of acromio-clavicular upward rotation. (b) Same angle values as in (a) with the addition of 30° of acromio-clavicular tilt.

Despite the International Society of Biomechanics (ISB) recommendations for the upper limb (Wu et al., 2005), there is no consensus to facilitate inter-study scapulo-humeral rhythm comparison. Hence the inter-study variability in the ratio ranges from 1.25 to 7.9 (Braman et al., 2009; Yoshizaki et al., 2009) due to both experimental and numerical differences. The latter consist in the definition of the position of reference (McClure et al., 2001), of the segmental coordinate systems (Ludewig et al., 2010), and of the chosen sequence of Euler or Tait-Bryan angles (Karduna et al., 2000; Senk and Cheze, 2006; Phadke et al., 2011), that can affect the angle values by up to 50° at the shoulder joints (Karduna et al., 2000).

Our objective is to describe an original approach for quantifying dynamically the relative contributions of the sterno-clavicular, acromio-clavicular and gleno-humeral joints as fractions of the total arm elevation to calculate a 3D scapulo-humeral rhythm. In addition, the joint angular contributions are independent of both the definition of the local coordinate systems and the joint angle sequence. By comparison with the isolated angles involved in the common calculation of the scapulo-humeral rhythm, it is hypothesized that the scapulo-thoracic joint will show a higher contribution because the three rotations influence arm elevation. The gleno-humeral elevation angle on its own should overestimate the actual gleno-humeral 3D contribution as this rotation is not co-planar to the thorax. Consequently we expect differences in the scapulo-humeral rhythm according to the calculation method.

## **2. Methods**

### ***2.1 Data collection***

Fourteen right hand dominant men ( $25 \pm 4$  years,  $176.0 \pm 6.7$  cm and  $74.0 \pm 10.5$  kg) participated in this study after signing the consent form approved by the University Ethics Committee. All the subjects were healthy, without any history of shoulder dysfunction based on the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) questionnaire with a score lower than 10.5 (Roy et al., 2009). In line with the kinematic shoulder model of Jackson et al. (2012), 29 markers were placed on the pelvis (4), thorax (6), clavicle (4), scapula (6), humerus (5) and forearm (4). 2 markers on scapular landmarks namely the trigonum spinae and the angulus inferior were used only in a static trial to define the shoulder anatomical coordinate system in line with the ISB recommendations (Wu et al., 2005).

The subjects positioned their feet on footprints drawn on the floor and kept their trunk as immobile as possible. First, each participant performed the static trial, in which an upright posture without tension in the scapular girdle or upper-limb was maintained. Then setup

movements with the dominant upper-limb were carried out to locate the joint centres and to personalize the 4-segment, 15-dof kinematic chain as fully described in Jackson et al. (2012) (Fig. 2).

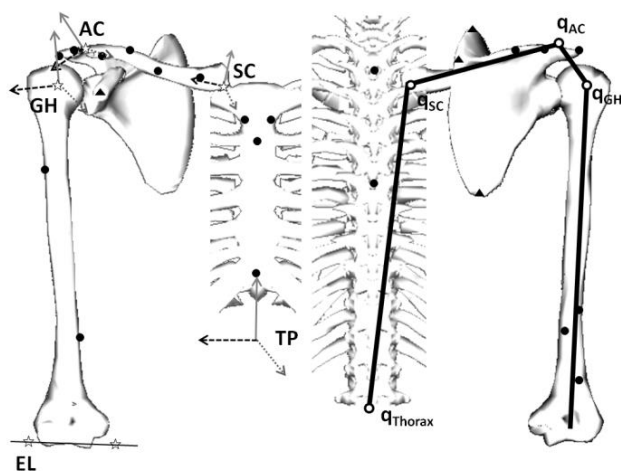


Fig. 2. Schematic representation of the chain model with the technical (●) and anatomical (▲) marker placement. The calculated functional joint centres of the thoraco-pelvic (TP), sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC), gleno-humeral (GH) joints and elbow flexion axis (EL) are represented by a star (☆). The  $x$ -,  $y$ -, and  $z$ -axes are represented by the dashed black, dotted grey and plain grey arrows respectively.

Finally, participants performed, in a random order, three trials of four different arm elevations often used as clinical tests (Thigpen et al., 2006; Reinold et al., 2009), namely abduction and flexion, each with the thumb pointing upward as in “full-can” clinical exercises or pointing downward as in “empty-can” clinical exercises. The empty-can exercises are known to reduce the scapular tilt (Thigpen et al., 2006). The subjects followed a vertical pole with their hand in order to respect the plane of elevation. Marker trajectories were collected at 60 Hz by means of an eight-camera Vicon™ motion analysis system (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK). The analysis focused only on raising of the arm between 20° and 90° at each 5° increment. This range of motion corresponds to most activities of daily living (Aizawa et al., 2010).

## 2.2 Model and reference position

The joint kinematics ( $\mathbf{q} = [q_{Thorax}, q_{SC}, q_{AC}, q_{GH}]^T$ ) were reconstructed by inverse kinematics (Begon et al., 2008) using the personalized chain model. A chain model has the advantages of keeping segment lengths constant and improving the accuracy in angle determination due to increased redundancy in kinematics since each segment is limited to 3 *dof* (Lu and O'Connor, 1999). In line with De Groot's study (1997), the *dof* correspond to protraction, elevation and rotation at the sterno-clavicular joint ( $q_{SC}$ ,  $zyx$  sequence), protraction, upward rotation and tilt at the acromio-clavicular joint ( $q_{AC}$ ,  $zyx$  sequence), and plane of elevation, elevation ( $q_{GH}^Y$ ) and rotation at the gleno-humeral joint ( $q_{GH}$ ,  $zyz'$  sequence). The orientation of the arm with respect to the thorax is described by the plane of elevation, elevation ( $\theta$ ) and rotation ( $zyz'$  sequence) and derives from the shoulder configuration ( $\mathbf{q}$ ). Similarly, the kinematics of the scapulo-thoracic pseudo-joint, i.e. the protraction, upward rotation ( $q_{ST}^Y$ ) and tilt ( $zyx$  sequence) are calculated.

From a static posture with relaxed scapular girdle, the three gleno-humeral *dof* ( $q_{GH}$ ) were corrected to normalize the reference configuration ( $\mathbf{q}^{REF}$ ) namely with the elbow flexion axis coplanar to the scapular plane ( $q_{GH}^{Z'} = 0$ ) and the humerus longitudinal axis aligned with the vertical axis of the thorax (Appendix 1). In the reference position, the arm elevation equals zero degrees.

## 2.3 Scapulo-humeral rhythm calculation

In the common method, single rotations of the scapulo-thoracic and gleno-humeral joints are assumed to represent the joint contribution to arm elevation. They respectively correspond to  $q_{ST}^Y$  and  $q_{GH}^Y$  in the configuration vector  $\mathbf{q}$ . The scapulo-humeral rhythm is determined by their ratio  $q_{GH}^Y : q_{ST}^Y$ .

In the proposed method, the scapulo-humeral rhythm is determined by the ratio of gleno-humeral contribution and scapulo-thoracic contribution ( $\theta|_{GH}:\theta|_{ST}$ ) instead of isolated angles. Initially, the total arm elevation (Fig. 3a) is due to the contribution of the gleno-humeral, acromio-clavicular and sterno-clavicular joints ( $\theta|_{GH+AC+SC}$ ). This angle ( $\theta|_{GH+AC+SC}$ ) is calculated using the generalized coordinates at time  $t$ ,  $\mathbf{q}(t)$ , using forward kinematics. To quantify the joint 3D contribution, the three angles of the gleno-humeral joint and acromio-clavicular joint are successively reset to their reference angles ( $\mathbf{q}^{REF}$ ) as developed in *Algorithm 2*.

Algorithm 2: Calculation of the 3D joint contributions using the chain model by successively resetting joint angles to their reference orientation.

$$\begin{aligned}
& \text{at time } t \\
& \theta|_{GH+AC+SC} = \text{ArmElevation}(\mathbf{q}) \\
& q_{GH} = q_{GH}^{REF} \\
& \theta|_{AC+SC} = \text{ArmElevation}(\mathbf{q}) \\
& \theta|_{ST} \equiv \theta|_{AC+SC} \\
& \theta|_{GH} = \theta|_{GH+AC+SC} - \theta|_{AC+SC} \\
& q_{AC} = q_{AC}^{REF} \\
& \theta|_{SC} = \text{ArmElevation}(\mathbf{q}) \\
& \theta|_{AC} = \theta|_{AC+SC} - \theta|_{SC}
\end{aligned}$$

where the function *ArmElevation* ( $\mathbf{q}$ ) calculates the elevation angle of the arm with respect to the thorax according to the generalized coordinates.

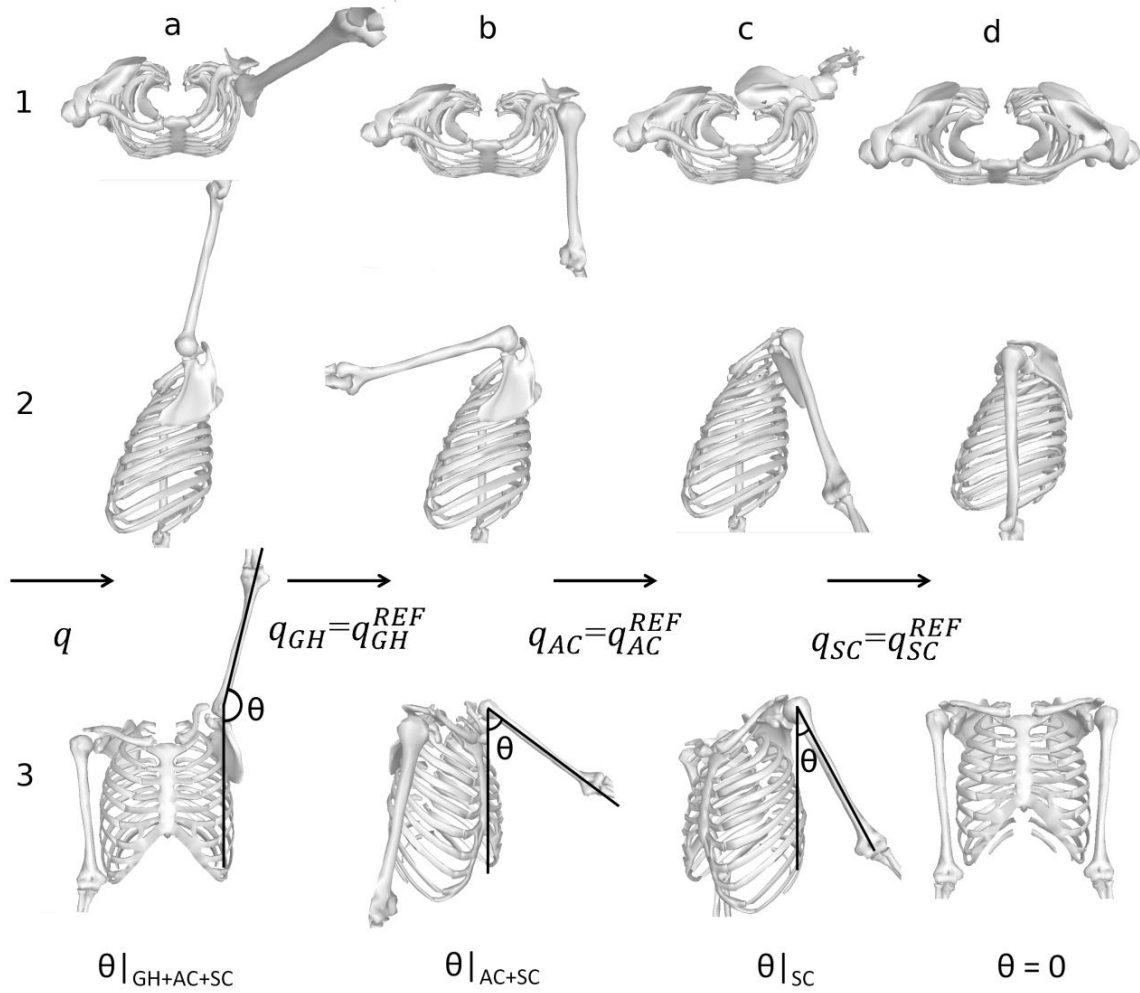


Fig. 3. Simulation of full arm abduction (a) with the successive reset to the reference position of the gleno-humeral (b), acromio-clavicular (c) and sterno-clavicular (d) joints show the joint 3D contribution to arm elevation in (1) transverse, (2) sagittal and (3) arm plane of elevation views, where  $\theta$  represents the arm elevation.

The reset of the three angles of the gleno-humeral joint to their reference values ( $q_{GH} = q_{GH}^{REF}$ ) eliminates the gleno-humeral contribution. In this new arm configuration (Fig. 3b), the arm elevation with respect to the thorax represents the scapulo-thoracic contribution only, also equivalent to the acromio-clavicular and sterno-clavicular contributions ( $\theta|_{ST} \equiv \theta|_{AC+SC}$ ). By subtracting the scapulo-thoracic contribution to the total arm elevation ( $\theta|_{GH+AC+SC} - \theta|_{AC+SC}$ ), the gleno-humeral contribution ( $\theta|_{GH}$ ) is obtained.

The scapulo-humeral rhythm is calculated as the ratio of gleno-humeral contribution ( $\theta|_{GH}$ ) and scapulo-thoracic contribution ( $\theta|_{ST}$ ).

The procedure is repeated to eliminate the acromio-clavicular contribution ( $\theta|_{AC}$ ) by resetting the angles of the acromio-clavicular joint ( $q_{AC} = q_{AC}^{REF}$ ). The new arm configuration (Fig. 3c) is only due to the sterno-clavicular angles and corresponds to the sterno-clavicular contribution ( $\theta|_{SC}$ ). Finally, the acromio-clavicular contribution ( $\theta|_{AC}$ ) is obtained by subtraction of the sterno-clavicular contribution ( $\theta|_{AC+SC} - \theta|_{SC}$ ).

Joint contribution refers to the amount of arm elevation achieved by the combined three angles (rotation matrix) of a joint. They are finally expressed in percentage of their contribution to total arm elevation. This proposed method based on a chain model could also be calculated with a matrix based approach as developed in Appendix 2, when a free body approach (Procter and Paul, 1982; Barreto et al., 1998) is used to calculate segment and joint kinematics.

## **2.5 Data analysis**

The joint contributions and the scapulo-humeral rhythm were calculated at each  $5^\circ$  of humero-thoracic elevation for the common method ( $q_{GH}^Y: q_{ST}^Y$ ) and for the 3D contribution method ( $\theta|_{GH}: \theta|_{ST}$ ). As Lilliefors tests showed that a normal distribution could be assumed, parametric statistical tests were used. Separate two-way repeated measures ANOVAs were applied to compare the angular values of scapulo-thoracic and gleno-humeral contributions for each movement. The factor of arm elevation contains three levels ( $30^\circ$ ,  $60^\circ$  and  $90^\circ$ ) and the factor of calculation method has two levels (common method and proposed 3D method). Main effect on the calculation method was observed with a significance level set at  $\alpha = 0.05$ . Finally the scapulo-humeral rhythm of the two methods was also compared using two-way



repeated measures ANOVA ( $q_{GH}^Y:q_{ST}^Y$  versus  $\theta|_{GH}:\theta|_{ST}$ ). In addition, an overall single scapulo-humeral rhythm ratio was calculated as often presented in literature (McClure et al., 2001; Ludewig et al., 2009; Yoshizaki et al., 2009). It was calculated by the slope of a linear regression equation for each movement. Separate two-tailed paired t-tests were applied to compare the single ratio with the common and proposed method for each movement.

### 3. Results

Joint contribution showed significantly different angular values ( $p < 0.05$ ) for all analysed movements between the common method and the 3D joint contribution approach (Fig. 4). The common method gleno-humeral elevation angle ( $q_{GH}^Y$ ) systematically overestimated the 3D gleno-humeral contribution ( $\theta|_{GH}$ ) ( $p < 0.05$ ) for all arm elevation angles. The common method scapulo-thoracic upward rotation ( $q_{ST}^Y$ ) showed differences of up to  $15^\circ$  compared to the 3D scapulo-thoracic contribution ( $\theta|_{ST}$ ) during abduction. In addition, we observed that the standard deviations were reduced with the 3D joint contribution approach compared to the extraction of a single *dof* by approximately  $1^\circ$  less for the gleno-humeral angle and  $6^\circ$  less for the scapula-thoracic angle.

The scapulo-humeral rhythm ratios showed a significant main effect ( $p < 0.05$ ) in full-can abduction and empty-can abduction (Fig. 5). There is also higher variability in the common method ratio ( $q_{GH}^Y:q_{ST}^Y$ ), especially at low arm elevation angles during the flexion movements with standard deviations up to 7.2 versus 2.2 with the 3D contribution method. According to the movement and the arm elevation, the mean ratio varies between 2 and 10, showing a greater implication of the gleno-humeral joint relative to the scapulo-thoracic joint to achieve arm elevation. The scapulo-humeral rhythm seems to increase or remain relatively stable until approximately  $35^\circ$  of arm elevation and then slowly decrease for the remainder of

the elevation. Using the common method, we obtained mean single ratios of  $1.54 \pm 1.40$ ,  $1.24 \pm 0.46$ ,  $1.49 \pm 0.39$  and  $1.22 \pm 0.29$  for flexion full-can and empty-can and abduction full-can and empty-can respectively. Using the proposed method, we obtained mean single ratios of  $2.26 \pm 1.06$ ,  $2.13 \pm 0.89$ ,  $2.08 \pm 0.59$  and  $2.17 \pm 0.56$  for flexion full-can and empty-can and abduction full-can and empty-can respectively. The t-tests revealed significant differences ( $p < 0.05$ ) in the single ratio between the calculation methods for the flexion empty-can, abduction full-can and abduction empty-can.

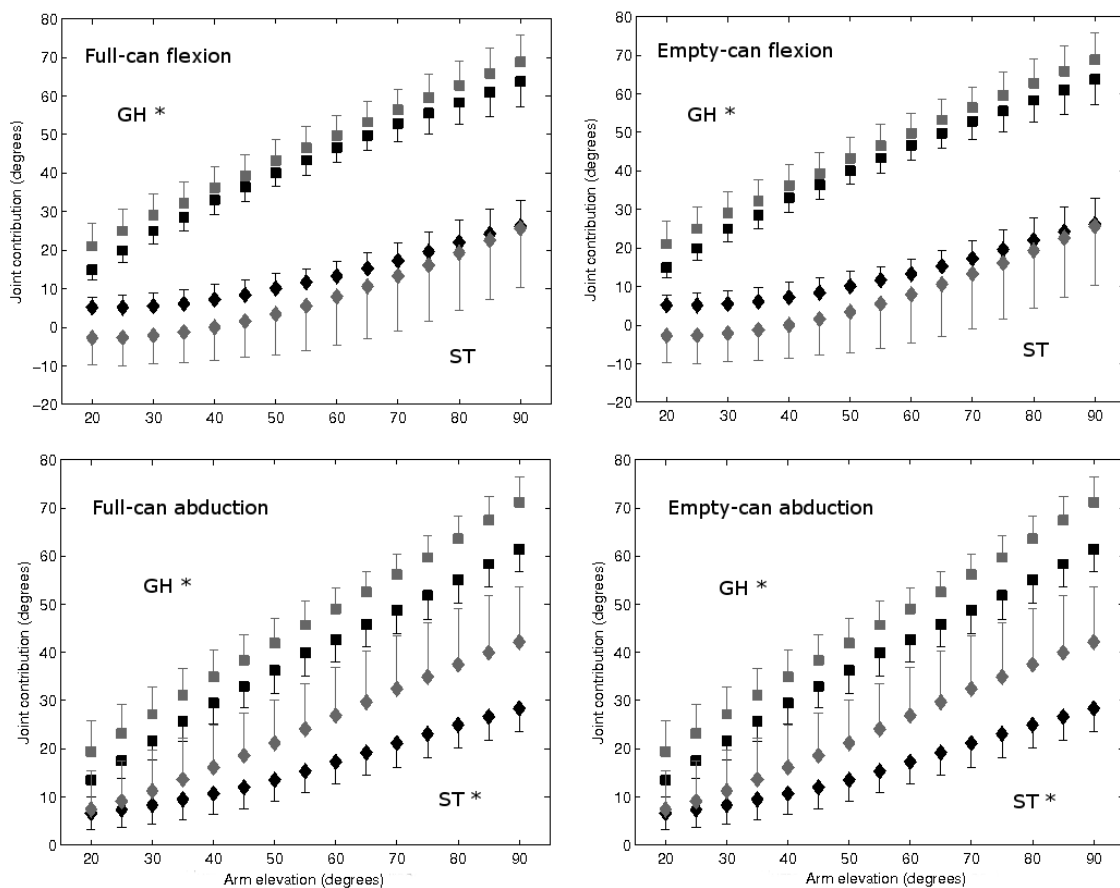


Fig. 4. Mean ( $n = 14$ ) gleno-humeral ( $\square$ ) and scapulo-thoracic ( $\diamond$ ) contributions with standard deviations at each  $5^\circ$  of arm elevation for the four movements and the two methods, namely the common method scapular upward rotation and gleno-humeral elevation angles shown in grey and the 3D joint contributions as proposed in this paper shown in black. Significant main effect (\*) on the calculation method is identified for the gleno-humeral joint and scapulo-thoracic joint of each movement.

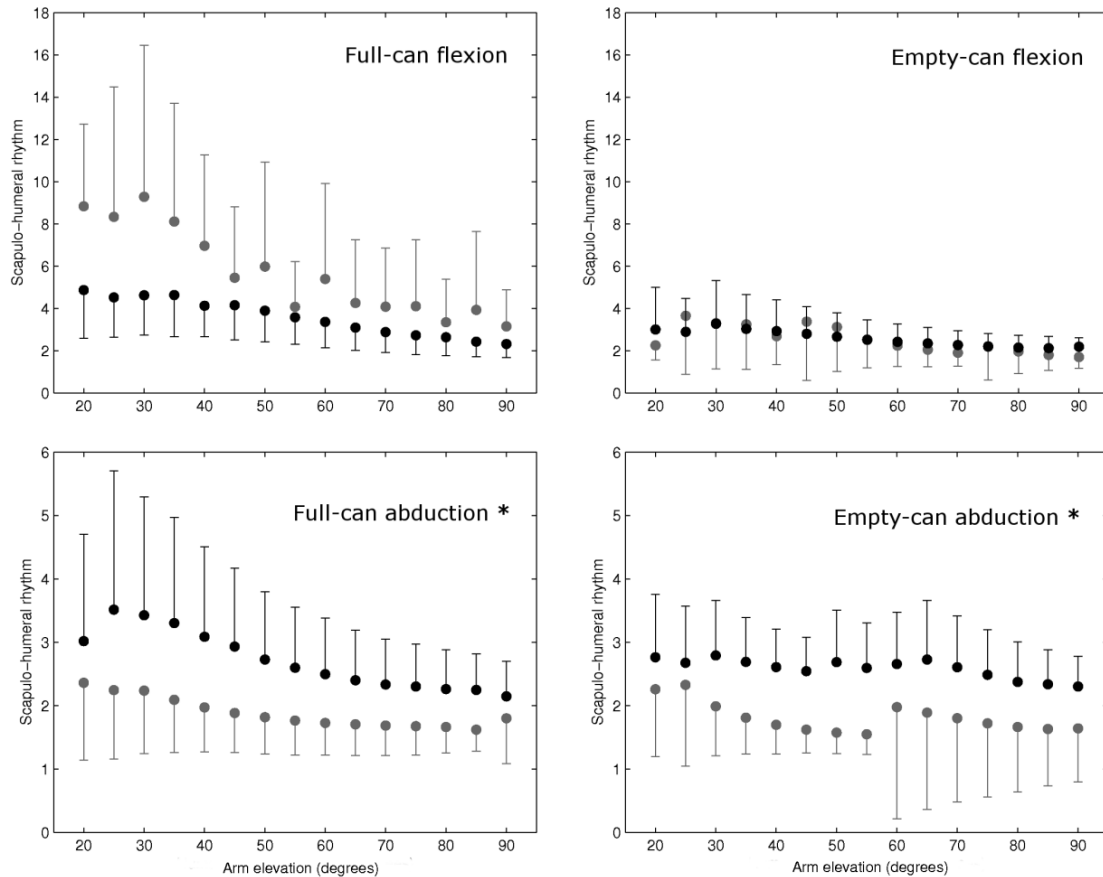


Fig. 5. Mean ( $n = 14$ ) scapulo-humeral rhythm with standard deviations at each  $5^\circ$  of arm elevation for the four movements and the two methods, namely the commonly used approach ( $q_{GH}^y : q_{ST}^y$ ) in grey and the 3D contribution method ( $\theta|_{GH} : \theta|_{ST}$ ) in black. Significant main effect (\*) on the calculation method is identified for each movement.

The overall 3D joint contribution angles of the proposed method were also reported in percentages of the total arm elevation as their sum is equal to the humero-thoracic angle (Fig. 6). The gleno-humeral, scapulo-thoracic, acromio-clavicular and sterno-clavicular contributions are presented independently for the four studied movements. As expected the gleno-humeral joint shows more contribution. The scapulo-thoracic contribution comes mainly from the sterno-clavicular joint, while the acromio-clavicular joint shows negative contribution at lower arm elevation angles.

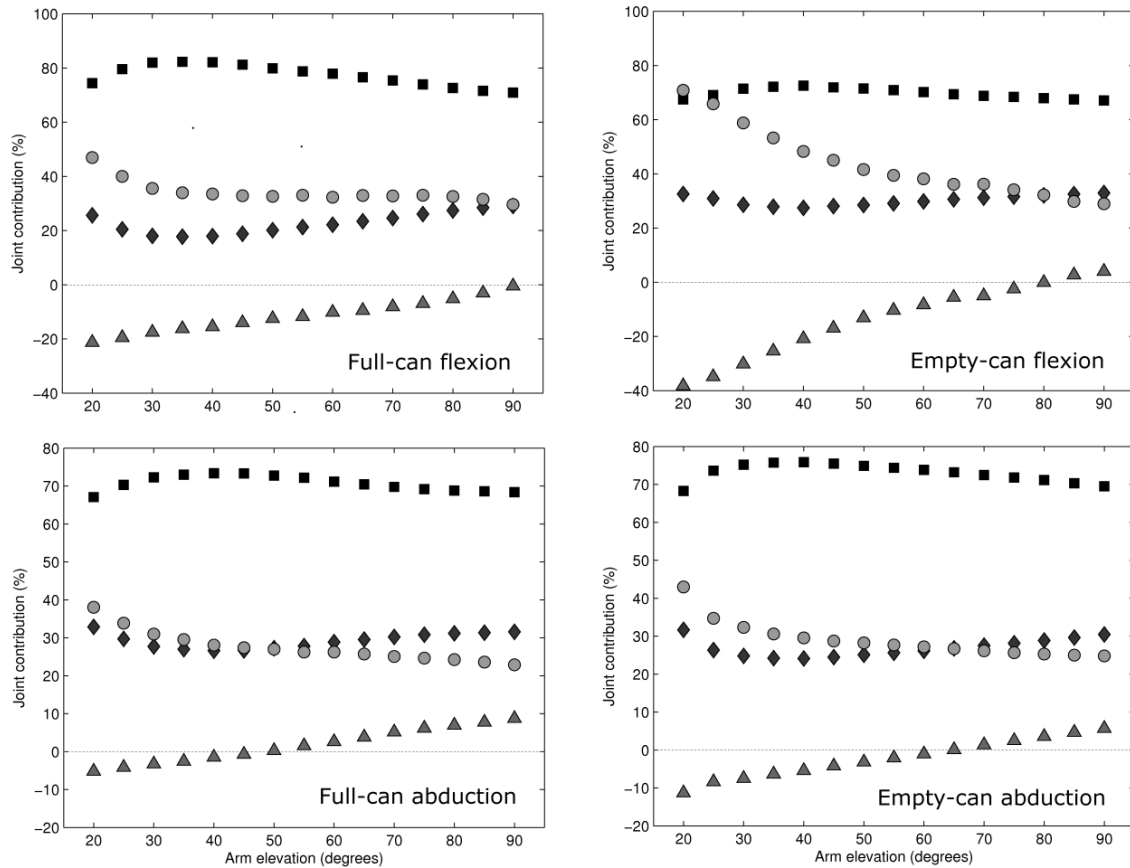


Fig. 6. Mean ( $n = 14$ ) gleno-humeral ( $\square$ ), scapulo-thoracic ( $\diamond$  or  $\circ+\Delta$ ), acromio-clavicular ( $\circ$ ) and sterno-clavicular ( $\Delta$ ) contributions in percentages of total (100%) arm elevation ( $\square+\diamond$  or  $\square+\circ+\Delta$ ) based on the 3D contribution method.

#### 4. Discussion

A method for quantifying the shoulder joint contribution to arm elevation has been proposed to compensate for the limits of the commonly used scapulo-humeral rhythm calculation. When the complete 3D contribution of each joint for elevating the arm is considered instead of relying only on selected angles, the method is independent of the Euler or Tait-Bryan angle sequence and the definition of local coordinate systems of the scapula. However, this approach requires the definition of a reference position. The results show the impact of the calculation method on the scapulo-humeral rhythm ratios. The amount of scapular tilt occurring during motion directly influences the scapulo-thoracic contribution which is not

considered with the common method. This rotation also affects the gleno-humeral local coordinate system orientation by moving the gleno-humeral elevation out of a vertical plane.

#### ***4.1 Three-dimensional contribution in arm elevation***

While the scapulo-humeral rhythm gives a more general description of the shoulder joint coordination, the analysis of individual joint contributions brings more depth to shoulder motion analysis. Joint contribution has been used in the past for the scapulo-humeral rhythm calculation (Inman et al., 1944; Freedman and Munro, 1966), but was not considered independently. The scapulo-thoracic upward rotation angle neglects some of the total contribution of the scapulo-thoracic joint. Indeed, the scapula also rotates backward during the movement and this interaction directly influences the arm elevation angle. The change in scapulo-thoracic joint contribution is mainly noticed in abduction where the common method obtains approximately 14° less at 90° of arm elevation. Since the scapula moves relative to the thorax during the motion, the gleno-humeral elevation angle does not exactly correspond to a motion in the vertical plane of the thorax and overestimates the joint contribution. Considering the interaction of the three gleno-humeral joint angles more accurately represents the gleno-humeral contribution to arm elevation.

#### ***4.2. Effect on the angle ratio complementary***

The results indicate that the use of single *dof* instead of 3D joint contribution directly affects the scapulo-humeral rhythm multiple and single ratios and that the common method is an incomplete way of assessing shoulder function. This was mostly observed in abduction where the scapular tilt is more pronounced (Ludewig et al., 2009). Scapular tilt directly influences the scapulo-thoracic contribution and has a major interaction with the gleno-humeral elevation moving it out of a vertical plane. Due to a less pronounced scapular tilt during flexion

(Ludewig et al., 2009), the common method was able to estimate the scapulo-humeral rhythm based on 3D joint contribution for this plane of motion. But the lack of statistical significance for the scapula-humeral rhythm during full-can flexion is also attributable to high inter-subject variability obtained with the common method as shown by standard deviations up to 7.2.

It was observed that the differences between the two methods for calculating scapulo-thoracic contribution reduce as the arm elevation progresses during flexion but the opposite was observed during abduction. A possible explanation could be attributed to the inferior contribution of scapular tilt during arm flexion when compared to abduction (Ludewig et al., 2009). This appears to be the main factor affecting the outcome of scapulo-thoracic contribution when using the common method.

Both multiple and single ratios obtained with the 3D contribution method fall into the 1.7 to 4.39 range of observed ratios in recent literature (McClure et al., 2001; Crosbie et al., 2008; Braman et al., 2009; Yoshizaki et al., 2009; Matsuki et al., 2011). While the common method reached a ratio of 9.3 at 30° of full-can flexion and a single ratio of 1.22 for empty-can abduction. The 3D proposed method seems more appropriate for single ratios based on a linear regression equation as the values obtained with the common method are lower than the literature (Braman et al., 2009; Yoshizaki et al., 2009). In general, higher ratios were found for flexion compared to abduction which is in line with previous studies (Crosbie et al., 2008; Ludewig et al., 2009). During abduction, gleno-humeral elevation is restrained by its proximity to the the overlying acromion (Hebert et al., 2003). While in the flexion plane, there is more subacromial space as the humerus can pass in front of the acromion which allows more gleno-humeral contribution and results in a higher scapulo-humeral rhythm. In relation most activities of daily living are executed with the arm between the scapular and flexion planes (Aizawa et al., 2010). Nevertheless, there is an evolution in the scapulo-humeral

rhythm relative to the arm elevation and quoting a single ratio might not adequately represent joint coordination during arm motion (Bourne et al., 2007). It seems that the 2:1 ratio value is close to reality at 90° of arm elevation as it was measured in this static position (Inman et al., 1944), however not representative of low arm elevation angles.

The first part of arm elevation termed the setting phase by Inman (1944) is known to be highly variable between subjects (Crosbie et al., 2008; Braman et al., 2009; Matsuki et al., 2011). However, this phase remains of high importance and the observed variability should be analysed thoroughly. Firstly, low arm elevation angles are crucial to quantify kinematics of activities of daily living as most are performed with the arm elevated below 70° (Aizawa et al., 2010). Secondly, many patients affected by shoulder pathologies are incapable of raising their arm to a normal range of motion (Tauro, 2006; Kasten et al., 2010), so the setting phase becomes critical in the evaluation protocol of such a population. Especially in case of rotator cuff tendinopathy or gleno-humeral instability, the supraspinatus initiates arm elevation (Reinold et al., 2009). This muscle is more susceptible to impingement with the arm elevated between 30° and 35° because the humeral head is closest to the overlying acromion (Bey et al., 2008).

#### ***4.3 Additional interests of the method and the model***

When using the scapulo-humeral rhythm, the calculation is based on the scapulo-thoracic pseudo-joint that represents the combined contribution of the sterno-clavicular and acromio-clavicular joints. The model used in this paper (Jackson et al., 2012) introduces the distinction between the contributions of these two joints and might help in addressing some joint-specific issues.

Similarly to the ratio of gleno-humeral motion to total arm motion presented by Freedman and Munro (1966), the three shoulder joints contributions can be reported in

percentages of arm elevation to allow for an easier interpretation in clinics or other fields. As shown in Figure 6, reporting the shoulder joints coordination in this form can facilitate the clinical transition of using a single ratio to dynamic multiple ratios according to arm elevation angle.

A few studies investigated sterno-clavicular and acromio-clavicular kinematics (Sahara et al., 2007; Ludewig et al., 2009), but their function in arm elevation was never presented. This additional information shows that the acromio-clavicular joint can produce a negative contribution to arm elevation. This is probably a tendency of creating acromio-clavicular downward rotation prior to movement initiation, which reaches positive contribution around  $40^\circ$  to  $50^\circ$  in abduction. In the Sahara et al. (2007) study, the acromio-clavicular downward rotation is observed until  $120^\circ$  for static positions in abduction, although the lack of a reference posture makes the results difficult to interpret. Moreover, this effect is more pronounced during flexion as the acromio-clavicular joint produces a negative contribution for most of the observed motion. Both empty-can movements show a greater implication of the sterno-clavicular joint during the first part of arm elevation compared to the full-can movements. Arm internal rotation may create a small constraint at the acromio-clavicular joint and the sterno-clavicular joint has to compensate with more contribution to arm elevation. It seems that the acromio-clavicular joint has a role of stabilisation during motion, while the sterno-clavicular joint is a major contributor to achieve arm elevation. The acromio-clavicular joint benefits from a strategic location as the middle shoulder joint. This joint can control the amount of scapulo-thoracic and gleno-humeral contribution to total arm elevation by modifying its own positive or negative contribution.

The proposed method can help to reduce the observed inter-study variability in ratios (Braman et al., 2009; Yoshizaki et al., 2009), by means of measurement that are independent of angle sequence and local coordinate systems. In addition, when using the latter method, the



inter-subject variability decreased as shown by smaller standard deviations in three of the four movements (Fig. 5). This can be explained by the introduction of a reference posture (Jackson et al., 2012), and the subjects using different degrees of scapular upward rotation and gleno-humeral elevation to achieve total arm elevation, but more similar 3D joint contributions. The reference posture avoids any offset error and accounts for the variance in morphology since the position of the clavicle and scapula can differ between individuals when the arm is lying at 0° of elevation.

Finally, the proposed approach is also more versatile and could be used to quantify the joint contributions during other tasks, such as internal/external rotation of the arm, horizontal abduction, or arm linear displacement with respect to the thorax instead of arm elevation used in this study. Therefore the analysis of activities of daily living could represent a more realistic representation of the arm function.

## **5. Conclusion**

A method for dynamically calculating the shoulder joint contributions including all rotations of each shoulder joint during arm elevation was developed. In addition, this method incorporates a reference position and allows testers to interpret the sterno-clavicular and acromio-clavicular joints separately and to report their contribution in percentages. Furthermore, the 3D proposed method is independent of angle sequence and local coordinate systems since it accounts for the combined effect of the three angles of each joint on the arm elevation. Comparison with the common method of single rotation extraction revealed a systematic overestimation of the gleno-humeral contribution which confirms our hypothesis. During abduction the scapulo-humeral rhythm ratio was significantly different between methods as hypothesized. The 3D contribution method of calculation creates a stronger base to evaluate functionally the shoulder joint contributions to arm elevation, which scientists and

clinicians can rely on.

### **Acknowledgements**

The authors wish to recognize financial support from the Natural Science and Engineering Research Council (NSERC) of Canada, the Laboratoire Orthopédique Médecus and the Programme de Formation en Technologies Biomédicales MÉDITIS. The help from Marc Therrien for data collection is also acknowledged.

## Appendixes

### 1. Reference position

The humerus longitudinal axis was aligned with the vertical axis of the thorax using an iterative algorithm that involves the Jacobian matrix  $J = \left( \frac{\partial \theta}{\partial q_{GH}^{z,y}} \right)$  of the task to be minimized until the arm elevation in the reference configuration is  $\theta^{REF} = 0^\circ$  (algorithm 1):

Algorithm 1: Calculation of the arm total elevation.

```
q_{GH}^{z'} = 0
while  $\theta \neq 0$ 
  q_{GH}^{z,y} = q_{GH}^{z,y} - J^+ \theta
   $\theta = ArmElevation(\mathbf{q})$ 
end
```

where  $^+$  denotes the pseudo-inverse and  $z, y, z'$  correspond to the three gleno-humeral joint *dof*. The function *ArmElevation* ( $\mathbf{q}$ ) calculates the elevation angle of the arm with respect to the thorax according to the generalized coordinates.

### 2. Estimation of 3D joints contributions based on a matrix approach

This matrix based approach is presented in order to show the possibility of using another calculation procedure, thus allowing more freedom to the tester according to their kinematical model. When considering the rotation matrices of the scapula with respect to the thorax  $R_{ST}$  and the arm with respect to the scapula  $R_{GH}$ , reference orientations  $R_{ST}^{REF}$  and  $R_{GH}^{REF}$  have to be introduced such that the rotation of the arm at time  $t$  with respect to the thorax is  $C_{HT} = R_{ST}^{REF} R_{ST} R_{GH}^{REF} R_{GH}$  and the humero-thoracic arm elevation ( $\theta|_{HT} = \theta|_{(ST+GH)}$ ) is defined with the function *ArmElevation* corresponding to  $\theta = \cos^{-1}(C_{3,3})$  for a  $zyz'$  sequence. The 3D joint contributions can be calculated according to algorithm 3:

Algorithm 3: Calculation of the 3D joint contributions using the rotation matrices.

at time  $t$

0.  $C_{HT} = R_{ST}^{REF} R_{ST} R_{GH}^{REF} R_{GH}$   
 $\theta|_{(ST+GH)} = ArmElevation(C_{HT})$   
 $C_{HT} = R_{SC}^{REF} R_{SC} R_{AC}^{REF} R_{AC} R_{GH}^{REF} R_{GH}$   
 $\theta|_{(SC+AC+GH)} = ArmElevation(C_{HT})$
1.  $C_{ST} = R_{ST}^{REF} R_{ST} R_{GH}^{REF} I_3$   
 $\theta|_{ST} = ArmElevation(C_{ST})$   
 $C_{SC} = R_{SC}^{REF} R_{SC} R_{AC}^{REF} I_3 R_{GH}^{REF} I_3$   
 $\theta|_{SC} = ArmElevation(C_{SC})$   
 $\theta|_{AC} = \theta|_{ST} - \theta|_{SC}$   
 $\theta|_{GH} = \theta|_{(ST+GH)} - \theta|_{ST}$
2.  $SHR = \theta|_{GH} : \theta|_{ST}$

where,  $I_3$  is the 3-by-3 identity matrix and  $C_x$  is the contribution matrix at joint  $x$ .

## References

- Aizawa J, Masuda T, Koyama T, Nakamaru K, Isozaki K, Okawa A and Morita S. 2010. Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *J Biomech.* 43(15):2915-2922.
- Barreto JP, Trigo A, Menezes P, Dias J and de Almeida AT. 1998. FBD - The free body diagram method. Kinematic and dynamic modeling of a six leg robot. 1998 5th International Workshop on Advanced Motion Control - Proceedings:423-428.
- Begon M, Wieber PB and Yeadon MR. 2008. Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *J Biomech.* 41(3):581-586.
- Bey MJ, Kline SK, Zauel R, Lock TR and Kolowich PA. 2008. Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results. *J Biomech.* 41(3):711-714.
- Bourne DA, Choo AM, Regan WD, MacIntyre DL and Oxland TR. 2007. Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements: an in vivo study in healthy volunteers. *J Shoulder Elbow Surg.* 16(2):150-162.
- Braman JP, Engel SC, Laprade RF and Ludewig PM. 2009. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *J Shoulder Elbow Surg.* 18(6):960-967.
- Codman EA. 1934. Rupture of the supraspinatus tendon. In: *The shoulder rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in and about the subacromial bursa Boston:* Thomas Todd Publishing Company. p. 123-177.
- Crosbie J, Kilbreath SL, Hollmann L and York S. 2008. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clin Biomech.* 23(2):184-192.
- de Groot JH. 1997. The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clin Biomech.* 12(7-8):461-472.
- de Groot JH. 1999. The scapulo-humeral rhythm: effects of 2-D roentgen projection. *Clin Biomech.* 14(1):63-68.
- Freedman L and Munro RR. 1966. Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study. *J Bone Joint Surg Am.* 48(8):1503-1510.
- Hebert LJ, Moffet H, Dufour M and Moisan C. 2003. Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 18(1):72-79.
- Inman VT, Saunders JB and Abbott LC. 1944. Observations of the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg Am.* 26:1-30.
- Jackson M, Michaud B, Tetreault P and Begon M. 2012. Improvements in measuring shoulder joints kinematics. *Journal of Biomechanics.*
- Karduna AR, McClure PW and Michener LA. 2000. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *J Biomech.* 33(9):1063-1068.
- Kasten P, Maier M, Wendy P, Rettig O, Raiss P, Wolf S and Loew M. 2010. Can shoulder arthroplasty restore the range of motion in activities of daily living? A prospective 3D video motion analysis study. *J Shoulder Elbow Surg.* 19(2 Suppl):59-65.
- Lu TW and O'Connor JJ. 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech.* 32(2):129-134.
- Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ and LaPrade RF. 2009. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am.* 91(2):378-389.

- Ludewig PM, Hassett DR, Laprade RF, Camargo PR and Braman JP. 2010. Comparison of scapular local coordinate systems. *Clin Biomech.* 25(5):415-421.
- Matsuki K, Matsuki KO, Mu S, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T, Sugaya H, Toyone T, Wada Y, Takahashi K and Banks SA. 2011. In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 20(4):659-665.
- McClure PW, Michener LA, Sennett BJ and Karduna AR. 2001. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg.* 10(3):269-277.
- Phadke V, Braman JP, LaPrade RF and Ludewig PM. 2011. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *J Biomech.* 44(4):700-705.
- Procter P and Paul JP. 1982. Ankle joint biomechanics. *J Biomech.* 15(9):627-634.
- Reinold MM, Escamilla RF and Wilk KE. 2009. Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic musculature. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39(2):105-117.
- Roy JS, MacDermid JC and Woodhouse LJ. 2009. Measuring shoulder function: a systematic review of four questionnaires. *Arthritis Rheum.* 61(5):623-632.
- Sahara W, Sugamoto K, Murai M and Yoshikawa H. 2007. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *J Orthop Res.* 25(9):1243-1249.
- Senk M and Cheze L. 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin Biomech.* 21 Suppl 1:S3-8.
- Tauro JC. 2006. Stiffness and rotator cuff tears: incidence, arthroscopic findings, and treatment results. *Arthroscopy.* 22(6):581-586.
- Thigpen CA, Padua DA, Morgan N, Kreps C and Karas SG. 2006. Scapular kinematics during supraspinatus rehabilitation exercise: a comparison of full-can versus empty-can techniques. *Am J Sports Med.* 34(4):644-652.
- Woltring HJ. 1991. Representation and calculation of 3-D joint movement. *Human Movement Science.* 10:603--616.
- Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW and Buchholz B. 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 38(5):981-992.
- Yoshizaki K, Hamada J, Tamai K, Sahara R, Fujiwara T and Fujimoto T. 2009. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 18(5):756-763.

Cet article a permis de développer une nouvelle méthode de calcul du rythme scapulo-huméral. Les applications cliniques possibles de cet outil sont vastes. Cette méthode peut servir à établir des valeurs normatives pour des sujets sains ou pathologiques. Plusieurs problématiques cliniques peuvent être éclairées à l'aide de cet outil d'évaluation fonctionnelle de la coordination des articulations de l'épaule. Ainsi, dans l'article suivant qui utilise la même collecte de données, une application de cet outil sera faite afin de discriminer des exercices typiques de réadaptation du supra-épineux.

### **3.2 Coordination de l'épaule durant les exercices de réadaptation full-can et empty-can**

Les déchirures de la coiffe des rotateurs et plus précisément du supra-épineux sont une des principales causes d'opération et de réadaptation de l'épaule [1, 308]. La réadaptation de la coiffe des rotateurs est composée d'exercices progressifs visant une récupération de la fonction du membre supérieur. Des patients atteints de déchirures de la coiffe des rotateurs affichent une compensation ST pour la perte de mouvement GH [216]. De façon similaire, des patients atteints de capsulite rétractile augmentaient la rotation latérale ST pour effectuer une élévation du bras [103]. L'observation de la coordination articulaire durant le mouvement permet de mesurer le taux de compensation effectué. Cependant, la coordination des articulations de l'épaule est souvent ignorée, même si elle fait partie des éléments d'une fonction normale de l'épaule [103, 162, 216]. Les pathologies affectant l'articulation GH semblent diminuer la contribution de cette articulation et créer un déséquilibre dans le rythme scapulo-huméral.

Les exercices utilisés pour la réadaptation du supra-épineux demeurent polémiques partiellement en raison de leur conception sans fondement anatomique et que leur étude se limite à de l'EMG. Des études EMG affirment que l'exercice « empty-can », où le bras est élevé dans le plan scapulaire en rotation interne complète, active mieux le supra-épineux [13, 149, 299]. Au contraire, des auteurs suggèrent que l'exercice « full-can », où le

bras est élevé dans le plan scapulaire en rotation externe, sollicite mieux le supra-épineux [23, 260] Le choix de l'exercice approprié ne devrait pas seulement se baser sur l'activation musculaire, car aucun exercice isole complètement le supra-épineux [24, 201, 260].

L'utilisation de charge externe en clinique est acceptée dans la pratique de réadaptation de l'épaule. Toutefois, l'impact de la charge sur la coordination articulaire demeure incertain en raison des résultats contradictoires d'études cinématiques précédentes [41, 74, 105, 168, 214, 248]. Pour obtenir une meilleure idée de l'impact clinique de la charge externe, la coordination des articulations devrait être mesurée directement sur des exercices de réadaptation. Une autre problématique découle de la direction du mouvement qui montre des résultats polémiques à travers la littérature [28, 87, 102, 195, 204, 211]. Bien que la dyskinésie scapulaire s'identifie plus facilement lors de la phase de descente [163], l'impact clinique de la direction sur les exercices de réadaptation demeure incertain.

L'objectif principal était de déterminer le type d'exercice qui peut favoriser la récupération d'une coordination articulaire saine. Les objectifs secondaires étaient d'analyser l'effet de la charge externe et de la direction du mouvement dans un contexte de réadaptation physique afin d'émettre des recommandations cliniques.

### **3.2.1 Implication des coauteurs de l'article 2**

Cet article a été coécrit par Xavier Robert-Lachaine, Paul Allard, Véronique Godbout et Mickaël Begon. L'article a été soumis dans le *Journal of Athletic Training* et le processus de révision a été entamé. L'idée originale provient des efforts de Xavier Robert-Lachaine, Paul Allard et Mickaël Begon. La collecte de données a entièrement été effectuée par Xavier Robert-Lachaine. Le traitement de données a principalement été fait par Xavier Robert-Lachaine avec l'aide de Mickaël Begon. La rédaction des sections de l'article était le rôle de Xavier Robert-Lachaine. Paul Allard, Véronique Godbout et Mickaël Begon ont effectué des révisions de l'article où ils apportaient leurs recommandations.



## **SHOULDER COORDINATION DURING FULL-CAN AND EMPTY-CAN REHABILITATION EXERCISES**

Xavier Robert-Lachaine, MS<sup>1</sup>, Paul Allard, PhD<sup>1, 2</sup>, Véronique Godbout, MD<sup>3</sup>, Mickaël Begon, PhD<sup>1, 2</sup>

<sup>1</sup>Department of Kinesiology, Montreal University, Montreal, Canada. <sup>2</sup>Scapulo Humeral Investigation Team. <sup>3</sup>Notre-Dame Hospital, CHUM, Montreal, Canada.

Study approved by the Ethics Committee of Université de Montréal.

Partial funding for this project was obtained from Natural Science and Engineering Research Council of Canada (CRD and CREATE grants).

The authors certify that they have no affiliations with or financial involvement in any organization or entity with a direct financial interest in the subject matter or materials discussed in the article.

## **Abstract**

**Context:** Supraspinatus tear is a common rotator cuff injury often requiring surgery. During rehabilitation, polemics persist regarding the most appropriate exercises. Although shoulder coordination is part of normal arm function, it has been sparsely considered for exercise selection.

**Objective:** The main objective was to assess shoulder motion coordination during two common supraspinatus rehabilitation exercises. The full-can exercise was hypothesised to increase glenohumeral contribution. The secondary objectives were to determine load and motion direction influence on shoulder coordination.

**Design:** Descriptive Laboratory Study.

**Setting:** Motion analysis laboratory.

**Patient or Other Participants:** Fifteen asymptomatic male right-handed dominant subjects.

**Intervention(s):** Full-can and empty-can exercises without load and a 2.27 kg load were repeated.

**Main Outcome Measure(s):** The participants were setup with reflective markers on the right upper limb and motion was recorded with an optoelectronic system. The scapulo-humeral rhythm and complete shoulder joints kinematics were calculated to quantify shoulder coordination. A four-way repeated measures MANOVA involving exercise type, load, motion direction and humero-thoracic elevation angle was applied on the scapulo-humeral rhythm and shoulder joint angles.

**Results:** Significant multivariate interactions between exercise type and humero-thoracic elevation and between load and humero-thoracic elevation were revealed. The scapulo-humeral

rhythm increased by a mean ratio of  $0.44 \pm 0.22$  during the full-can exercise. While the addition of load increased mean gleno-humeral elevation by  $4 \pm 1^\circ$ .

**Conclusions:** The full-can exercise increased gleno-humeral contribution as hypothesised and showed normal shoulder coordination. During the empty-can exercise, the increased scapulo-thoracic contribution is associated to a compensation pattern avoiding gleno-humeral contribution. Load usage in shoulder rehabilitation seems justified based on constant shoulder coordination. Finally, motion direction showed a limited effect during the exercises on healthy individuals.

**Key words:** kinematics; shoulder joint; scapulo-humeral rhythm; supraspinatus

## 1. Introduction

From 30% to 70% of shoulder pain is attributable to rotator cuff disorders.<sup>1, 2</sup> Amongst rotator cuff tears, the prevalence of supraspinatus tear reaches 69% of all cases<sup>3</sup> where it is generally the only affected muscle.<sup>4</sup> Although orthopaedic surgeons perform a high volume of rotator cuff repair,<sup>3</sup> failed repair remains a concern.<sup>5, 6</sup> The only controllable factors for intervention are the surgical technique and the rehabilitation program.<sup>4</sup>

During rotator cuff rehabilitation, progressive exercises are used to recover upper limb function. First, passive motions are realised to avoid joint stiffness, followed by active mobilisations to increase range of motion and finally strengthening of the repaired and synergic muscles.<sup>4, 7</sup>

Shoulder coordination, i.e. motion interaction between joints, is often overlooked in rehabilitation protocols, although it is considered part of normal arm function.<sup>8-10</sup>

Shoulder coordination can be quantified with simultaneous observation of complete shoulder kinematics and the scapulo-humeral rhythm. The scapulo-humeral rhythm corresponds to a ratio of the gleno-humeral (GH) contribution over the scapulo-thoracic (ST) contribution where the angular contribution represents the amount of arm elevation achieved by a joint.<sup>11</sup> Patients with rotator cuff tears exhibit a compensation with the ST joint for the loss of GH motion shown by a reduced scapulo-humeral rhythm.<sup>9</sup> Similarly, patients with frozen shoulder or GH osteoarthritis increase their ST lateral rotation to achieve arm elevation.<sup>10, 12</sup> Fayad et al<sup>10</sup> suggested using the scapulo-humeral rhythm as an indicator of the compensation rate of shoulder adaptation. Shoulder pathologies affecting the GH joint seem to diminish the contribution of this joint during arm elevation and create an imbalance in the scapulo-humeral rhythm.

In the rotator cuff, the supraspinatus has an important role in GH stabilisation and elevation throughout its range of motion.<sup>13, 14</sup> To acquire normal shoulder coordination following a supraspinatus repair, exercises should focus on the recovery of GH function. Yet the exercises traditionally used in rehabilitation are not originally based on shoulder coordination and often lack an anatomical basis in their design as shown for shoulder rehabilitation tests.<sup>15, 16</sup>

Several clinical exercises are proposed to strengthen the supraspinatus following surgery, but their choice based on muscle recruitment remains controversial. While electromyography (EMG) is not linearly related to muscle force, EMG studies support that the empty-can exercise by

elevating the arm in the scapular plane up to 90° in full arm internal rotation solicits more the supraspinatus.<sup>17-19</sup> In contrast some authors suggest that the full-can exercise where the upper arm is elevated in the scapular plane up to 90° in external rotation could better solicit the supraspinatus muscle.<sup>20,21</sup> The choice of a proper rehabilitation exercise should not solely rely on muscle recruitment as no exercise is able to fully isolate the supraspinatus.<sup>22,23</sup>

ST kinematics of these two exercises showed that the empty-can exercise induced less posterior tilt and more protraction and an interaction between arm elevation and exercise type was observed for lateral rotation.<sup>13</sup> These changes were related to a decrease in supraspinatus outlet volume and the full-can exercise was deemed safer without consideration of GH kinematics. Most studies focus on ST kinematics, but it was suggested to that the relative contribution of the sterno-clavicular (SC) and acromio-clavicular (AC) joint could prove clinically important to distinguish ST differences.<sup>24,25</sup>

Exercises with external loads are clinically accepted during shoulder rehabilitation.<sup>26</sup> Although external load is known to affect muscle recruitment, the impact on shoulder coordination shows various findings. Studies measuring kinematics reported similar results with the addition of load,<sup>27</sup> increases in ST lateral rotation with increasing load<sup>26,28,29</sup> or lower ST lateral rotation and higher scapulo-humeral rhythm ratio.<sup>30</sup> During maximal resistance arm elevation, the scapulo-humeral rhythm also increased indicating decreased ST lateral rotation.<sup>31</sup> However the effect of external load on shoulder kinematics is usually not assessed directly on rehabilitation exercises.

Another concern is the influence of the motion direction. While investigation focus is often placed on arm raising,<sup>11, 30, 31</sup> it remains unclear why during clinical examination scapular dyskinesia is more easily detected during the lowering phase.<sup>32</sup> A few studies showed similar patterns in the kinematics of the two phases,<sup>33-35</sup> while several authors have reported increases in ST lateral rotation,<sup>36, 37</sup> internal rotation,<sup>38</sup> and backward tilt<sup>38</sup> for the lowering phase. According to the previous investigations, uncertainty remains regarding the effect of motion direction on shoulder coordination.

The main objective was to assess shoulder coordination during typical supraspinatus rehabilitation exercises. Complete shoulder kinematics and scapulo-humeral rhythm were measured during the full-can and empty-can exercises. The contribution of the GH joint was hypothesised to be higher during the full-can exercise as the empty-can exercise showed that lateral rotation increased more rapidly which should increase ST contribution.<sup>13</sup> The secondary objectives were to analyse the effects of load and motion direction on shoulder coordination during these exercises.

## **2. Methods**

### *2.1 Subjects*

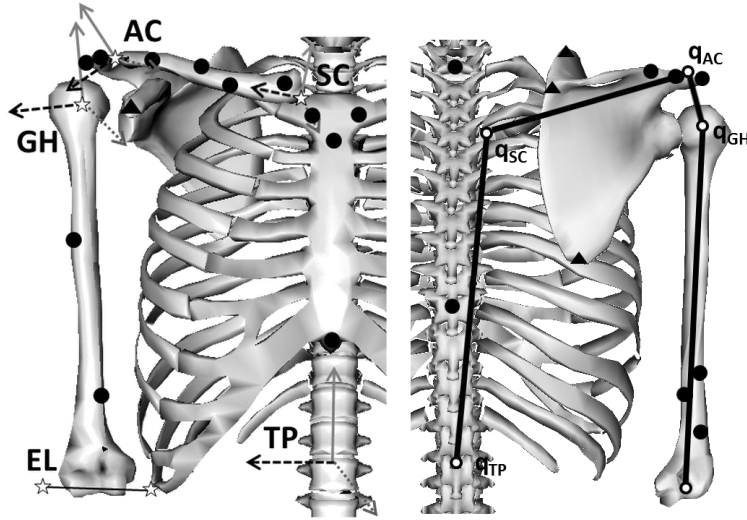
Fifteen asymptomatic male subjects, having a mean age, height and mass of  $26 \pm 4$  years,  $1.77 \pm 0.06$  m and  $74.3 \pm 7.7$  kg respectively, participated to this study. All subjects were right hand dominant and none had any history of pain, injury, fracture or instability at any shoulder joint at the time of experimentation. The exclusion criteria were: range of motion limitations, shoulder pain or visible scapular dyskinesia observed by an experienced kinesiologist during

repeated active raising and lowering of the arm in the flexion and abduction planes.<sup>24, 32, 33</sup> All subjects signed an informed consent form approved by the local Ethics Committee of and their rights were protected.

## *2.2 Subject preparation*

The experimental protocol was first explained to the participants. Afterwards they performed a 3 minute warm-up period consisting of three series of five arm elevations in the frontal, scapular and sagittal planes of elevation without load during which subjects were familiarised with the protocol. They were instructed to maintain the trunk stable in an upright posture and they received feedback about the respect of the plane of elevation.

The subjects were setup with twenty-seven reflective markers placed over the pelvis (4), trunk (6), clavicle (4), scapula (4), upper-arm (5) and lower-arm (4). The position of the technical markers to reduce soft tissues artefacts in the estimation of kinematics<sup>39</sup> and anatomical markers to define the coordinate systems can be observed in figure 1. Four to five markers were placed on each segment instead of the minimal three markers since the increase in markers decreases mean absolute relative distance in the estimation of segment orientation.<sup>40</sup>



**Fig 1.** Schematic representation of the chain model with the technical (●) and anatomical (▲) marker placement. The calculated functional joint centres (☆) of the thoraco-pelvic (TP), SC, AC, GH joints and elbow flexion axis (EL). The X, Y, and Z axes of the coordinate systems are represented by the dotted grey, plain grey, and dashed black arrows respectively.

### 2.3 Data collection

Marker trajectories were tracked by an eight-camera 512 Vicon™ system at 60 Hz. Each subject was standing barefoot in the following standardised position. The subject's arm was by his side and his heels were aligned and spaced by about 23 cm and the midline of the feet pointing externally by 15°. <sup>41</sup> The subject's dominant arm was used throughout the experimentation. A static position was recorded standing with the arm relaxed along the side of the body without tension in shoulder girdle. Specific movements for the SC, AC and GH joints and elbow axis including shoulder roll, shrug, arm elevation in many planes, circumduction and elbow flexion were realised to functionally locate joint centres. <sup>42, 43</sup> The participants were instructed to elevate their arm following a vertical pole (Ø 5 cm) that guides the elevation in the scapular plane defined as 40° anterior to the frontal plane. Arm elevation and depression were executed at a moderate speed (~45°/s) indicated by a metronome. During the empty-can exercise subjects maintained the arm in internal rotation with their thumb pointing downwards towards the floor.



While the full-can exercise was carried out with the arm in external rotation with the thumb pointing upwards towards the ceiling. Two series of five repetitions of empty-can and full-can elevations in the scapular plane were performed in random order with a 30 s rest period in-between to avoid fatigue effects. The exercises were performed first without load and then repeated with a free weight having a mass of 2.27 kg to avoid fatigue prior to the condition without load. Subject was asked to reach head's height to obtain at least 90° of humero-thoracic elevation and then lower his arm to return to the initial position. Angles higher than 90° were not analysed because of the difficulty to reach such amplitude in the empty-can condition. Furthermore, the first and last repetitions of each condition were excluded from the analysis. The 0° to 15° range was also excluded from the analysis because of gimbal locks occurrences.

#### *2.4 Data analysis*

The joint kinematics reconstruction was achieved in accordance to the kinematical chain (figure 1) defined in the Jackson et al. model<sup>44</sup> to improve joint kinematics based on ball-and-socket joints and markers redundancy. A kinematical chain imposes constraints on the motions at joints with three degrees of freedom and no translation, which has shown to overcome the problem of apparent joint dislocation.<sup>45</sup> From the static position, a reference posture was computed by adjusting the elbow axis parallel to the scapular spine and the longitudinal axis of the humerus parallel to the one of the thorax with a GH joint correction (zero joint angle value). The lower-arm markers were involved in the reconstruction to help in arm axial rotation estimation similarly to the lower limb chain model.<sup>45</sup> Centre of rotation of the shoulder joints and elbow axis of rotation were obtained using a functional approach to personalise the chain model.<sup>42, 43</sup> Additional markers were placed on anatomical landmarks of the SC and AC joint,

trigonum spinae, inferior angle and humeral epicondyles. They were only used in a static position to define anatomical systems of coordinates according to the International Society of Biomechanics (ISB) recommendations.<sup>46</sup> The Cardan angle for the SC (retraction, elevation and axial rotation) and AC (protraction, lateral rotation and backward tilt) and the Euler angle sequence for the GH (plane of elevation, elevation and internal rotation) were used as recommended.<sup>46</sup> Notable differences are that the origin of the SC and AC joint were placed at the functionally determined centre instead of the palpated landmark and that the functional axis of rotation of the elbow was used rather than the axis between the epicondyles.

### *2.5 Scapulo-humeral rhythm calculation*

Instead of relying only on the isolated ST lateral rotation and GH elevation angles, the joint contribution to arm elevation was used for scapulo-humeral rhythm calculation.<sup>11</sup> Since the reference posture represents no contribution to arm elevation, joints were successively reset to the reference configuration to calculate the amount of arm elevation with respect to the thorax achieved by each joint named joint contribution. Then the scapulo-humeral rhythm was calculated as a ratio of the GH contribution angle over that of the ST. This approach reduces inter-subject variability, which is known to be an issue.<sup>11</sup>

### *2.6 Reliability*

Intrarater reliability of the measures was assessed with intraclass correlation coefficients ( $ICC_{3,1}$ ) and the standard error of the mean (SEM). The tests were executed on each dependent variable across one repetition from the first and second series of trials (within day, trial to trial). The tests were repeated at 30°, 60° and 90° of humero-thoracic elevation for both the raising and lowering

phase. The SEM was calculated as the square root of the mean square error term from the two-way analysis of variance.<sup>47</sup>

### *2.7 Statistics*

A four-way repeated measures multivariate analysis of variance (MANOVA) was performed to compare the scapulo-humeral rhythm ratio and the nine joint angles from the SC, AC and GH shoulder joints. The four factors were exercise type (full-can and empty-can), load (0 kg and 2.27 kg), motion direction (raising and lowering) and humero-thoracic elevation angle (30°, 60° and 90°). Normality was verified with Lilliefors tests to justify the use of parametric statistics. Multivariate statistical significance, set a priori at  $\alpha = 0.05$  for all analyses, was determined by the Wilk's Lambda test. The univariate tests were observed for each dependent variable when significant multivariate interactions were found. Sphericity was assessed with Mauchly's test, and when not met, the Huynh-Feldt correction was used. The interactions of interest were limited to humero-thoracic elevation angle with the other three factors to contrast their dynamic effect. When a univariate significant interaction was observed, post hoc simple main effects were tested with the Bonferroni adjustment for the pairwise comparisons to determine where the differences occurred. SPSS was used for all statistical analyses.

### **3. Results**

The reliability analysis (table 1) showed excellent ICC values for all dependent variables with a range of 0.92-0.99. The SEM of the scapulo-humeral rhythm varied from 0.1 to 0.2. The SEM values were generally under 2° for shoulder kinematics with a maximum of 3.3° in SC axial rotation reached at 90° of the lowering phase.

Table 1. Intrarater within day reliability with intraclass correlation coefficients (and SEM) of the shoulder kinematics and scapulo-humeral rhythm during the full-can exercise without load

Motion direction Humero-thoracic elevation	Raising			Lowering		
	30°	60°	90°	90°	60°	30°
Scapulo-humeral rhythm	0.93 (0.2)	0.94 (0.1)	0.95 (0.2)	0.98 (0.1)	0.96 (0.2)	0.93 (0.2)
SC retraction	0.95 (1.1)	0.95 (1.3)	0.95 (1.2)	0.94 (1.2)	0.96 (0.9)	0.94 (1.1)
SC elevation	0.92 (0.6)	0.93 (0.5)	0.92 (0.8)	0.92 (1.0)	0.95 (0.7)	0.93 (0.7)
SC axial rotation	0.97 (1.9)	0.96 (2.3)	0.94 (3.0)	0.94 (3.3)	0.97 (2.0)	0.97 (2.1)
AC protraction	0.96 (0.6)	0.95 (0.8)	0.97 (0.8)	0.96 (1.2)	0.92 (1.4)	0.95 (0.9)
AC lateral rotation	0.99 (1.1)	0.98 (1.4)	0.94 (2.2)	0.93 (1.8)	0.98 (1.6)	0.97 (1.7)
AC tilt	0.95 (1.1)	0.94 (1.0)	0.95 (1.2)	0.95 (1.1)	0.96 (1.5)	0.94 (1.4)
GH plane of elevation	0.96 (2.9)	0.97 (2.8)	0.96 (2.6)	0.95 (2.8)	0.96 (2.8)	0.95 (2.5)
GH elevation	0.95 (0.6)	0.96 (0.7)	0.95 (1.0)	0.97 (0.9)	0.96 (1.1)	0.95 (1.1)
GH internal rotation	0.98 (1.7)	0.96 (1.9)	0.99 (1.4)	0.99 (1.2)	0.99 (1.6)	0.98 (1.8)

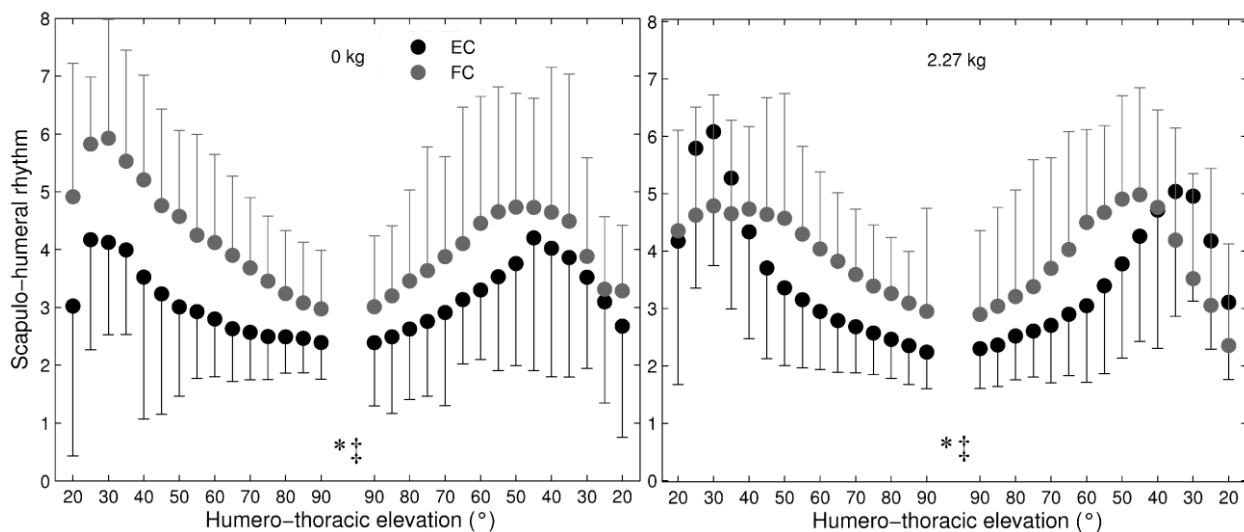
The multivariate analysis (Table 2) reveals a significant interaction between exercise type and humero-thoracic elevation ( $F(20, 34) = 9.639, P < 0.001$ ), between load and humero-thoracic elevation ( $F(20, 34) = 2.764, P = 0.004$ ) and between motion direction and humero-thoracic elevation ( $F(20, 34) = 4.686, P < 0.001$ ).

Table 2. Statistical results of the MANOVA analysis (significant results were identified in bold)

Interaction	Humero-thoracic elevation x exercise type			Humero-thoracic elevation x load			Humero-thoracic elevation x motion direction		
	p	Observed power	Partial eta squared	p	Observed power	Partial eta squared	p	Observed power	Partial eta squared
<b>MULTIVARIATE</b>	<b>0.000</b>	<b>1.000</b>	<b>0.850</b>	<b>0.004</b>	<b>0.983</b>	<b>0.619</b>	<b>0.000</b>	<b>1.000</b>	<b>0.734</b>
<b>UNIVARIATE</b>									
Scapulo-humeral rhythm	<b>0.023</b>	<b>0.716</b>	<b>0.251</b>	0.306	0.212	0.086	<b>0.029</b>	<b>0.631</b>	<b>0.290</b>
SC retraction	<b>0.000</b>	<b>0.999</b>	<b>0.688</b>	0.121	0.362	0.166	0.254	0.240	0.100
SC elevation	<b>0.000</b>	<b>1.000</b>	<b>0.694</b>	<b>0.002</b>	<b>0.938</b>	<b>0.445</b>	0.153	0.378	0.134
SC axial rotation	<b>0.004</b>	<b>0.884</b>	<b>0.342</b>	0.362	0.172	0.071	0.243	0.289	0.103
AC protraction	<b>0.001</b>	<b>0.968</b>	<b>0.537</b>	0.279	0.218	0.092	<b>0.011</b>	<b>0.786</b>	<b>0.334</b>
AC lateral rotation	<b>0.000</b>	<b>0.995</b>	<b>0.511</b>	<b>0.021</b>	<b>0.721</b>	<b>0.258</b>	0.268	0.271	0.096
AC tilt	0.403	0.152	0.061	<b>0.045</b>	<b>0.563</b>	<b>0.246</b>	0.348	0.222	0.078
GH plane of elevation	0.796	0.059	0.006	<b>0.037</b>	<b>0.589</b>	<b>0.275</b>	0.057	0.515	0.230
GH elevation	<b>0.000</b>	<b>0.985</b>	<b>0.464</b>	<b>0.000</b>	<b>0.995</b>	<b>0.588</b>	0.069	0.528	0.186
GH rotation	<b>0.000</b>	<b>1.000</b>	<b>0.698</b>	0.481	0.121	0.045	<b>0.047</b>	<b>0.593</b>	<b>0.209</b>

### 3.1 Scapulo-humeral rhythm

A univariate significant interaction is present between exercise type and humero-thoracic elevation for the scapulo-humeral rhythm ( $F(2, 28) = 5.377, P = 0.023$ ) where a simple main effect for exercise type is observed at  $30^\circ$ . From  $20^\circ$  to  $90^\circ$  the mean ratio is  $0.44 \pm 0.22$  higher for the full-can exercise compared to the empty-can exercise as presented in figure 2. This difference is more noticeable during arm raising. During arm lowering, exercises show a cross interaction where the full-can exercise shows lower scapulo-humeral rhythm at  $30^\circ$ , but higher at  $60^\circ$  and  $90^\circ$ . The addition of load increases the mean ratio of the scapulo-humeral rhythm especially at  $30^\circ$  by  $0.37 \pm 0.24$ . A univariate significant interaction is observed between motion direction and humero-thoracic elevation ( $F(2, 28) = 5.312, P = 0.029$ ).



**Fig 2.** Scapulo-humeral rhythm ratio (mean and standard deviation) at each  $5^\circ$  of humero-thoracic elevation between  $20^\circ$  and  $90^\circ$  in the scapular plane for the raising and lowering phases with 0 kg and 2.27 kg. The full-can exercise is presented in grey and the empty-can exercise is presented in black. Significant univariate interactions with humero-thoracic elevation were identified by a \* for exercise type and by a ‡ for motion direction.

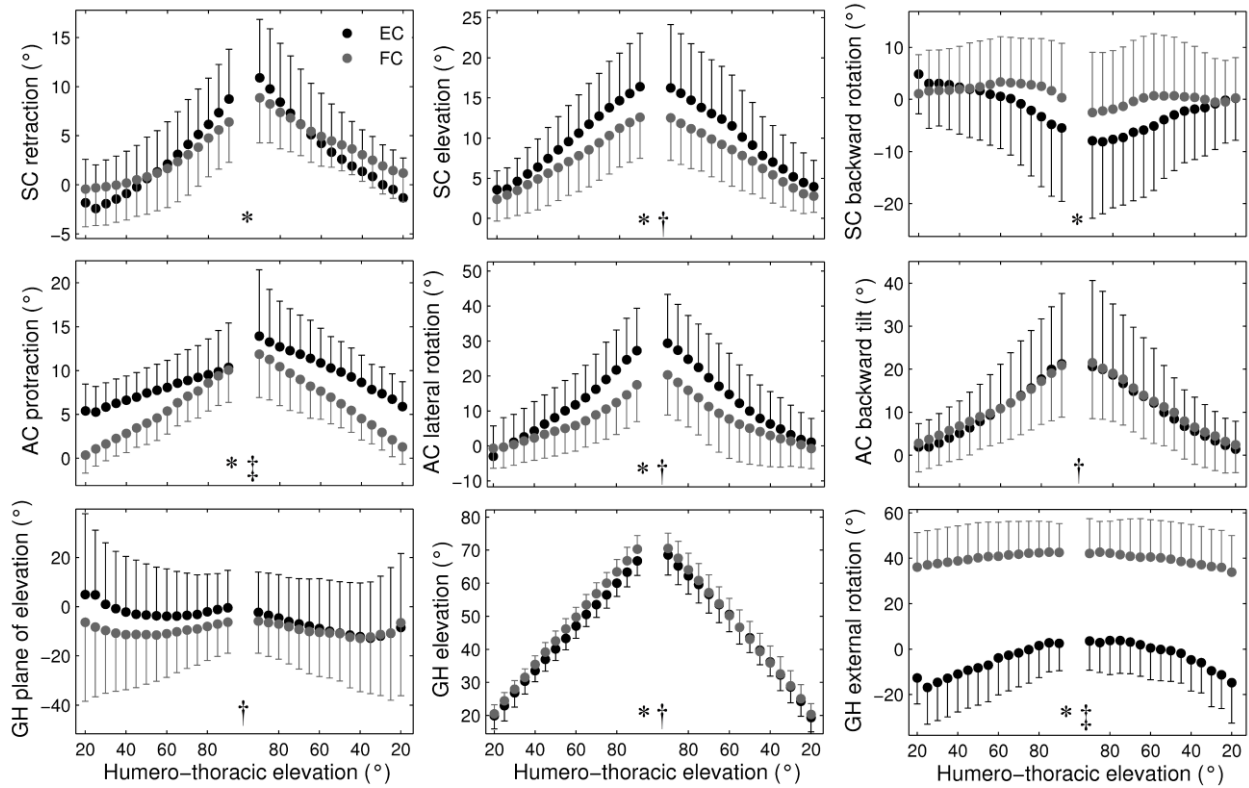
### *3.2 Sterno-clavicular joint*

A univariate significant interaction between exercise type and humero-thoracic elevation is observed for SC retraction ( $F(2, 28) = 28.603, P < 0.001$ ), elevation ( $F(2, 28) = 29.492, P < 0.001$ ) and external rotation ( $F(2, 28) = 6.763, P = 0.04$ ). Post hoc tests show that significant differences between exercises occur at 30° and 90° for SC retraction (cross interaction), at the three levels of humero-thoracic elevation for SC elevation and at 60° and 90° for SC backward rotation. Empty-can exercise produces a mean increase of 3° in SC elevation compared to full-can exercise as illustrated in figure 3 and figure 4. A univariate significant cross interaction between load and humero-thoracic elevation is present for SC elevation ( $F(2, 28) = 10.438, P = 0.002$ ) where it increases more rapidly with load.

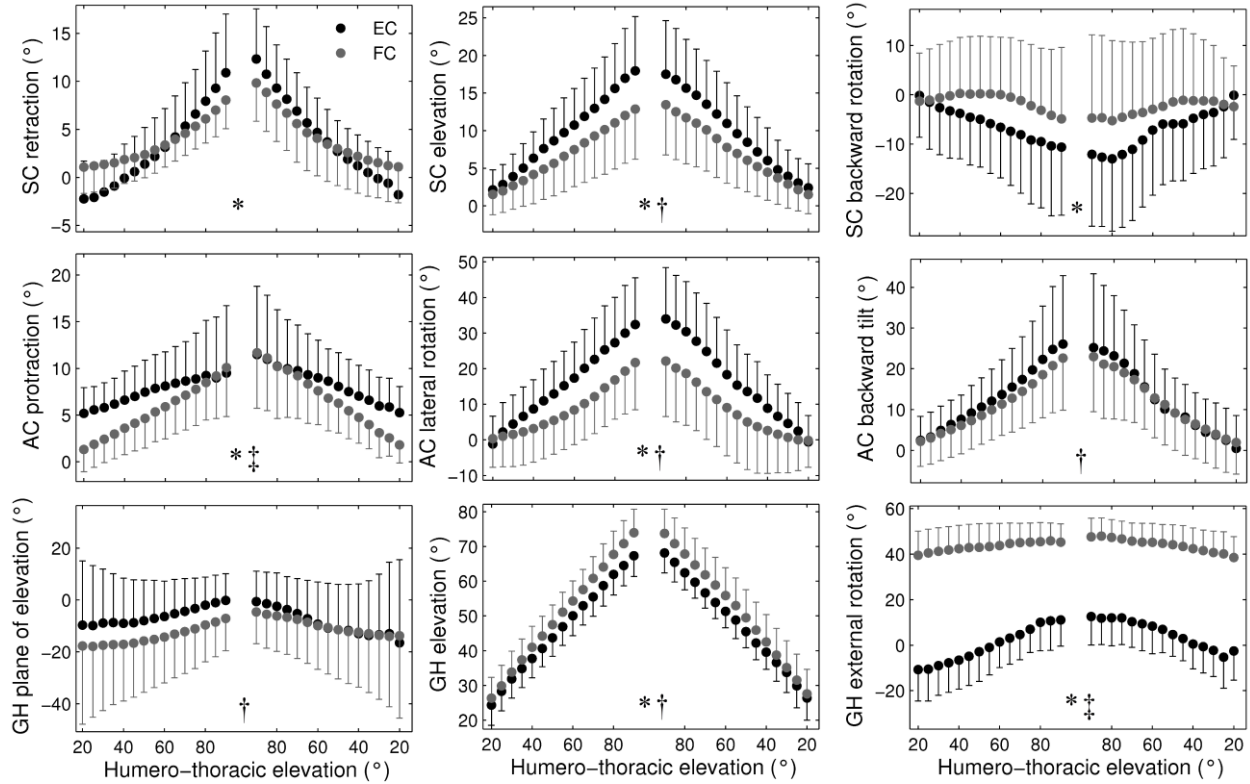
### *3.3 Acromio-clavicular joint*

A univariate significant interaction between exercise type and humero-thoracic elevation is present for AC protraction ( $F(2, 28) = 15.080, P < 0.001$ ) and lateral rotation ( $F(2, 28) = 13.593, P < 0.001$ ). Mean AC lateral rotation was  $4 \pm 2^\circ$  higher during empty-can exercise compared to full-can exercise (figure 3 and figure 4). Simple main effects show that differences between exercises occur at 30° and 60° for AC protraction and at 60° and 90° for AC lateral rotation. Humero-thoracic elevation and load show a univariate significant interaction for the AC lateral rotation ( $F(2, 28) = 4.527, P = 0.025$ ) and backward tilt ( $F(2, 28) = 4.248, P = 0.045$ ) where simple main effects are seen at 60° and 90° for both. During the exercises, the handheld load induced a mean increase of  $3 \pm 2^\circ$  on AC lateral rotation and a mean maximum difference of  $3 \pm 2^\circ$  on AC backward tilt. A univariate significant interaction between motion

direction and humero-thoracic elevation is present for AC protraction ( $F(2, 28) = 6.522$ ,  $P = 0.011$ ) where simple main effects occur at the three levels of humero-thoracic elevation.



**Fig 3.** Shoulder kinematics (mean and standard deviation) at the sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC) and gleno-humeral (GH) joints at each 5° of humero-thoracic elevation between 20° and 90° in the scapular plane for the raising and lowering phases without load. The full-can exercise is presented in grey and the empty-can exercise is presented in black. Significant univariate interactions with humero-thoracic elevation were identified by a \* for exercise type, by a † for load and by a ‡ for motion direction.



**Fig 4.** Shoulder kinematics (mean and standard deviation) at the sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC) and gleno-humeral (GH) joints at each 5° of humero-thoracic elevation between 20° and 90° in the scapular plane for the raising and lowering phases with a handheld 2.27 kg load. The full-can exercise is presented in grey and the empty-can exercise is presented in black. Significant univariate interactions with humero-thoracic elevation were identified by a \* for exercise type, by a † for load and by a ‡ for motion direction.

### 3.4 Gleno-humeral joint

A univariate significant interaction between exercise type and humero-thoracic elevation is observed for GH elevation ( $F(2, 28) = 11.270, P < 0.001$ ) and GH external rotation ( $F(2, 28) = 30.007, P < 0.001$ ). The mean GH elevation was  $3 \pm 1^\circ$  higher during the full-can exercise compared to the empty-can exercise with a maximum difference of  $6 \pm 1^\circ$  reached at 90° of humero-thoracic elevation (figure 3 and figure 4). Simple main effects show that differences between exercises occur at 60° and 90° for GH elevation. The difference in GH external rotation corresponds to the different instruction about arm rotation in empty-can and



full-can. Humero-thoracic elevation and load show a univariate significant interaction ( $F(2, 28) = 18.569, P < 0.001$ ) for GH elevation where simple main effects identify differences at 30° and 60°. The addition of load during the exercises showed a mean increase of  $4 \pm 1^\circ$  in GH elevation.

#### **4. Discussion**

The objective was to assess the shoulder coordination in common supraspinatus rehabilitation exercises. The scapulo-humeral rhythm and shoulder joints kinematics were used to assess the shoulder coordination during the full-can and empty-can exercises. The excellent reliability obtained with the methods used to assess shoulder coordination show clinical potential to contrast conditions of motion or to evaluate patients. These results indicate a low intra-subject variability and show that a few repetitions of arm motion are sufficient during motion analysis for healthy subjects.

##### *4.1 Exercise type*

The interaction between exercise type and the angle of humero-thoracic elevation for the scapulo-humeral rhythm and seven of the nine joint angles highlights a different coordination. The only previous investigation of kinematics during these exercises showed more ST backward tilt and ST protraction during the full-can exercise.<sup>13</sup> In the present study, AC protraction and SC backward rotation were higher during the full-can exercise which can both relate to the findings of the previous study. The full-can exercise increases the scapulo-humeral rhythm as hypothesised. It also allowed more GH contribution especially at 60° and 90° of arm elevation indicated by a greater angle of GH elevation which is the most influent rotation of GH

contribution. This range corresponds to the functional range of motion in need of improvement following surgery.<sup>48</sup> On the other hand, the EC exercise increased the ST contribution as reflected by greater SC elevation and AC lateral rotation. This latter coordination is not aimed in shoulder rehabilitation and exhibits a compensation pattern avoiding GH contribution as suggested by Fayad et al.<sup>10</sup>

The higher supraspinatus EMG activity observed during the empty-can exercise<sup>17-19</sup> could be related to a less effective mechanical leverage necessitating more supraspinatus solicitation to achieve arm elevation with internal rotation.<sup>14</sup> These increased demands placed on the supraspinatus with the empty-can exercise seem unnecessary following surgery.

Post-operation patients learning proper shoulder coordination could potentially obtain long-term improved functional outcome. A 6-week exercise program on subjects with anterior shoulder posture lead to significantly increased GH contribution to arm elevation and scapulo-humeral rhythm.<sup>49</sup> This study shows shoulder coordination can be monitored through intentional exercise. Maintaining balance in GH and ST contributions to arm elevation is essential, since GH pathologies are often associated to an overuse of the ST joint.<sup>9, 10, 12</sup> The scapula gives stability to the shoulder and must rotate to allow arm elevation continuation with a proper GH alignment. The full-can exercise appears more suitable for a supraspinatus rehabilitation program because it solicits the GH contribution during arm elevation and consequently increases the scapulo-humeral rhythm. This recommendation agrees with previous studies suggesting that the empty-can exercise is prone to subacromial impingement,<sup>13, 20</sup> since the combination of arm elevation and humeral internal rotation decreases the size of the subacromial space.<sup>50, 51</sup>

The effect of humeral internal rotation affects the SC retraction and AC protraction at the onset of the movement which can lead to posterior capsule tension. The subsequent arm elevation requires more SC elevation and AC lateral rotation and less GH elevation to allow sufficient subacromial space for the movement's continuation. External rotation is crucial for clearance of the greater tuberosity as it passes under the coracoacromial arch and for relaxation of the capsular ligaments to allow GH elevation.<sup>52, 53</sup> At 90° of arm abduction with internal rotation, open MRI showed that the minimal acromiohumeral distance passes through the supraspinatus precisely where most of the rotator cuff tears occur suggesting mechanical impingement in this position.<sup>54</sup> This position creates a superiorly directed shear force<sup>55</sup> causing a superior translation of the humeral head as the rotator cuff does not adequately compress the humerus within the glenoid fossa to counteract the deltoid superior action force.<sup>20</sup>

The rotator cuff strength maintains the humeral head within the glenoid fossa and prevents excessive GH translation.<sup>56</sup> The scapulo-humeral rhythm assesses the balance between the GH and ST motions during arm elevation. Rotator cuff pathology showed to alter kinematics generally reducing the scapulo-humeral rhythm.<sup>9, 10, 12</sup> In order to regain normal shoulder function following supraspinatus tear, the retrieval of GH motion should be emphasised during exercises. A greater GH contribution as in the full-can exercise may reflect adequate supraspinatus use with GH stabilisation to achieve arm elevation. In contrast, an overuse of ST motion could jeopardise shoulder stability as the supraspinatus is improperly solicited during arm elevation.

#### *4.2 Load*

The full-can and empty-can exercises were executed with a handheld 2.27 kg load and without load to measure the effect of external load on shoulder coordination in able-bodied participants. The addition of load led to more mean AC lateral rotation by 3° and GH elevation by 4°. The scapulo-humeral rhythm did not show interaction between load and humero-thoracic elevation which agrees with previous studies.<sup>27, 28</sup> But contrasts recent findings of higher scapulo-humeral rhythm with load,<sup>26, 30</sup> although our study showed an increase at 30° only from 4.2 to 4.6.

Since load did not affect the scapulo-humeral rhythm and increased GH elevation in healthy individuals, exercises with load could improve both muscle strength and shoulder coordination. The effect of load on shoulder coordination remains to be tested on symptomatic subjects. The increase in load should stay progressive during rehabilitation to strengthen the repaired structure and avoid overstrain<sup>7</sup> while supervising shoulder coordination.

#### *4.3 Motion direction*

Very few kinematic differences were observed according to motion direction, which is consistent with recent studies.<sup>33-35</sup> On the other hand, previous studies identified kinematic differences mainly in ST lateral rotation increasing during arm lowering.<sup>36-38</sup> In the present study, GH elevation and the scapulo-humeral rhythm were slightly decreased during the lowering phase, but values remain within the SEM. Based on our results from healthy subjects, it seems that shoulder coordination is not clinically affected by the motion direction during full-can and empty-can exercises. However, the observation of shoulder coordination differences related to motion direction could help to identify pathology.

Attention must be given at the lower angles of the lowering phase where the scapulo-humeral rhythm was noted to decrease rapidly especially with load. Subjects may have inhibited their muscular activation and let the scapula descend by itself. While not problematic for healthy individuals, instructions should be given to patients during rehabilitation to keep control of the scapula until the very end of the lowering phase in order to maintain stability while the supraspinatus is eccentrically solicited.

The study was realised on a homogeneous population of healthy subjects. The results may not be directly generalizable to symptomatic populations. A Patient can react differently to the previous conditions than a healthy individual, since patients present high inter-subject variability. Clinical application should be individualised where the previous findings can serve as guidelines.

## **5. Conclusions**

The scapulo-humeral rhythm and shoulder kinematics were compared for the full-can and empty-can exercises. This analysis of shoulder coordination allowed a characterisation of common supraspinatus rehabilitation exercises in able-bodied individuals. The full-can exercise showed an increased scapulo-humeral rhythm as hypothesised and an increased gleno-humeral contribution which are consistent with normal shoulder function. In contrast, the empty-can exercise showed increased scapulo-thoracic contribution which is associated to a compensation pattern avoiding gleno-humeral motion. The addition of load during the exercises induced a similar scapulo-humeral rhythm and increased gleno-humeral elevation supporting handheld load usage in shoulder rehabilitation. Finally, motion direction of healthy subjects showed no apparent clinical influence on shoulder coordination.

**Acknowledgements**

The authors wish to express their gratitude to Yétici Touletan for his technical assistance. Partial funding for this project was obtained from Natural Science and Engineering Research Council of Canada (CRD and CREATE grants), Laboratoire Orthopédique Médecus and Programme de formation en technologies biomédicales MÉDITIS Program.

## References

1. Macfarlane GJ, Hunt IM, Silman AJ. Predictors of chronic shoulder pain: a population based prospective study. *J Rheumatol* 1998;25(8):1612-5.
2. Mitchell C, Adebajo A, Hay E, Carr A. Shoulder pain: diagnosis and management in primary care. *BMJ* 2005;331(7525):1124-8.
3. Waldt S, Bruegel M, Mueller D, Holzappel K, Imhoff AB, Rummeny EJ et al. Rotator cuff tears: assessment with MR arthrography in 275 patients with arthroscopic correlation. *Eur Radiol* 2007;17(2):491-8.
4. Accusti KJ, Flatow EL. Technical pearls on how to maximize healing of the rotator cuff. *Instr Course Lect* 2007;56:3-12.
5. Karas EH, Iannotti JP. Failed repair of the rotator cuff: evaluation and treatment of complications. *Instr Course Lect* 1998;47:87-95.
6. Brislin KJ, Field LD, Savoie FH, 3rd. Complications after arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy* 2007;23(2):124-8.
7. Conti M, Garofalo R, Delle Rose G, Massazza G, Vinci E, Randelli M et al. Post-operative rehabilitation after surgical repair of the rotator cuff. *Musculoskelet Surg* 2009;93 Suppl 1:S55-63.
8. Kibler WB, Sciascia A. Current concepts: scapular dyskinesis. *Br J Sports Med* 2010;44(5):300-5.
9. Mell AG, LaScalza S, Guffey P, Ray J, Maciejewski M, Carpenter JE et al. Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14(1 Suppl S):58S-64S.
10. Fayad F, Roby-Brami A, Yazbeck C, Hanneton S, Lefevre-Colau MM, Gautheron V et al. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *J Biomech* 2008;41(2):326-32.
11. Robert-Lachaine X, Marion P, Godout V, Bleau J, Begon M. Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2013; [epub ahead of print].
12. Rundquist PJ, Anderson DD, Guanche CA, Ludewig PM. Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2003;84(10):1473-9.
13. Thigpen CA, Padua DA, Morgan N, Kreps C, Karas SG. Scapular kinematics during supraspinatus rehabilitation exercise: a comparison of full-can versus empty-can techniques. *Am J Sports Med* 2006;34(4):644-52.
14. Burke WS, Vangsness CT, Powers CM. Strengthening the supraspinatus - A clinical and biomechanical review. *Clin Orthop Relat R* 2002(402):292-8.
15. Hughes PC, Taylor NF, Green RA. Most clinical tests cannot accurately diagnose rotator cuff pathology: a systematic review. *Aust J Physiother* 2008;54(3):159-70.
16. Green R, Shanley K, Taylor NF, Perrott M. The anatomical basis for clinical test assessing musculoskeletal function of the shoulder. *Phys Ther Reviews* 2008;13(1):17-24.
17. Jobe FW, Moynes DR. Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *Am J Sports Med* 1982;10(6):336-9.
18. Townsend H, Jobe FW, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *Am J Sports Med* 1991;19(3):264-72.
19. Ballantyne BT, O'Hare SJ, Paschall JL, Pavia-Smith MM, Pitz AM, Gillon JF et al. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Phys Ther* 1993;73(10):668-77; discussion 77-82.
20. Reinold MM, Macrina LC, Wilk KE, Fleisig GS, Dun S, Barrentine SW et al. Electromyographic analysis of the supraspinatus and deltoid muscles during 3 common rehabilitation exercises. *J Athl Train* 2007;42(4):464-9.
21. Blackburn TA, McLeod WD, White B, Wofford L. EMG analysis of posterior rotator cuff exercises. *J Athl Train* 1990;25:40-5.
22. Malanga GA, Jenp YN, Growney ES, An KN. EMG analysis of shoulder positioning in testing and strengthening the supraspinatus. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28(6):661-4.

23. Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. The 'empty can' and 'full can' tests do not selectively activate supraspinatus. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2009;12(4):435-9.
24. Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM. Three-Dimensional Scapular and Clavicular Kinematics and Scapular Muscle Activity During Retraction Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(3):169-79.
25. Ludewig PM, Behrens SA, Meyer SM, Spoden SM, Wilson LA. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004;34(3):140-9.
26. Forte FC, de Castro MP, de Toledo JM, Ribeiro DC, Loss JF. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction--implications for clinical practice. *Phys Ther Sport* 2009;10(3):105-11.
27. de Groot JH, van Woensel W, van der Helm FC. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clin Biomech* 1999;14(5):309-14.
28. Pascoal AG, van der Helm FF, Pezarat Correia P, Carita I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clin Biomech* 2000;15 Suppl 1:S21-4.
29. Camci E, Duzgun I, Hayran M, Baltaci G, Karaduman A. Scapular kinematics during shoulder elevation performed with and without elastic resistance in men without shoulder pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43(10):735-43.
30. Kon Y, Nishinaka N, Gamada K, Tsutsui H, Banks SA. The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17(6):943-6.
31. McQuade KJ, Smidt GL. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27(2):125-33.
32. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med* 1998;26(2):325-37.
33. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91(2):378-89.
34. Ebaugh DD, Spinelli BA. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(2):199-205.
35. Matsuki K, Matsuki KO, Mu S, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T et al. In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. *J Shoulder Elb Surg* 2011;20(4):659-65.
36. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elb Surg* 2001;10(3):269-77.
37. Fayad F, Hoffmann G, Hanneton S, Yazbeck C, Lefevre-Colau MM, Poiraudau S et al. 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clin Biomech* 2006;21(9):932-41.
38. Borstad JD, Ludewig PM. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clin Biomech* 2002;17(9-10):650-9.
39. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & posture* 2005;21(2):186-96.
40. Challis JH. A Procedure for Determining Rigid-Body Transformation Parameters. *J Biomech* 1995;28(6):733-7.
41. McIlroy WE, Maki BE. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clin Biomech* 1997;12(1):66-70.
42. Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech* 2006;39(15):2798-809.
43. O'Brien JF, Bodenheimer RE, Brostow GJ, Hodgins JK. Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data. *Proceedings of the Proceedings of Graphics Interface; Montreal, Quebec, Canada; 2000.*
44. Jackson M, Michaud B, Tetreault P, Begon M. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *J Biomech* 2012;45(12):2180-3.



45. Lu TW, O'Connor JJ. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech* 1999;32(2):129-34.
46. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C 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. *J Biomech* 2005;38(5):981-92.
47. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005;19(1):231-40.
48. Boileau P, Brassart N, Watkinson DJ, Carles M, Hatzidakis AM, Krishnan SG. Arthroscopic repair of full-thickness tears of the supraspinatus: does the tendon really heal? *J Bone Joint Surg Am* 2005;87(6):1229-40.
49. Wang CH, McClure P, Pratt NE, Nobilini R. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(8):923-9.
50. De Wilde L, Plasschaert F, Berghs B, Van Hoecke M, Verstraete K, Verdonk R. Quantified measurement of subacromial impingement. *J Shoulder Elb Surg* 2003;12(4):346-9.
51. Roberts CS, Davila JN, Hushek SG, Tillett ED, Corrigan TM. Magnetic resonance imaging analysis of the subacromial space in the impingement sign positions. *J Shoulder Elb Surg* 2002;11(6):595-9.
52. An KN, Browne AO, Korinek S, Tanaka S, Morrey BF. Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *J Orthopaed Res* 1991;9(1):143-9.
53. Browne AO, Hoffmeyer P, Tanaka S, An KN, Morrey BF. Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72(5):843-5.
54. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Heuck A, Englmeier KH, Reiser M et al. A technique for determining the spatial relationship between the rotator cuff and the subacromial space in arm abduction using MRI and 3D image processing. *Magn Reson Med* 1998;40(4):640-3.
55. Poppen NK, Walker PS. Forces at Glenohumeral Joint in Abduction. *Clin Orthop Relat R* 1978(135):165-70.
56. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Haubner M, Rohrer H, Englmeier KH et al. Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *Am J Roentgenol* 1999;172(4):1081-6.

La coordination des articulations de l'épaule peut permettre de répondre à certaines problématiques cliniques. Deux exercices typiques de réadaptation ont été comparés afin d'émettre des recommandations cliniques. D'autres aspects semblaient pertinents à étudier à l'aide de cette approche d'évaluation fonctionnelle de l'épaule. Les tests physiques d'évaluation de l'épaule ou exercices de réadaptation exploitent souvent différentes combinaisons de conditions d'exécution du mouvement. Ainsi, des comparaisons de positions statiques à mouvement dynamique et de mobilisation passive à mouvement actif ont été réalisées afin de vérifier leur effet sur la fonction de l'épaule. Une nouvelle collecte de données a été réalisée.

### **3.3 Considération des conditions de mouvements pour l'analyse de la cinématique de l'épaule**

L'analyse du mouvement de l'épaule sert à établir la coordination articulaire normale et identifier des patrons pathologiques [102, 193]. Durant l'examen physique de l'épaule, la coordination articulaire est estimée visuellement ou à l'aide d'un goniomètre manuel [229]. L'utilisation d'un goniomètre nécessite plusieurs positions statiques afin d'ajuster l'instrument de mesure. Toutefois, la pratique clinique utilise des tests et exercices passifs et actifs principalement en dynamique, ce qui pourrait causer une dichotomie entre la pratique et l'évaluation. Afin d'identifier des changements de coordination articulaire qui surviennent lors de tests et exercices, il devient important de connaître l'ampleur de la différence provenant des conditions statique vs dynamique et actif vs passif sur des sujets sains.

La mesure de la cinématique de l'épaule compose avec la même problématique entre les conditions statique et dynamique. Puisque les os de l'épaule glissent sous la peau durant le mouvement, une série de positions statiques est utilisée pour estimer l'amplitude de mouvement [34, 150, 255]. Ces approches apportent une correction au système de coordonnées à chaque position statique suite à une palpation des repères anatomiques. Cependant,

la généralisation de ces méthodes statiques est critiquable en termes de conditions du mouvement (vitesse, actif ou passif et charge).

Il est difficile de tirer des conclusions des études précédentes qui comparaient les conditions statique vs dynamique et actif vs passif en raison des mesures limitées à l'articulation ST [102, 151, 217], au plan scapulaire [85, 214, 257] et à une faible amplitude [253]. Certaines études émettent l'hypothèse simplificatrice que les positions statiques représentent adéquatement le mouvement dynamique [188, 217] sans vérification préalable. Un besoin d'investiguer l'effet des conditions de mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule émerge. Donc, l'objectif principal de cette étude était de comparer la cinématique 3D des articulations de l'épaule durant les conditions de mouvement statique, dynamique, actif et passif. Plus spécifiquement, le but était de contraster les conditions statique vs dynamique et actif vs passif avec les angles articulaires des mouvements de flexion et d'abduction.

### **3.3.1 Implications des coauteurs de l'article 3**

Cet article a été coécrit par Xavier Robert-Lachaine, Paul Allard, Véronique Godbout et Mickaël Begon. L'article est en préparation afin de soumettre au journal *Clinical Biomechanics*. L'idée originale provient des efforts de Xavier Robert-Lachaine et Mickaël Begon. La collecte de données a entièrement été effectuée par Xavier Robert-Lachaine. Le traitement de données a également été réalisé par Xavier Robert-Lachaine. La rédaction des sections de l'article était le fruit du travail de Xavier Robert-Lachaine. Paul Allard, Véronique Godbout et Mickaël Begon ont effectué des révisions de l'article où ils apportaient leurs critiques et recommandations.

# 3D SHOULDER KINEMATICS FOR STATIC VS DYNAMIC AND PASSIVE VS ACTIVE TESTING CONDITIONS

<sup>1</sup> Xavier Robert-Lachaine, <sup>1,2</sup> Paul Allard, <sup>3</sup> Véronique Godbout and <sup>1,2</sup> Mickaël Begon

<sup>1</sup> Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Montréal, Canada

<sup>2</sup> Scapulo Humeral Investigation Team

<sup>3</sup> Hôpital Notre-Dame, CHUM, Montréal, Canada

Main text word count: 3901 (4000 max)

Abstract word count: 228 (250 max)

## **ABSTRACT**

*Background.* Shoulder motion analyses provide clinicians with references of normal joint coordination. Shoulder joint coordination data are often based on static positions. However, clinicians perform active or passive tests and exercises mostly in dynamic. These conditions of motion could modify joint coordination and lead to discrepancies with the established references. Hence, the objective was to compare shoulder kinematics in static vs dynamic and active vs passive and establish references for each condition.

*Methods.* Twenty asymptomatic subjects setup with 45 markers on the upper limb and trunk were tracked by an optoelectronic system. Static positions (30°, 60°, 90° and 120° of thoraco-humeral elevation) and dynamic motion both in active condition and passively

mobilised by an examiner were executed. Three-dimensional sterno-clavicular, acromio-clavicular, scapulo-thoracic and gleno-humeral joints angles (12 in total) were estimated using a kinematical chain that respected the International Society of Biomechanics recommendations. Separate three-way repeated measures ANOVA were applied on the 12 angles with factors of static *vs* dynamic, passive *vs* active and thoraco-humeral elevation angle (30°, 60°, 90° and 120°).

*Findings.* Scapulo-thoracic lateral rotation progressed more rapidly during arm elevation in static than dynamic gaining 4.2° more and in passive than active with 6.6°. Gleno-humeral elevation developed faster in active than passive by 4.4°.

*Interpretation.* Shoulder kinematics depend on the type of motion accomplished and should be taken into consideration when establishing references, comparing with patients or applying clinically.

*Keywords:* Shoulder; Kinematics; Static Dynamic; Passive Active; Motion analysis

## 1. INTRODUCTION

Shoulder motion analysis serves both to establish normal joint coordination and identify pathologic patterns (Fayad et al., 2006; Ludewig et al., 2004). The interaction between the clavicle, scapula and humerus during arm elevation confers more complexity in the motion analysis of this functional joint (Lovern et al., 2009). During the examination of a patient reporting shoulder pain, shoulder coordination is estimated either visually or with a manual goniometer (Montgomery and Suri, 2011). However, the assessment with a manual goniometer necessitates static positions to adjust the instrument according to anatomical landmarks. Since dynamic motion represents a target of most rehabilitation programs, a dichotomy may occur when clinical guidelines are based on static reference positions. In addition, clinicians often rely on passive tests during physical examination (Price et al., 2000). To identify abnormal shoulder behavior it seems important to understand the effect of testing conditions in healthy subjects.

Quantitative measurements of shoulder motion also carry some uncertainties. The non-invasive assessment of shoulder motion is affected by skin motion artefacts over bones (Karduna et al., 2001; Meskers et al., 2007). For this reason, researchers have developed methods such as the scapula locator or double calibration based on series of static positions to estimate the full range of motion (Brochard et al., 2011; Johnson et al., 1993; Pronk and van der Helm, 1991). These two methods identify the scapula coordinate system at each static position according to the palpated anatomical landmarks. Nevertheless, the static approaches are not adapted to various testing conditions (dynamic, passive or active, velocity and load). In addition, they are not valid in other type of arm motion and are limited to the scapula, while the clavicle and humerus are also

confronted to soft tissue artefacts. Alternative methods exist to measure shoulder motion dynamically without the need for several static acquisitions (Jackson et al., 2012; Karduna et al., 2001). Shoulder motion analyses establishing reference values could mislead clinicians in their practice if kinematic testing conditions are ignored. The discrepancies in shoulder kinematics between static positions corrected with the scapula locator and dynamic testing conditions are attributed to inaccuracy of the skin markers method (Lovern et al., 2009). However, part of the difference may come from actual differences between static and dynamic kinematics.

Some evidence limited to the scapulo-thoracic (ST) joint supports that kinematics differ between dynamic motion and series of static positions (Fayad et al., 2006; Meskers et al., 2007). Kinematics at various arm motion velocities also suggest that static positions may differ from dynamic motion (Prinold et al., 2013). The assumption that static positions represent adequately dynamic motion needs further investigation on shoulder joint coordination including all shoulder joints simultaneously.

Nonetheless, many rehabilitation tests and exercises are executed passively without resistance while the patient is instructed to relax his arm (Price et al., 2000). A study reported no difference between active and passive motion, but range of motion was restricted to only 50° of arm abduction (Price et al., 2000). In contrast, significant differences were observed between passive and active motion on the scapulo-humeral rhythm (McQuade and Smidt, 1998), the gleno-humeral (GH) elevation angle (Qingyun and Gongyi, 1998) and the sterno-clavicular (SC) elevation and retraction, and ST lateral rotation and protraction (Ebaugh et al., 2005). However, the disparity of the methods used in the previous investigations and their incomplete assessment of the shoulder joints

limits the scope of the findings. The active or passive condition can affect the main outcomes of a specific test or exercise (Price et al., 2000).

The clinical interpretation drawn from the investigations of static and dynamic or passive and active conditions is complicated by partial measurements of solely the ST joint (Fayad et al., 2006; Johnson et al., 2001; Meskers et al., 2007; Price et al., 2000), only the scapular plane (Ebaugh et al., 2005; Johnson et al., 2001; McQuade and Smidt, 1998; Qingyun and Gongyi, 1998) and a limited shoulder range of motion (Price et al., 2000). Furthermore, some data analyses were not specifically designed to contrast static *vs* dynamic (Hoard II et al., 2013; Johnson et al., 2001; Lovern et al., 2009; Meskers et al., 2007) and the interaction between active *vs* passive and arm elevation were often not included in the statistical methods (Hallstrom and Karrholm, 2009; McQuade and Smidt, 1998; Price et al., 2000; Qingyun and Gongyi, 1998).

Hence, the main objective of this study was to measure the effect of static, dynamic, passive and active conditions of motion on the three-dimensional kinematics from all shoulder joints. These testing conditions are expected to exhibit significant joint angle differences for all shoulder joints. The specific objectives were to establish references for healthy subjects of complete shoulder kinematics according to static or dynamic and passive or active conditions. The GH joint is hypothesized to reveal additional differences compared to the ST joint and that SC and acromio-clavicular (AC) joints will allow distinguishing ST differences.



## **2. METHODS**

### **2.1 Subjects**

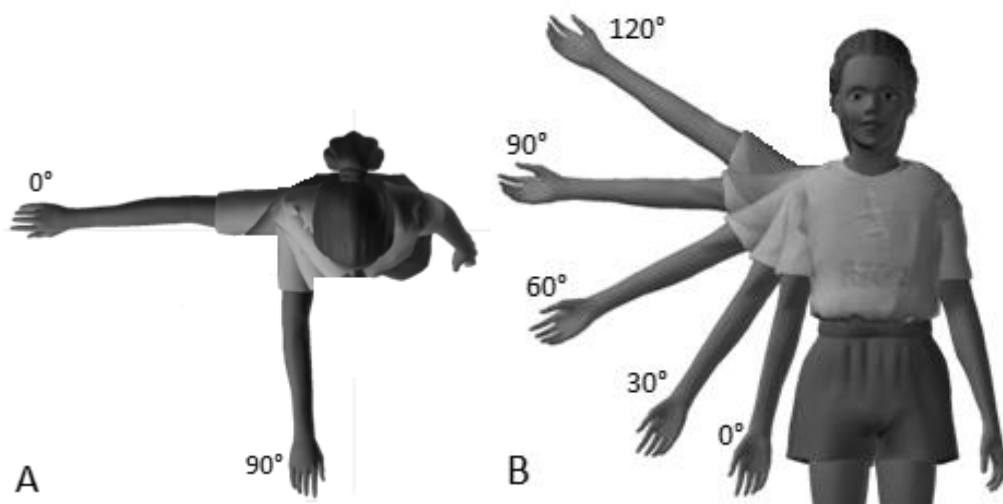
Twenty asymptomatic right-handed subjects (10 males and 10 females; age:  $24 \pm 4$  years; height:  $1.71 \pm 0.10$  m; weight:  $68.7 \pm 11.3$  kg) participated in the study. The subjects were excluded if they had any history of shoulder disorders, range of motion limitations or pain. They signed a consent form prior to the study which was approved by the University Ethics Committee.

### **2.2 Instrumentation and experimental procedure**

The subjects were setup with 45 reflective markers on the trunk and dominant upper limb (Jackson et al., 2012). Marker trajectories were tracked by 18 Vicon cameras (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) at 100 Hz. Subjects were standing upright in a standardized posture; they were asked to look ahead and maintain their trunk as immobile as possible. They were asked to execute five repetitions of arm elevation in three planes of elevation to warm-up and familiarize themselves with the protocol. They executed three repetitions of arm elevation in different planes, shoulder rolls, shrugs and circumductions, along with elbow flexion and extension to locate joints center of rotation (Monnet et al., 2007).

The starting position of the arm was a relaxed position with the arm lying on the side of the trunk. The static condition consisted of maintaining the arm in a resting position and four TH elevations positions ( $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  and  $120^\circ$ ) each in both abduction and flexion planes of elevation (Fig. 1). Each position was adjusted with a manual goniometer and

was maintained for 5 s each. The dynamic condition was performed at a velocity of 3 s to raise the arm to approximately 150° and 3 s to descend the arm (~50°/s) monitored by a metronome. Thoraco-humeral (TH) elevation and depression was executed in the sagittal and frontal planes (i.e. abduction and flexion). The active condition was executed with the instruction to keep the hand open and the thumb pointing up towards the ceiling. For the passive condition, the subject was instructed to completely relax his arm which was maintained in position or manipulated by a professional kinesiologist (XRL). This passive manipulation is known to appropriately relax the subject's shoulder (McQuade and Smidt, 1998). Three repetitions were executed for the four combinations of conditions (static passive, static active, dynamic passive and dynamic active). The order of the trials was randomly assigned between abduction or flexion, static or dynamic and passive or active conditions.



**Fig 1.** The static positions consisted of two planes of elevation (A) and five thoraco-humeral elevation (B).

### **2.3 Data analysis**

The SC, acromio-clavicular (AC) and GH centre of rotation and elbow rotation axis were determined using functional methods (Ehrig et al., 2006; O'Brien et al., 2000) to personalize the kinematical chain developed by Jackson et al. (2012). The anatomical coordinates system and the Euler or Cardan angles sequence were based on the International Society of Biomechanics (ISB) recommendations (Wu et al., 2005). Reconstruction of joint kinematics was performed by means of an extended Kalman filter to attenuate errors due to occlusions in marker trajectories and soft tissue artefacts (De Groot et al., 2008; Fohanno et al., 2013).

Since the static positions were setup with a manual goniometer, the TH elevation angles measured with the cameras did not exactly correspond to the aimed angles. Thus cubic interpolations were applied on the static positions and kinematics were retrieved at 30°, 60°, 90° and 120° of TH elevation. The mean angle obtained from the static acquisition was used for each position. For dynamic motion, the mean joint angles of the raising and lowering phases from the three repetitions were used at the same TH elevation angles.

### **2.4 Statistical methods**

Normality was verified with Lilliefors tests to justify the use of parametric statistics. Separate three-way repeated measures analyses of variance (ANOVA) were applied on the 12 angles from the SC, AC, ST and GH shoulder joints (3 angles each). The three factors to contrast were static *vs* dynamic, passive *vs* active and TH elevation angle (30°, 60°, 90° and 120°). Abduction and flexion plane of elevation was an additional factor in

the statistical analyses, but the effects were not interpreted. Level of statistical significance was set a priori at  $\alpha = 0.05$  for all analyses. When sphericity was not met according to Mauchly's test, the Huynh-Feldt correction was used. SPSS (SPSS Inc, Chicago, IL, USA) was used for all statistical analyses.

The results focus on the main effect of static vs dynamic and passive vs active factors and both their interaction with arm elevation. The marginal mean was calculated from both abduction and flexion planes of elevation to indicate a global effect on the shoulder. The marginal mean was also calculated from both passive and active for static vs dynamic contrast or both static and dynamic for passive vs active contrast.

### 3. RESULTS

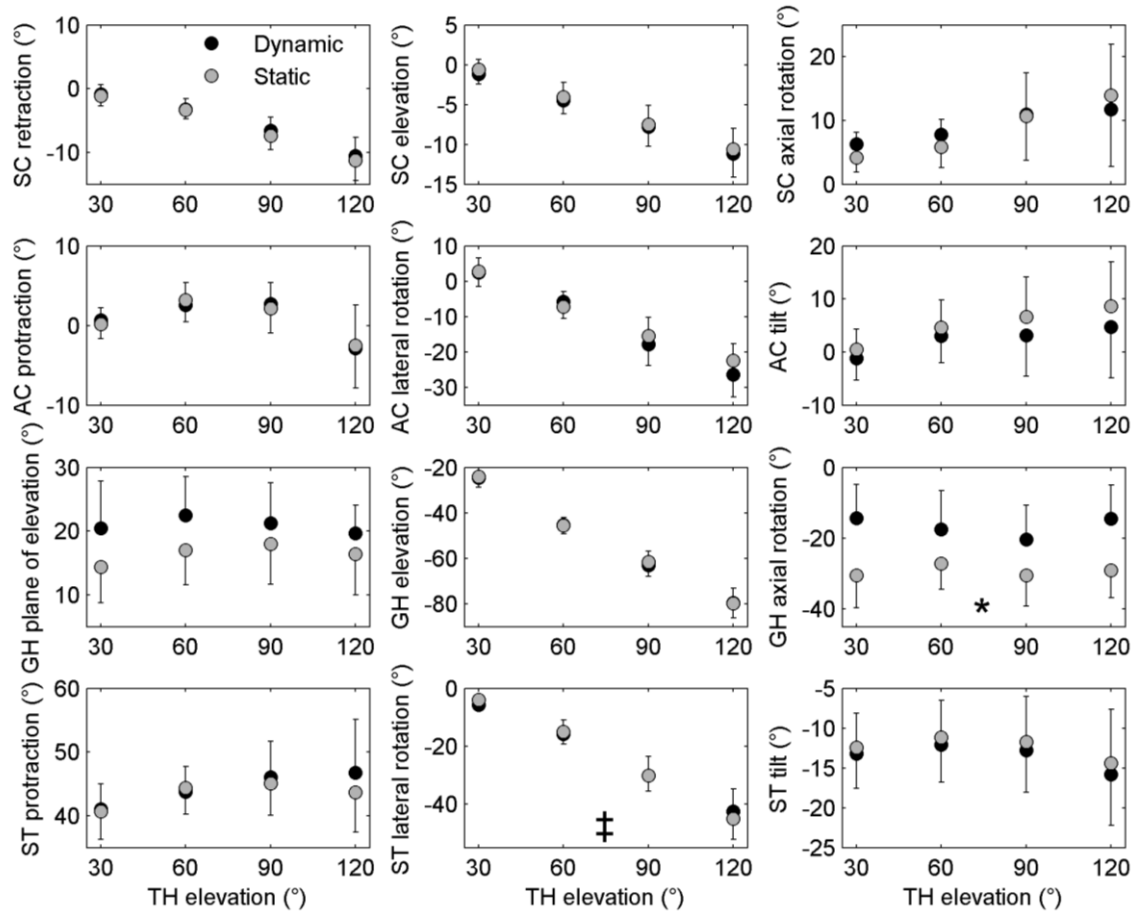
Table 1 summarizes the influence of the static vs dynamic and passive vs active factors on shoulder kinematics during arm elevation.

**Table 1.** Repeated measures ANOVA statistics ( $P$  value) on each dependent variable where statistically significant effects at  $P \leq 0.05$  are identified in bold.

Dependent variable	Main effect		Interaction	
	Static vs dynamic	Passive vs Active	Static vs dynamic × arm elevation	Passive vs active × arm elevation
SC retraction	0.323	<b>0.000</b>	0.776	0.077
SC elevation	0.251	<b>0.050</b>	0.913	0.059
SC axial rotation	0.728	0.222	0.165	<b>0.014</b>
AC protraction	0.968	0.078	0.564	<b>0.000</b>
AC lateral rotation	0.199	0.433	0.056	0.442
AC tilt	0.106	0.720	0.487	0.277
ST protraction	0.271	<b>0.036</b>	0.127	<b>0.012</b>
ST lateral rotation	0.980	0.327	<b>0.016</b>	<b>0.003</b>
ST tilt	0.274	<b>0.012</b>	0.883	<b>0.011</b>
GH plane of elevation	0.080	0.338	0.781	0.085
GH elevation	0.346	0.099	0.422	<b>0.003</b>
GH axial rotation	<b>0.017</b>	0.925	0.516	0.189

### 3.1 Static vs dynamic effects

A main effect on static vs dynamic was present on GH axial rotation ( $F(1, 19) = 6.910$ ,  $P = 0.017$ ). The GH joint showed more external rotation in static with a mean angle of  $-29.3 \pm 14.4^\circ$  compared to  $-16.7^\circ \pm 18.6^\circ$  in dynamic (Fig. 2). A cross interaction between static vs dynamic and arm elevation was observed on ST lateral rotation ( $F(3, 57) = 3.726$ ,  $P = 0.016$ ). ST lateral rotation progressed more rapidly during arm elevation in static where at  $30^\circ$  of arm elevation the mean angle was  $-4.0 \pm 7.2^\circ$  and  $-45.1 \pm 15.2^\circ$  at  $120^\circ$  of arm elevation (Fig. 2). Whereas in dynamic the mean ST lateral rotation progressed from  $-5.7 \pm 8.0^\circ$  to  $-42.6 \pm 16.8^\circ$  at  $30^\circ$  and  $120^\circ$  of arm elevation respectively (Fig. 2). Additional results are also provided for abduction and flexion planes of elevation separately and each for active and passive conditions in Appendix 1 (Fig. A1-A2).



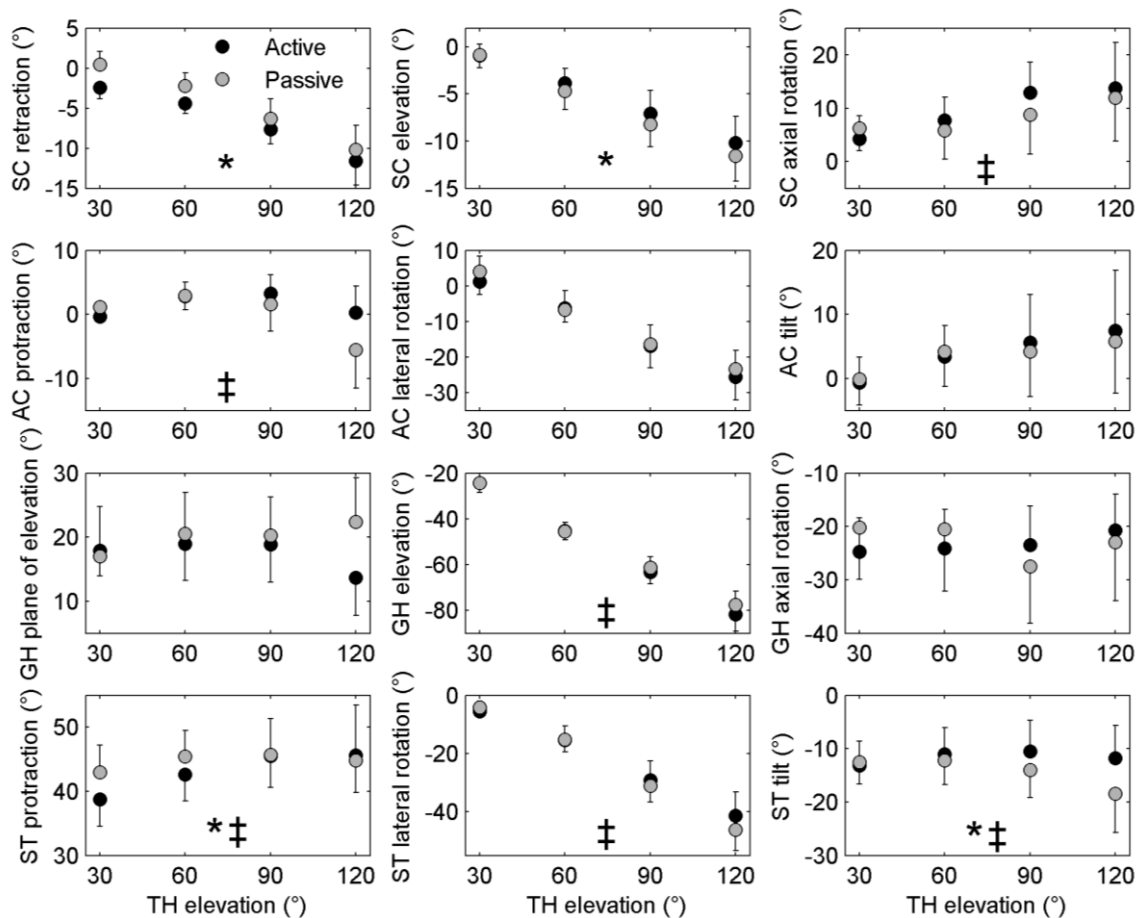
**Fig 2.** Shoulder joint angles during arm elevation in static (grey) and dynamic (black) conditions from both passive and active states and abduction and flexion planes of elevation for sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC), gleno-humeral (GH) and scapulo-thoracic (ST) angles (marginal mean and 95% confidence intervals) expressed at 30°, 60°, 90° and 120° of thoraco-humeral (TH) elevation where significant main effect (\*) and interaction (‡) were identified.

### 3.2 Passive vs active effects

Main effects on passive vs active were observed on SC retraction ( $F(1, 19) = 25.726$ ,  $P < 0.001$ ), SC elevation ( $F(1, 19) = 4.401$ ,  $P = 0.050$ ), ST protraction ( $F(1, 19) = 5.113$ ,  $P = 0.036$ ) and ST tilt ( $F(1, 19) = 7.668$ ,  $P = 0.012$ ). SC retraction was more pronounced in active with a mean angle of  $-6.5 \pm 3.4^\circ$  compared to  $-4.6 \pm 3.9^\circ$  in passive (Fig. 3). SC elevation was less pronounced in active than passive with means of  $-5.5 \pm 4.0^\circ$  and

$-6.3 \pm 4.4^\circ$  respectively (Fig. 2). ST protraction was higher in passive with a mean  $44.7 \pm 10.2^\circ$  compared to  $43.1 \pm 9.4^\circ$  in active (Fig. 3). ST tilt was more backward in active with a mean  $-11.6 \pm 10.7^\circ$  compared to  $-14.3 \pm 10.7^\circ$  in passive (Fig. 3). Additional results are also provided for abduction and flexion planes of elevation separately and each for dynamic and static conditions in Appendix 1 (Fig. A3-A4).

Interactions between passive vs active and arm elevation were present for SC axial rotation ( $F(3, 57) = 4.224, P = 0.014$ ), AC protraction ( $F(3, 57) = 11.936, P < 0.001$ ), ST protraction ( $F(3, 57) = 5.691, P = 0.012$ ), ST lateral rotation ( $F(3, 57) = 7.801, P = 0.003$ ), ST tilt ( $F(3, 57) = 6.304, P = 0.011$ ) and GH elevation ( $F(3, 57) = 6.113, P = 0.003$ ). The SC joint rotated backwardly more rapidly from  $30^\circ$  to  $120^\circ$  of arm elevation in active where it passed from a mean of  $4.2 \pm 8.9^\circ$  to  $13.7 \pm 18.3^\circ$ , while it passed from  $6.2 \pm 8.9^\circ$  to  $12.0 \pm 17.4^\circ$  in passive (Fig. 3). Mean AC protraction remained relatively stable in active from  $30^\circ$  to  $120^\circ$  of arm elevation, but moved into retraction in passive passing from  $1.2 \pm 4.8^\circ$  to  $-5.6 \pm 12.3^\circ$  (Fig 3). ST protraction increased more rapidly from  $30^\circ$  to  $120^\circ$  of arm elevation in active with means of  $38.7 \pm 8.9^\circ$  to  $45.6 \pm 12.5^\circ$  compared to  $43.0 \pm 8.9^\circ$  to  $44.8 \pm 18.4^\circ$  in passive (Fig. 3). From  $30^\circ$  to  $120^\circ$  of arm elevation, ST lateral rotation progresses faster in passive with means of  $-4.1 \pm 7.6^\circ$  to  $-46.2 \pm 15.2^\circ$ , while  $-5.6 \pm 7.6^\circ$  to  $-41.4 \pm 17.4^\circ$  was observed in active (Fig. 3). In active the ST tilted backward from  $30^\circ$  to  $120^\circ$  of arm elevation, while it tilted forward from  $-12.5 \pm 8.9^\circ$  to  $-18.4 \pm 15.5^\circ$  in passive (Fig. 3). GH elevation was similar between active and passive at  $30^\circ$  and  $60^\circ$  of arm elevation, but progressed more quickly in active at  $90^\circ$  and  $120^\circ$  of arm elevation with means of  $-63.3 \pm 10.7^\circ$  and  $-81.9 \pm 15.6^\circ$  compared to  $-61.2 \pm 9.8^\circ$  and  $-77.6 \pm 12.5^\circ$  in passive (Fig. 3).



**Fig 3.** Shoulder joint angles during arm elevation in passive (grey) and active (black) conditions contrasted by the marginal mean from both static and dynamic conditions and abduction and flexion planes of elevation for sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC), gleno-humeral (GH) and scapulo-thoracic (ST) angles (mean and 95% confidence intervals) expressed at 30°, 60°, 90° and 120° of thoraco-humeral (TH) elevation where significant main effect (\*) and interaction (‡) were identified.

#### 4. DISCUSSION

The conditions of shoulder motion are often neglected in study design and interpretation of the results. Hence, the effect of static positions vs dynamic motion and passive vs active state was assessed in shoulder joints kinematics during abduction and flexion. The analysis of complete shoulder kinematics from the SC, AC, GH and ST joints was never previously assessed to contrast these conditions of motion. As hypothesized, the testing



conditions of static vs dynamic and passive vs active showed significantly different joint angles in all shoulder joints. The main findings are that ST lateral rotation progressed more rapidly in static than dynamic and in passive than active, and that GH elevation progressed more rapidly in active than passive.

#### **4.1 Static vs dynamic comparison**

The contrast between static and dynamic shows the need to consider these conditions separately for shoulder motion acquisition and interpretation. Differences in joint angles between static and dynamic conditions indicate the amount of error introduced when ignoring these testing conditions. The data provided can act as a reference of healthy subjects in static or dynamic conditions.

The observation that ST lateral rotation increases more rapidly in static agrees with the descriptive statistics of a few studies (Hoard II et al., 2013; Johnson et al., 2001). Similarly, investigations of various arm elevation velocities show that ST motion increases more rapidly at slow motion compared to fast motion (de Groot et al., 1998; Prinold et al., 2013). Superior GH external rotation observed in dynamic is similar to the results of a recent study (Hoard II et al., 2013). GH external rotation is considered to facilitate arm elevation (Ludewig et al., 2009). Without sufficient GH external rotation in static, compensation with ST lateral rotation is achieved to maintain a proper alignment of the humeral head within the glenoid fossa.

However, the results in this study contradict previous findings that reported a more pronounced ST lateral rotation in dynamic (Fayad et al., 2006). The disparity in

comparison to the present study may come from the differences in methods. Kinematics were collected at 30 Hz with an electromagnetic system where the sensor is directly related to a systematic error associated with soft tissue artefacts. The GH centre of rotation was estimated with a regression analysis method developed with bony landmarks on cadavers (Meskers et al., 1998), while its use with superficial landmarks may affect this approach. Finally, the static positions were setup with a goniometer and accepted within 2° of the targeted angle. Whereas in our study an optoelectronic system was set at 100 Hz where every marker is affected by soft tissue artefacts which was partially compensated by an extended Kalman filter, centre of rotation were determined functionally (Ehrig et al., 2006; O'Brien et al., 2000) and interpolation was used to approximate the exact result of static positions at the aimed angle.

An explanation for the solicitation of more ST lateral rotation as arm elevation increases in static could be a strategy to reduce fatigue of the rotator cuff muscles. GH superior translation was increased during dynamic motion compared to static positions (Teyhen et al., 2010) and the same result is observed following induced fatigue of the shoulder (Chopp et al., 2010). The effect of fatigue on the shoulder kinematics showed that ST motion was increased during arm elevation in comparison to pre-fatigue trials (Ebaugh et al., 2006; McQuade et al., 1998). When maintaining a static position, the scapula was more laterally rotated which reduces GH motion and rotator cuff muscles solicitation. Thus fatigue appearance can be delayed by recruiting larger muscles such as the superior trapezius. There seems to be a link between observed shoulder kinematics following fatigue and the adaptation used to maintain static positions compared to dynamic motion.

Finally, the references developed on healthy subjects should benefit clinicians in distinguishing normal differences between testing conditions from abnormal ones.

#### **4.2 Passive vs Active comparison**

The results show the need to establish separate shoulder kinematics references for the passive and active conditions also. The results show the differences that can be expected in healthy subjects between passive and active condition and the error introduced when they are assumed to correspond.

A few studies corroborate the ST lateral rotation and GH elevation observations in this study, although using different methods (Hallstrom and Karrholm, 2009; McQuade and Smidt, 1998; Qingyun and Gongyi, 1998). In comparison to Ebaugh et al. (2005), SC retraction is in agreement, ST tilt had showed no differences and SC elevation, ST protraction and ST lateral rotation are in opposition. Since the passive motion was assessed with a pulley system attached to a splint at the wrist (Ebaugh et al., 2005), shoulder kinematics could be influenced and not representative of passive clinical assessment. SC elevation and ST lateral rotation could increase due to this superior pull compared to a passive arm elevation assisted by an examiner who supports the upper limb. The measurement of all shoulder joints simultaneously allowed developing more complete shoulder kinematics references of healthy subjects.

Since muscular activations are negligible during passive elevation (Ebaugh et al., 2005; McQuade and Smidt, 1998), the primary role of the rotator cuff muscles to maintain GH joint stability is not fulfilled. The supraspinatus contributes to GH elevation, which has

shown less progression in passive. Without muscle activity, many adaptations were observed in passive where the scapula was more laterally rotated, less backwardly tilted and less protracted. Results indicate that SC elevation and ST lateral rotation may occur more by anatomical mechanics involving passive elements such as ligaments, while SC backward rotation, SC retraction, ST tilt, ST protraction and GH elevation are more influenced by muscle actions.

The results in this study could apply to clinical tests and exercises. The poor validity and reliability of shoulder physical tests been related to a lack of anatomical basis in their design (Green et al., 2008; May et al., 2010). The data provided can serve to justify certain test or help in the development of new tests according to the testing conditions. For example, a test assessing scapular dyskinesia could be developed in static passive where the ST lateral rotation is superior. Similarly, an exercise that seeks to engage the scapula in motion could be better realised in static to solicit more ST lateral rotation.

Finally, studies comparing methods to measure dynamic motion against palpations at static positions as a reference (Lovern et al., 2009) must bear in mind that part of the observed difference is attributable to the actual conditions of motion and not only to the methods used. Consideration of the condition of motion should also integrate the development of guidelines for rehabilitation purposes.

## 5. CONCLUSIONS

The present analysis of shoulder kinematics has revealed that joints are sensitive to the conditions of motion. References for healthy subjects were established according to static

or dynamic and passive or active conditions. Scapulo-thoracic lateral rotation showed to progress more rapidly with arm elevation in static compared to dynamic and in passive compared to active, while gleno-humeral elevation progressed faster in active than passive. Hence, consideration must be given to the testing conditions of shoulder motion for acquisition or comparison to pathologic populations. Rehabilitation tests or exercises should take into account the static or dynamic and passive or active conditions.

### **ACKNOWLEDGEMENTS**

The authors are grateful to the Programme de formation en Technologies Biomédicales MÉDITIS (NSERC-CREATE), the Natural Science and Engineering Research Council (NSERC) of Canada and the Laboratoire Orthopédique Médecus for partial funding of the study.

## REFERENCES

- Brochard, S., Lempereur, M., Remy-Neris, O., 2011. Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of biomechanics* 44, 751-754.
- Chopp, J.N., O'Neill, J.M., Hurley, K., Dickerson, C.R., 2010. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: A radiographic analysis. *J Shoulder Elb Surg* 19, 1137-1144.
- de Groot, J.H., Valstar, E.R., Arwert, H.J., 1998. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clin Biomech* 13, 593-602.
- De Groote, F., De Laet, T., Jonkers, I., De Schutter, J., 2008. Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *Journal of biomechanics* 41, 3390-3398.
- Ebaugh, D.D., McClure, P.W., Karduna, A.R., 2005. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clin Biomech* 20, 700-709.
- Ebaugh, D.D., McClure, P.W., Karduna, A.R., 2006. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kines* 16, 224-235.
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics* 39, 2798-2809.
- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanne-ton, S., Yazbeck, C., Lefevre-Colau, M.M., Poiraudreau, S., Revel, M., Roby-Brami, A., 2006. 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clin Biomech* 21, 932-941.
- Fohanno, V., Lacouture, P., Colloud, F., 2013. Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain. *Journal of biomechanics* 46, 1053-1059.
- Green, R., Shanley, K., Taylor, N.F., Perrott, M., 2008. The anatomical basis for clinical tests assessing musculoskeletal function of the shoulder. *Physical Therapy Reviews* 13, 17-24.
- Hallstrom, E., Karrholm, J., 2009. Shoulder rhythm in patients with impingement and in controls: dynamic RSA during active and passive abduction. *Acta orthopaedica* 80, 456-464.
- Hoard II, R.W., Janes, W.E., Brown, J.M., Stephens, C.L., Engsberg, J.R., 2013. Measuring scapular movement using three-dimensional acromial projection. *Shoulder and Elbow* 5, 93-99.
- Jackson, M., Michaud, B., Tetreault, P., Begon, M., 2012. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of biomechanics* 45, 2180-2183.
- Johnson, G.R., Stuart, P.R., Mitchell, S., 1993. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clin Biomech* 8, 269-273.
- Johnson, M.P., McClure, P.W., Karduna, A.R., 2001. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 31, 81-89.
- Karduna, A.R., McClure, P.W., Michener, L.A., Sennett, B., 2001. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *J Biomech Eng-T Asme* 123, 184-190.
- Lovern, B., Stroud, L.A., Evans, R.O., Evans, S.L., Holt, C.A., 2009. Dynamic tracking of the scapula using skin-mounted markers. *P I Mech Eng H* 223, 823-831.
- Ludewig, P.M., Behrens, S.A., Meyer, S.M., Spoden, S.M., Wilson, L.A., 2004. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 34, 140-149.

Ludewig, P.M., Phadke, V., Braman, J.P., Hassett, D.R., Cieminski, C.J., LaPrade, R.F., 2009. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *American Journal of Bone and Joint Surgery* 91, 378-389.

May, S., Chance-Larsen, K., Littlewood, C., Lomas, D., Saad, M., 2010. Reliability of physical examination tests used in the assessment of patients with shoulder problems: a systematic review. *Physiotherapy* 96, 179-190.

McQuade, K.J., Dawson, J., Smidt, G.L., 1998. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 28, 74-80.

McQuade, K.J., Smidt, G.L., 1998. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 27, 125-133.

Meskers, C.G.M., van de Sande, M.A.J., de Groot, J.H., 2007. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of biomechanics* 40, 941-946.

Meskers, C.G.M., van der Helm, F.C.T., Rozendaal, L.A., Rozing, P.M., 1998. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of biomechanics* 31, 93-96.

Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallee, C., Lacouture, P., 2007. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of biomechanics* 40, 3487-3492.

Montgomery, S., Suri, M., 2011. Physical examination of the shoulder, in: Cohen, S.B. (Ed.), *Musculoskeletal examination of the shoulder*. SLACK Incorporated, pp. 2-22.

O'Brien, J.F., Bodenheimer, R.E., Brostow, G.J., Hodgins, J.K., 2000. Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data, *Proceedings of Graphics Interface*, Montreal, Quebec, Canada.

Price, C.I., Franklin, P., Rodgers, H., Curless, R.H., Johnson, G.R., 2000. Active and passive scapulohumeral movement in healthy persons: a comparison. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 81, 28-31.

Prinold, J.A., Villette, C.C., Bull, A.M., 2013. The influence of extreme speeds on scapula kinematics and the importance of controlling the plane of elevation. *Clin Biomech* 28, 973-980.

Pronk, G.M., van der Helm, F.C., 1991. The palpator: an instrument for measuring the positions of bones in three dimensions. *Journal of Medical Engineering and Technology* 15, 15-20.

Qingyun, X., Gongyi, H., 1998. Dynamic stability of glenohumeral joint during scapular plane elevation. *Chinese Medical Journal* 111, 447-449.

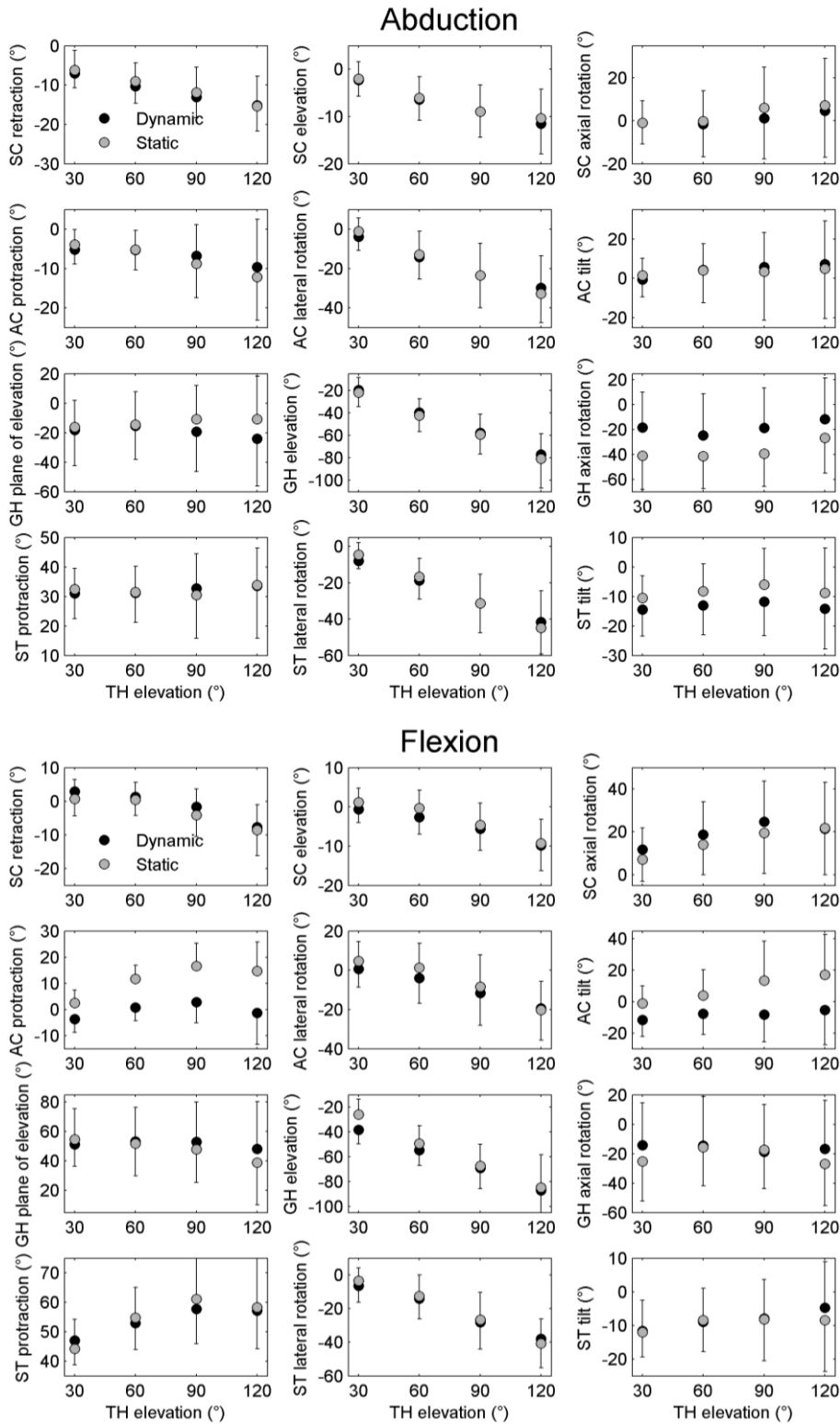
Teyhen, D.S., Christ, T.R., Ballas, E.R., Hoppes, C.W., Walters, J.D., Christie, D.S., Dritzler, G., Kane, E.J., 2010. Digital fluoroscopic video assessment of glenohumeral migration: Static vs. Dynamic conditions. *Journal of biomechanics* 43, 1380-1385.

Wu, G., van der Helm, F.C., Veeger, H.E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics* 38, 981-992.

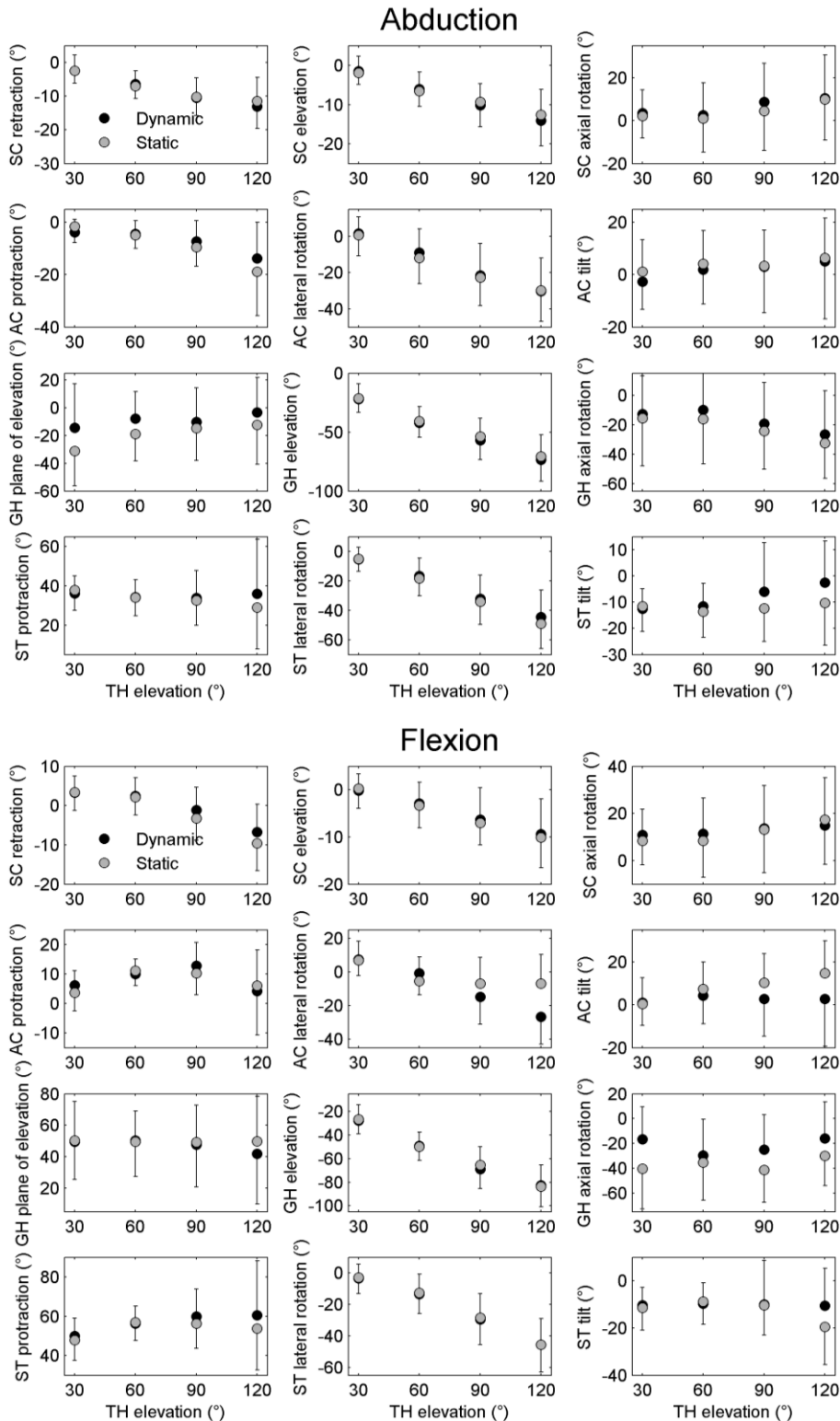
## **APPENDIX**

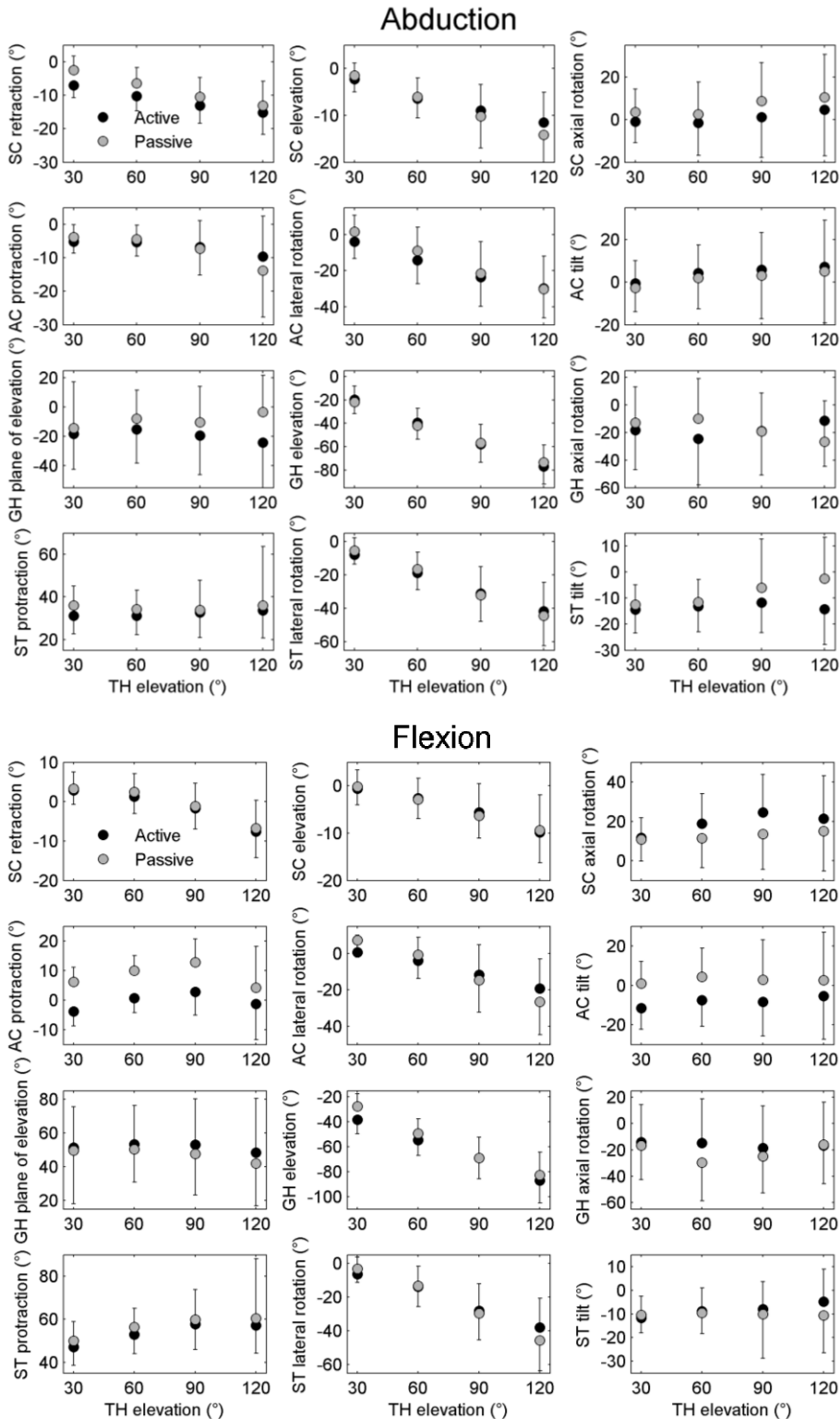
Supplementary data was provided to describe specific conditions separately. Abduction and flexion plane of elevation are presented separately in each figure. The dynamic vs static contrast is presented for the active condition (Fig A1) and the passive condition (Fig A2). The active vs passive contrast is presented for the dynamic condition (Fig A3) and static condition (Fig A4).



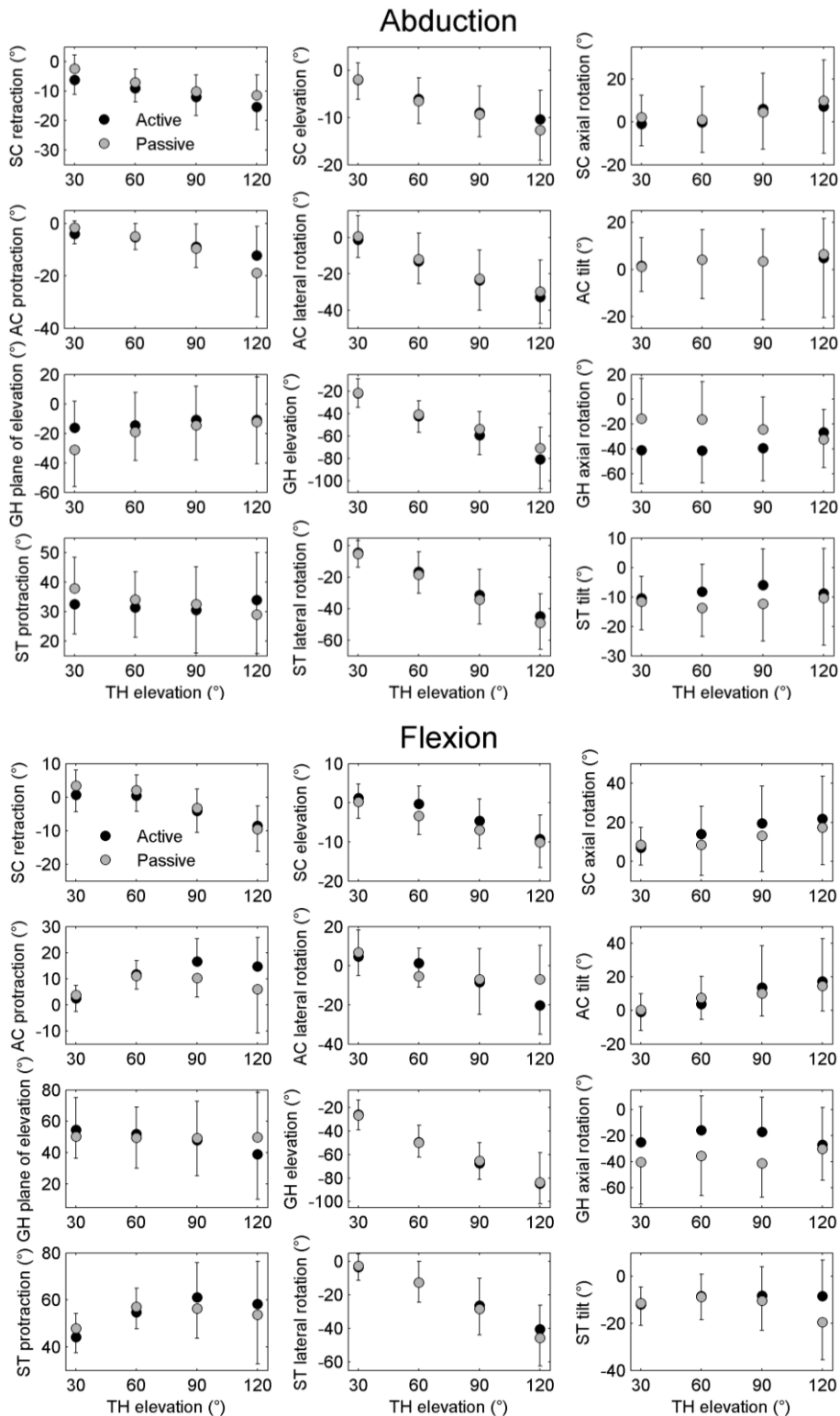


**Fig A1.** Dynamic (black) and static (grey) conditions were contrasted for the active condition in the abduction and flexion planes for sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC), gleno-humeral (GH) and scapulo-thoracic (ST) angles (mean and SD) expressed at 30°, 60°, 90° and 120° of thoraco-humeral (TH) elevation.





**Fig A3.** Active (black) and passive (grey) conditions were contrasted for the dynamic condition in the abduction and flexion planes for sternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC), gleno-humeral (GH) and scapulo-thoracic (ST) angles (mean and SD) expressed at 30°, 60°, 90° and 120° of thoraco-humeral (TH) elevation.



**Fig A4.** Active (black) and passive (grey) conditions were contrasted for the static condition in the abduction and flexion planes for sterno-clavicular (SC), acromio-clavicular (AC), gleno-humeral (GH) and scapulo-thoracic (ST) angles (mean and SD) expressed at 30°, 60°, 90° and 120° of thoraco-humeral (TH) elevation.

## PARTIE 4

### DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif principal de cette thèse est d'améliorer et uniformiser la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et de mesurer l'effet provoquée par plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule. L'hypothèse est que la réduction de la variabilité inter-sujets et inter-étude de la mesure du rythme scapulo-huméral faciliterait l'utilisation de cet outil clinique afin de discriminer les patients des sujets sains. Trois objectifs spécifiques sont liés à l'atteinte de l'objectif principal et intégrés dans trois articles. Le premier objectif spécifique est de développer une nouvelle approche de contribution articulaire 3D incluant toutes les rotations de chaque articulation pour mesurer le rythme scapulo-huméral. Par la suite, quantifier cette nouvelle approche, ainsi que l'approche usuelle d'extraction d'angles 3D. Le deuxième objectif spécifique est de déterminer le type d'exercice de réadaptation du supra-épineux qui peut favoriser la récupération d'une coordination articulaire saine. De plus, mesurer l'effet d'une charge externe et de la direction du mouvement durant ces exercices sur la coordination des articulations afin d'émettre des recommandations cliniques. Le troisième objectif spécifique est de quantifier la cinématique 3D des articulations de l'épaule durant les conditions de mouvement statique, dynamique, actif et passif. Plus précisément, contraster les angles articulaires lors de positions statiques vs mouvement dynamique et de mobilisations passives vs mouvement actif. Le but est de vérifier si ces conditions d'exécution du mouvement doivent être considérés en clinique pour le développement d'une cinématique de référence, pour la comparaison à des populations pathologiques ou pour l'application à des exercices ou tests de réadaptation.

L'objectif principal de cette thèse était d'améliorer et uniformiser la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et de mesurer l'effet provoquée par plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule. Le premier article

a proposé une nouvelle approche de calcul du rythme scapulo-huméral qui permet de réduire la variabilité inter-sujets. Cette méthode a également le potentiel de réduire la variabilité inter-étude à la condition que la communauté scientifique et clinique adhère à cette approche. Dans le deuxième article la coordination articulaire de l'épaule a été mesurée sur des exercices de réadaptation. Cet article s'intéressait également à l'effet de la charge externe et de la direction du mouvement (l'élévation par rapport à l'abaissement). Le troisième article a abordé l'impact de conditions d'exécution du mouvement sur la cinématique des articulations de l'épaule. Plus précisément, les angles articulaires de l'épaule étaient comparés entre l'utilisation d'un mouvement dynamique et plusieurs positions statiques et entre l'exécution d'une mobilisation passive et un mouvement actif. Tout d'abord, les limites provenant de ces trois études seront exposées. Ensuite, les trois articles seront discutés individuellement au-delà de la discussion présentée dans chaque section, puis une synthèse traitera de l'apport collectif de ces trois articles. Enfin, les perspectives futures qui découlent du travail réalisé dans cette thèse seront abordées.

#### **4.1 Limites**

Les principales limites sous-jacentes à cette thèse seront exposées. Les études ont toutes été réalisées sur une population homogène de jeunes sujets sains. La généralisation des résultats à des problématiques cliniques impliquant des patients peut en souffrir. Les patients composent avec des caractéristiques particulières qui peuvent rendre certains résultats non représentatifs de leur situation. De plus, certains patients qui ont de déchirures massives ont des capacités très limitées de mouvement de l'épaule. Lorsque l'amplitude de mouvement du bras est inférieure à  $30^\circ$ , il devient presque impossible d'évaluer adéquatement la coordination des articulations de l'épaule. Le rythme scapulo-huméral est un outil clinique destiné en grande partie à évaluer des patients. Afin de bien saisir les facteurs qui influencent sa mesure, il importait de tester sur des sujets sains *a priori*. Par la suite, l'identification de pathologies particulières telles que la déchirure de la coiffe des rotateurs, le

conflit sous-acromial ou l'instabilité GH est facilitée.

L'application clinique des méthodes utilisées demeure un aspect limitant. L'acquisition de la cinématique articulaire et le traitement de données se basaient sur un système optoélectronique de 18 caméras. Plusieurs milieux cliniques disposent de 6 ou 8 caméras optoélectroniques ou de systèmes électromagnétiques. Bien que des adaptations de la méthode utilisée à d'autres systèmes d'analyse du mouvement sont possibles, la précision de la mesure pourrait se voir réduite. De plus, la méthode est basée sur plusieurs calculs qui pourraient s'avérer complexes à intégrer dans un milieu clinique. Cependant, l'utilisation clinique de méthodes plus simples d'analyse du mouvement pourrait compromettre la qualité de l'évaluation de la coordination articulaire. Puisque la mesure de la coordination articulaire est confrontée à une variabilité inter-sujets élevée [31, 333], il est important d'utiliser une méthode rigoureuse. C'est pourquoi la chaîne cinématique, le filtre de Kalman étendu, l'introduction d'une position de référence et un positionnement de marqueurs particulier ont été employés [146]. Toutefois, les méthodes fonctionnelles de détermination pourraient être remplacés par des approches prédictives qui sont plus faciles à intégrer en clinique sans trop affecter la précision [221]. Un effort devra être fait pour apporter des fonctions à la communauté scientifique dans un premier temps (e.g. dépôt sur <http://isbweb.org/software/>) avant de potentiellement mener à des logiciels cliniques.

Malgré toutes ces méthodes utilisées, l'erreur de mesure de la cinématique articulaire de l'épaule et du rythme scapulo-huméral demeure une préoccupation. Cette erreur est nuisible à l'identification de la coordination articulaire pathologique qu'affiche un patient. La principale source d'erreur à la mesure non-invasive du mouvement de l'épaule provient de l'artéfact des tissus mous tel que présenté à la section 2.2.5. Les méthodes utilisées réduisent considérablement cette source d'erreur, mais ne l'élimine pas complètement [47]. Toutefois, la fiabilité intra-évaluateur élevée de la méthode utilisée pour estimer la cinématique articulaire (section 3.2) indique que l'erreur provenant de l'artéfact des tissus mous serait plutôt systématique que aléatoire [178]. Puisque cette erreur devrait demeurer spécifique au sujet, l'utilisation de mesures répétées a été favorisée. Ainsi, les résultats

provenant des conditions comparées à l'aide des mesures répétées peuvent être interprétés avec plus de confiance en raison de la puissance statistique. Cependant, l'enjeu que représente l'artéfact des tissus mous persiste en affectant particulièrement l'épaule et représente un défi majeur pour les années à venir.

## 4.2 Discussion de l'article 1

La problématique découlant des différentes méthodes de calcul du rythme scapulo-huméral n'avait jamais été traitée. Toutefois, le choix de méthode de calcul du rythme scapulo-huméral revête une importance mise en lumière par des différences significatives. La méthode usuelle qui consiste à extraire une rotation de la matrice se montre incomplète par rapport à une méthode de contribution articulaire 3D utilisant les trois rotations de chaque articulation.

La méthode proposée respecte la définition originale du rythme scapulo-huméral [59]. Puisqu'elle est 3D, elle se montre plus précise et réaliste que la méthode 2D affectée par les erreurs de projection [71]. Par rapport à la méthode d'extraction d'angles, la méthode proposée permet une réduction de la variabilité inter-sujets ce qui pourrait faciliter l'utilisation du rythme scapulo-huméral comme outil clinique. Les limites de la méthode usuelle d'extraction d'angles sont directement exposés par les erreurs systématiques qu'elle affiche en comparaison à la méthode de contribution articulaire 3D. De plus, la méthode proposée se montre polyvalente, puisqu'elle est indépendante de la séquence de rotations et de la définition du système de coordonnées. Cependant, cette méthode nécessite l'utilisation d'une position de référence, qui permet toutefois en contrepartie de mesurer le rythme scapulo-huméral en dynamique. La méthode proposée montre que la quantité de bascule arrière ST influence directement la contribution ST ; cette rotation est complètement ignorée par la méthode usuelle. Cette rotation affecte également le système de coordonnées GH en le déplaçant à l'extérieur du plan du thorax.

Les résultats indiquent que la méthode usuelle donne un portrait incomplet de l'épaule,



puisque les trois rotations ST ou GH apportent de la contribution à l'élévation du bras. Donc, l'extraction d'une seule rotation par articulation par la méthode usuelle n'est pas représentative de la contribution totale. La différence de contribution ST entre les deux méthodes diminuait avec l'élévation du bras en flexion, mais l'opposé se produisait en abduction. Puisque la bascule arrière est plus prononcée dans le plan de la flexion [195], il semble que cette rotation soit le facteur majeur d'influence de la contribution ST. Pour certains mouvements qui n'affichaient aucune différence significative tel que la flexion « full-can », ce résultat pourrait simplement être lié au fait que la méthode usuelle présentait des écart-type élevés atteignant 7,2.

Les ratios uniques et instantanés de la méthode proposée se retrouvaient dans l'étendue de 1,7–4,39 de ratios observés récemment [31, 66, 204, 211, 333]. Au contraire, la méthode usuelle affichait un ratio de 9,3 à 90 ° de flexion « full-can » et un ratio unique de 1,22 en abduction « empty-can ». Les ratios plus élevés en flexion par rapport à l'abduction confirment les résultats d'études précédentes [66, 195]. Cette observation peut s'expliquer par le fait que durant l'abduction, l'élévation GH est restreinte par la proximité supérieure de l'acromion par rapport à la tête humérale [135].

D'un point de vue clinique, l'analyse des contributions articulaires individuelles apporte des informations supplémentaires à l'analyse du mouvement de l'épaule. Les contributions articulaires peuvent s'exprimer en pourcentage d'élévation du bras, ce qui est plus facile à interpréter par le clinicien [106]. Cette façon de rapporter les résultats pourrait faciliter la transition clinique d'un ratio unique vers instantané.

Bien que certaines études utilisaient les contributions articulaires 2D [106, 144] pour le calcul du rythme scapulo-huméral, les contributions articulaires n'avaient jamais été isolées à l'extérieur du ratio. Dans notre étude, les contributions SC et AC sont également présentées séparément de ST, ce qui permet de répondre à des problématiques cliniques qui affectent précisément ces articulations [270, 282]. L'analyse effectuée des articulations SC et AC a permis de déceler que la contribution AC peut être négative. Ce phénomène pourrait provenir du rôle de stabilisation durant le mouvement du bras de l'articulation

AC. Puisque cette articulation est stratégiquement placée au milieu des articulations de l'épaule, elle permettrait de contrôler la quantité de contribution des autres articulations en modifiant sa propre contribution positive ou négative.

Enfin, la méthode proposée peut réduire la variabilité inter-étude des ratios [31, 333] en assurant une mesure indépendante de la séquence d'angles et du système de coordonnées local. De plus, l'utilisation de la méthode proposée réduit la variabilité inter-sujets comparativement à la méthode usuelle. Ce fait provient de l'introduction d'une position de référence qui considère la morphologie des sujets dans le calcul du ratio. La méthode proposée de calcul du rythme scapulo-huméral présente plusieurs avantages par rapport aux méthodes précédentes et a le potentiel de faciliter l'étude clinique du mouvement de l'épaule.

### 4.3 Discussion de l'article 2

L'objectif était de mesurer la coordination de l'épaule durant des exercices typiques de réadaptation du supra-épineux. Les exercices « full-can » et « empty-can » affichaient une cinématique de l'épaule et un rythme scapulo-huméral différents. L'exercice « full-can » affichait un rythme scapulo-huméral supérieur et une contribution GH augmentée particulièrement à  $60^\circ$  et  $90^\circ$ . Au contraire, l'exercice « empty-can » augmentait la contribution ST de façon semblable à la compensation affichée par les patients atteints de pathologies GH [103, 216]. L'exercice « full-can » apparaît plus approprié à la récupération de la mobilité GH suite à une déchirure du supra-épineux.

La force de la coiffe des rotateurs stabilise la tête humérale dans la fosse glénoïdale en évitant les translations GH excessives [120, 121, 280]. La mesure de la coordination des articulations permet d'évaluer l'équilibre entre les articulations durant le mouvement. Les principales fonctions du supra-épineux sont la stabilisation de la coiffe et l'élévation GH [39, 296]. Une contribution GH supérieure pourrait indiquer une utilisation adéquate du supra-épineux avec stabilisation GH pour réaliser le mouvement. En revanche, une sur-

utilisation de contribution ST pourrait mettre en péril la stabilité de l'épaule et indiquer une sollicitation inappropriée du supra-épineux.

La réadaptation physique des patients pourrait davantage miser sur la coordination des articulations de l'épaule afin d'améliorer la fonction à long terme. Des études ont montré le potentiel de la réadaptation pour modifier la coordination articulaire. Des programmes de réadaptation suite à une lésion de la moelle épinière ou un accident cérébrovasculaire ont permis de récupérer une coordination articulaire de marche saine [142, 172, 313]. Au niveau de l'épaule, un programme d'exercice sur des sujets avec posture antérieure de l'épaule avait permis d'augmenter la contribution GH et le rythme scapulo-huméral [310]. Ces études indiquent le potentiel d'orienter la réadaptation sur la coordination articulaire afin de récupérer une fonction saine.

Au même titre que la méthode de mesure de la cinématique de l'épaule avec système électromagnétique largement utilisée [103, 151, 191, 193, 196], la méthode utilisée pour calculer la coordination articulaire montre une excellente fiabilité intra-évaluateur. Les résultats de corrélation intraclasse et d'écart-type de la moyenne sont élevés et similaires à des études précédentes [193, 210]. La fiabilité de la mesure est souvent considéré comme un prérequis à l'utilisation clinique d'un outil.

Les deux exercices ont été réalisés avec un poids libre ayant une masse de 2,27 kg et sans charge. La littérature demeure principalement partagée entre des études qui observent une augmentation de la rotation latérale ST [41, 105, 248] ou une diminution [168, 214] lors d'ajout de charge externe. La comparaison avec les études précédentes est difficile puisque la plupart se limitent à la mesure de l'articulation ST [41, 105, 168, 248]. Néanmoins, les résultats des articulations SC et AC semblent plus cohérents avec les études qui observent une augmentation de la rotation latérale ST avec charge [41, 105, 248]. Cette étude permet de distinguer les différences ST qui surviennent entre les articulations SC et AC. De plus, l'ajout de charge externe n'a pas affecté le rythme scapulo-huméral, mais il a augmenté l'élévation GH de  $4^\circ$ . Ces résultats de coordination articulaire abondent vers la pertinence clinique de l'utilisation de charge externe afin de récupérer une amplitude GH suite à une

déchirure de la coiffe des rotateurs. Toutefois, l'augmentation de charge doit demeurer progressive [1, 62] et une observation de la coordination des articulations est de mise suite à une modification de la charge utilisée. Lors de la première phase de la réadaptation, une observation de la coordination vise à repérer une dyskinésie scapulaire [63]. Il serait recommander de poursuivre l'observation de la coordination articulaire lors d'exercices avec charge externe afin d'assurer une progression sécuritaire de la réadaptation.

Très peu de différences ont été observés entre la phase d'élévation et d'abaissement du bras. Certains auteurs ont rapporté des différences sur la cinématique ST entre les phases d'élévation et d'abaissement du bras [28, 102, 211]. Cependant, la plupart de ces différences significatives sont de moins de 2 ° et plusieurs autres études ont observé aucune différence cinématique entre les deux phases [87, 195, 204]. Il semble que dans un contexte d'exercices de réadaptation, la direction du mouvement n'ait pas d'influence clinique. Donc, les cliniciens n'ont pas à apporter une attention particulière à la direction du mouvement, ils peuvent réaliser la même observation du mouvement lors des deux phases. Toutefois, il demeure pertinent d'observer si des différences surviennent entre ces deux phases chez des patients, ce qui pourrait être associé à certaines pathologies.

L'analyse de la coordination des articulations de l'épaule a permis de comparer deux exercices de réadaptation du supra-épineux couramment utilisés. L'exercice « full-can » augmentait le rythme scapulo-huméral la contribution GH de façon similaire à une coordination normale. Au contraire, l'exercice « empty-can » augmentait la contribution ST, ce qui est associé à une compensation afin d'éviter le mouvement GH. L'ajout d'une charge externe ne modifiait pas le rythme scapulo-huméral, mais augmentait l'élévation GH, ce qui supporte l'utilisation de charge externe lors de la réadaptation du supra-épineux. Enfin, la direction du mouvement ne semble pas avoir d'effet sur la coordination des articulations de l'épaule de sujets sains.

#### 4.4 Discussion de l'article 3

Les conditions d'exécution du mouvement sont souvent ignorées dans la conception de l'étude et l'interprétation des résultats d'analyse du mouvement de l'épaule. Donc, une comparaison de positions statiques vs mouvement dynamique et active vs passive a été réalisée sur la cinématique des articulations de l'épaule durant la flexion et l'abduction. Les principales constatations étaient que la rotation latérale ST progressait plus rapidement en statique qu'en dynamique et en passif qu'en actif, et l'élévation GH progressait plus rapidement en actif qu'en passif. Ces résultats indiquent l'importance de considérer les conditions statique ou dynamique et active ou passive lors de l'analyse du mouvement de l'épaule ou pour comparer des données.

L'analyse de ces conditions de mouvement n'avait jamais été effectuée sur l'ensemble des articulations de l'épaule. L'articulation GH est importante à mesurer puisque la majorité des pathologies de l'épaule affecte cette articulation [103, 216]. Certaines de ces différences sont semblables à des études précédentes pour la rotation latérale ST [129, 214] ou l'élévation GH [257]. Les informations obtenues sur les articulations SC et AC sont utiles afin de distinguer les différences ST. La cinématique SC et AC peut favoriser le développement d'exercices ou tests spécifiques et servir à mieux identifier des pathologies propres aux articulations SC et AC [229, 282].

Les différences qu'engendrent la condition active ou passive ne peuvent pas être simplement ignorées par les scientifiques ou les cliniciens. L'interaction entre statique vs dynamique et l'élévation du bras est en accord avec les statistiques descriptives de quelques études [138, 151]. De façon similaire, les investigations de la cinématique à vitesses variées montraient que le mouvement ST augmentait plus rapidement à vitesse basse qu'à vitesse élevée [73, 254, 290]. Ces observations pourraient être une stratégie de réduction de la fatigue de la coiffe des rotateurs. La translation supérieure GH augmentait en dynamique par rapport à des positions statiques [295] et elle augmentait également suite à un protocole de fatigue de l'épaule [57]. Suite à une fatigue provoquée à l'épaule, la contribution

ST augmentait en comparaison aux essais initiaux [86, 213]. Dans notre étude, le maintien d'une position statique a provoqué une rotation latérale ST accentuée, ce qui réduit la contribution GH. Une réduction de la taille du muscle squelettique engendrait une perte de force, un travail accru par fibre musculaire et une apparition de fatigue accélérée [226]. Puisque le supra-épineux contribue à l'élévation GH [39, 296], en sollicitant des muscles plus volumineux de la ST tel que le trapèze supérieur, l'apparition de fatigue pourrait être repoussée.

Sans activation musculaire, plusieurs adaptations sont observées à la scapula dont une rotation latérale plus prononcée, alors que la bascule arrière et la protraction sont moins prononcées. Les résultats indiquent que l'élévation SC et la rotation latérale ST sont plus influencés par des mécanismes anatomiques impliquant des éléments passifs tel que les ligaments. En contrepartie, la rotation axiale SC, la rétraction SC, la bascule arrière ST, la protraction ST et l'élévation GH seraient plus influencés par les actions musculaires.

La validité et fiabilité des tests physiques de l'épaule demeure faible en raison du manque de base anatomique dans leur conception selon certains chercheurs [123, 207]. La coordination articulaire liée aux conditions de mouvement pourrait servir à justifier certains tests ou exercices ou à en développer de nouveaux. Les exercices et les tests pourraient s'inspirer des effets provoqués par les conditions de mouvement. Par exemple, un test qui vérifie la dyskinésie scapulaire pourrait s'exécuter en condition statique passive où la rotation latérale ST est supérieure. En lien avec l'article 2 (section 3.2), les exercices de réadaptation du supra-épineux devraient favoriser l'élévation GH. La condition dynamique active maximise l'élévation GH, ce qui justifie l'utilisation d'exercices dynamiques actifs tel que le « full-can ». Un exercice qui vise à engager la scapula dans le mouvement serait probablement plus efficace en statique où la rotation latérale ST est supérieure.

Au niveau de l'analyse de mouvement de l'épaule, les résultats montrent que l'hypothèse simplificatrice des positions statiques qui représentent adéquatement le mouvement dynamique est erronée. Plusieurs études négligent les conditions d'exécution du mouvement dans le protocole [188] ou dans la comparaison des données à la littérature [74, 85, 195, 270].

Cette différence entre la condition active et passive atteint plus de  $6^\circ$  pour la rotation latérale ST sur  $90^\circ$  d'amplitude du bras, ce qui est considérable cliniquement. Ainsi, il faut considérer séparément les conditions de mouvement afin d'établir une coordination articulaire normale de référence, comparer à des populations pathologiques ou à des données d'autres études. En connaissance des changements normaux associés aux conditions de mouvement, il devient plus facile pour les cliniciens d'interpréter un changement anormal observé entre deux conditions de mouvement.

#### **4.5 Synthèse des articles**

Les trois articles de cette thèse se penchent sur la coordination des articulations de l'épaule durant le mouvement. Le premier article traite de la problématique de la méthode de calcul utilisée pour le rythme scapulo-huméral et de la façon dont le ratio est rapporté. Le deuxième article est en lien direct avec le premier, puisqu'il applique la méthode proposée de rythme scapulo-huméral sur des exercices de réadaptation. Le troisième article s'attarde aux effets qu'engendrent l'activation musculaire et la vitesse d'exécution du mouvement et de l'importance de les considérer tant sur la cinématique articulaire que le rythme scapulo-huméral. L'objectif principal de cette thèse est d'améliorer et uniformiser la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et de mesurer l'effet provoquée par plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule. Afin d'exploiter le plein potentiel de cet outil clinique, il devient primordial de réduire les sources d'erreur et d'assurer une précision accrue du rythme scapulo-huméral. L'hypothèse était que la réduction de la variabilité inter-sujets et inter-étude de la mesure du rythme scapulo-huméral faciliterait l'utilisation de cet outil clinique afin de discriminer les patients des sujets sains.

Plusieurs paramètres affectant la variabilité de la mesure du rythme scapulo-huméral ont été abordés dans les trois articles, ce qui permet d'orienter les choix pour sa mesure. Bien que plusieurs paramètres ont été identifiés en revue de littérature, les analyses

se sont limitées aux paramètres jugés les plus importants. L'importance des paramètres était déterminée selon la pertinence de la problématique clinique associée et la quantité escomptée de variabilité introduite dans la mesure de la coordination articulaire. Ainsi, la méthode de calcul et le rapport des résultats du rythme scapulo-huméral, la rotation axiale du bras, la charge externe, la direction du mouvement, l'activation musculaire et la vitesse d'exécution ont été traités à l'intérieur des trois articles présentés. Auparavant, la cinématique de ces paramètres avait été principalement étudiée à la scapula. Les articles de cette thèse présentaient des résultats de cinématique des articulations SC, AC et GH qui viennent compléter les connaissances sur l'articulation ST. Dans son ensemble, les résultats émettent des recommandations pour les membres de la communauté scientifique et clinique qui s'intéressent à la coordination des articulations de l'épaule. Il n'existe pas de recommandations officielles pour la mesure du rythme scapulo-huméral telles que celles de l'ISB pour la cinématique du membre supérieur [323]. Ces recommandations ont permis d'uniformiser les études quant aux repères anatomiques utilisés, à la définition des systèmes de coordonnées et la séquence de rotation choisie. Bien que certaines recommandations de séquence de rotation [250, 277] ou de systèmes de coordonnées [182] soient remises en question, elles ont contribué à réduire la variabilité inter-étude. Au niveau du rythme scapulo-huméral, les utilisateurs orientent leur choix de façon plus ou moins éclairée et il en résulte une variabilité inter-étude considérable [31, 333]. Cette thèse propose des méthodes et définit les paramètres importants à contrôler ou considérer qui permettront de valoriser l'étude de la coordination des articulations de l'épaule. Puisque les trois objectifs spécifiques permettent de réduire la variabilité de la mesure du rythme scapulo-huméral en connaissant les facteurs d'exécution du mouvement à contrôler et la méthode de calcul à utiliser, l'hypothèse est confirmée. Ainsi, le but de discrimination des patients et sujets sains du rythme scapulo-huméral est facilité.

Cette thèse montre l'intérêt pour les milieux cliniques de procéder à l'évaluation fonctionnelle 3D du mouvement de l'épaule afin de compléter les approches conventionnelles d'évaluation et d'intervention. Le rythme scapulo-huméral est un outil clinique mesu-



rant la coordination des articulations de l'épaule qui a le potentiel d'apporter des diagnostics et un suivi de réadaptation [103, 216]. Au niveau de l'analyse de la marche, plusieurs milieux cliniques utilisent directement l'analyse du mouvement afin d'émettre des diagnostics et influence les interventions chirurgicales ou en réadaptation [161]. Ces informations biomécaniques apportent vraiment une vision différente aux approches cliniques conventionnelles, des études en cours tentent de déterminer l'impact d'un suivi biomécanique de patients avec de l'arthrose sur le coût du traitement et les résultats cliniques.

La réduction de la variabilité inter-sujets qu'offre la méthodes de calcul du rythme scapulo-huméral proposée permet de s'approcher d'une utilisation clinique pertinente d'analyse du mouvement 3D de l'épaule. Lorsque le médecin généraliste ne semble pas en mesure de déterminer ou de traiter une pathologie de l'épaule, il pourrait orienter les patients vers l'évaluation fonctionnelle de la coordination des articulations. Ainsi, les cliniques de l'épaule pourraient réaliser leur propre évaluation du rythme scapulo-huméral afin de diagnostiquer ou d'assurer un suivi biomécanique du patient. Cette même méthode d'évaluation de la coordination des articulations de l'épaule pourrait mener à une classification fonctionnelle des pathologies différente des catégories déjà utilisées. D'autres régions du corps ont également montré l'intérêt de la coordination articulaire pour déceler des pathologies. Le rythme lumbo-pelvien (coordination entre le mouvement du pelvis et de la région lombaire) permet d'identifier des patients avec des TMS du bas du dos [176]. La coordination entre les mouvements des bras et des jambes a permis de différencier des individus atteints de lésion partielle de la moelle épinière [294].

Puisque les tests physiques de l'épaule se montrent souvent inefficaces à apporter un diagnostic juste [137, 207, 322], il est judicieux de chercher des alternatives. Certaines erreurs s'introduisent dans une analyse 2D d'un phénomène 3D, cependant il demeure pertinent de vérifier si la mesure 2D du mouvement offre une bonne estimation clinique de la cinématique 3D [246]. Des études suggèrent que l'analyse 2D est une alternative clinique à l'analyse 3D pour identifier des déplacements médiaux du genou durant une tâche [212, 315]. La diagnostic de la dyskinésie scapulaire par évaluation visuelle semblait uni-

quement approprié pour le type I [218]. L'intérêt pour le développement de nouveaux tests physiques de l'épaule est présent. Un nouveau test physique utilisant l'observation visuelle suite à des mouvements réalisés avec charge vise à identifier les patients atteints de dyskinesie scapulaire [209]. Les sujets qui avaient été identifiés par le test physique montraient également une cinématique 3D de la scapula distincte [292]. Comme dans cette dernière étude, l'analyse de la coordination peut servir à justifier par son évaluation fonctionnelle un test physique. L'ensemble des résultats de coordination des articulations de l'épaule fournit une base anatomique liée aux rotations articulaires sur laquelle il est possible de développer des tests physiques ou exercices ciblés sur des pathologies particulières. Afin d'apporter un diagnostic, les cliniciens ont recours à des combinaisons de conditions d'exécution du mouvement. Par exemple, un test physique pourrait rassembler les conditions dynamique, passif, sans charge et en phase d'élévation. Ce sont des pratiques cliniques utilisés depuis longtemps, sans nécessairement comprendre leur base anatomique [123]. Les conditions d'exécution du mouvement sont des paramètres qui influencent ces tests ou exercices utilisés en clinique. Les analyses effectuées dans cette thèse ont permis d'isoler plusieurs paramètres afin d'exposer les effets qu'ils engendrent sur la coordination des articulations de l'épaule.

#### **4.6 Perspectives**

L'ensemble du travail accompli dans cette thèse permet de répondre aux objectifs fixés, mais également d'élaborer des perspectives futures. Les principales pistes ouvertes sont d'appliquer en clinique les méthodes développées, d'émettre des recommandations sur la mesure du rythme scapulo-huméral, d'étendre les analyses de coordination des articulations au rythme de l'épaule et de mener à des projets en santé et sécurité du travail.

Certaines applications cliniques pourraient découler de l'utilisation de la méthode développée de calcul du rythme scapulo-huméral. Suite à une analyse du mouvement de l'épaule, il pourrait s'avérer possible d'identifier les patients selon leur pathologie. Dans

le cas de pathologies plus fréquentes telles que les déchirures de la coiffe des rotateurs, il serait pertinent de classifier les patients en fonction de la coordination articulaire affichée. Un parallèle peut être fait avec le système Knee-KG (Émovi, Laval, Canada) qui exploite directement en clinique l'analyse du mouvement du genou pour diriger l'intervention. Des efforts sont actuellement déployés afin de vérifier s'il existe une relation entre l'amplitude de mouvement que présente un patient atteint de déchirure de la coiffe des rotateurs et le rythme scapulo-huméral. Les patients atteints de déchirures de la coiffe des rotateurs se présentent avec des amplitudes très variées, certains sont quasiment incapables de lever le bras, alors que d'autres affichent une amplitude presque normale, mais ils ressentent de la douleur [60, 208]. L'analyse de la coordination des articulations pourrait être une piste d'explication de ce phénomène qui demeure peu connu [216]. De plus, l'analyse de la coordination des articulations de l'épaule durant le processus de réadaptation pourrait orienter certains choix de traitement. Ainsi, des collectes de données ont été amorcées sur des patients avant et après une réparation de la coiffe des rotateurs. Ils utilisaient des orthèses traditionnelles fixes et des prototypes mobiles suite à l'opération. La mesure de la coordination articulaire avait pour but d'indiquer la récupération fonctionnelle afin de recommander un type d'orthèse. De telles analyses fonctionnelles sont également envisageables afin de comparer le traitement conservateur à celui chirurgical.

Le travail réalisé sur le rythme scapulo-huméral pourrait mener à des applications similaires sur le rythme de l'épaule. Le rythme de l'épaule consiste à prédire la coordination des articulations de l'épaule en connaissant uniquement la position du bras par rapport au thorax [72]. Un modèle de régression estime la position de la clavicule et de la scapula par rapport à un mouvement défini du bras. Le rythme de l'épaule est principalement utilisé dans des modèles musculo-squelettiques et segmentaires pour l'industrie de l'animation afin de simuler un mouvement réaliste du bras sans avoir besoin de mesurer la cinématique de la clavicule et de la scapula [69, 141]. Alors que les équations existantes des modèles de régression sont basées sur plusieurs positions statiques actives [72, 124, 324], leur utilisation dans les modèles musculo-squelettiques est souvent liée à des applications de mouvement

dynamique ou de positions statiques passives [147, 148, 180]. Tel que discuté dans l'article 3, les conditions d'exécution du mouvement introduisent des différences significatives lorsqu'elles ne sont pas considérées. Ainsi, les données collectées en statique ou dynamique et passif ou actif vont servir à développer de nouvelles équations de régression du rythme de l'épaule propres au type de mouvement exécuté. De telles équations éviteraient d'introduire une erreur supplémentaire lors de simulations utilisant une condition différente des positions statiques actives. Il sera alors possible de raffiner l'extrapolation des angles TH à partir des angles GH comme il a été fait dans des études précédentes au laboratoire pour immobiliser le bras des patients après une réparation de la coiffe de façon optimale en fonction de leur blessure [147, 148].

Le protocole utilisé avec système optoélectronique est difficilement applicable *in situ*, en raison de la difficulté d'installation, du matériel coûteux exigeant un soin accru et des espaces limités du champ d'acquisition [68]. L'adaptation de la méthode développée de mesure du rythme scapulo-huméral à une technologie portative pourrait mener à des applications en réadaptation et en santé et sécurité au travail. Puisqu'une grande partie des blessures surviennent en milieu de travail [256], l'observation de la coordination articulaire pourrait s'intégrer aux stratégies de prévention. Le transfert de la méthode de mesure utilisée à des centrales inertielles devrait permettre d'évaluer l'exposition physique des travailleurs souffrant de TMS à l'épaule et plus spécifiquement d'estimer les contributions articulaires. Des résultats de cinématique directement sur le terrain seraient novateurs et permettraient de constituer une base de données. À long terme, une telle approche permettrait d'approfondir les connaissances sur ce qui est acceptable en ce qui a trait au dosage de l'effort (intensité, répétitivité et durée) pour limiter les TMS. Les milieux cliniques composent souvent avec les mêmes limitations que les milieux de travail pour l'acquisition de données [68]. Donc, un système d'analyse du mouvement portatif de l'épaule portatif permettrait d'orienter la réadaptation de l'épaule et permettrait un suivi personnalisé des travailleurs lésés. L'utilisation du rythme scapulo-huméral pourrait aider à mesurer la progression de la réadaptation et évaluer l'aptitude à un retour au travail sécuritaire.

## PARTIE 5

### CONCLUSION

Ce projet s'inscrit dans la biomécanique clinique de l'analyse du mouvement où l'attention était portée sur la coordination des articulations de l'épaule. Un aspect important de la biomécanique clinique est d'assurer un pont entre les scientifiques et les cliniciens. L'intérêt pour cette thématique provient des lacunes observées dans la pratique clinique et l'analyse traditionnelle du mouvement de l'épaule. L'objectif principal de cette thèse est d'améliorer et uniformiser la méthode de calcul du rythme scapulo-huméral et de mesurer l'effet provoquée par plusieurs conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule. L'hypothèse est que la réduction de la variabilité inter-sujets et inter-étude de la mesure du rythme scapulo-huméral faciliterait l'utilisation de cet outil clinique afin de discriminer les patients des sujets sains. Ainsi, trois objectifs spécifiques ont été émis afin de répondre à l'objectif principal.

Le premier objectif spécifique a mené au développement d'une nouvelle approche dynamique de contribution articulaire tridimensionnelle incluant toutes les rotations de chaque articulation de l'épaule. Cette méthode utilise une position de référence qui permet de réduire la variabilité inter-sujets et elle permet d'interpréter les articulations sterno-claviculaire et acromio-claviculaire séparément et leur contribution en pourcentage pour une lecture rapide du clinicien. De plus, la méthode proposée est indépendante de la séquence d'angles et du système de coordonnées local; elle devrait ainsi apporter le même résultat tant que l'analyse est tridimensionnelle et comprend la position de référence que nous avons définie. En comparaison avec la méthode proposée, la méthode usuelle d'extraction d'une rotation surestimait systématiquement la contribution gléno-humérale. La méthode proposée permettait de réduire la variabilité inter-sujets, ce qui pourrait faciliter l'évaluation clinique de la coordination des articulations de l'épaule et également augmenter la puissance statistique des études ou réduire le nombre de patients nécessaires pour

une même puissance. La méthode de contribution articulaire tridimensionnelle permet de calculer le rythme scapulo-huméral de façon plus fonctionnelle en mesurant en dynamique des ratios instantanés.

Le deuxième objectif spécifique évaluait la coordination des articulations de l'épaule lors de deux exercices typiques de réadaptation du supra-épineux chez des individus sains. L'exercice « full-can » augmentait le rythme scapulo-huméral et la contribution gléno-humérale, ce qui concorde avec la fonction du supra-épineux. À l'opposé, l'exercice « empty-can » affichait une contribution scapulo-thoracique prononcée similaire à celle des patients ayant une pathologie gléno-humérale. Afin de récupérer une coordination normale des articulations de l'épaule lors de la réadaptation du supra-épineux, l'exercice « full-can » semble plus approprié. Durant ces exercices, l'effet d'utilisation d'une charge externe et de la direction du mouvement ont également permis d'émettre des recommandations cliniques. L'ajout de charge externe sur des sujets sains n'a pas affecté le rythme scapulo-huméral et a augmenté l'élévation gléno-humérale, ce qui supporte l'utilisation de charge externe dans un contexte de réadaptation du supra-épineux. Par contre, la phase d'élévation par rapport à l'abaissement a affiché très peu de différences sur la coordination des articulations de l'épaule et ne semble pas indiquer d'influence clinique.

Le troisième objectif spécifique était de mesurer l'influence de conditions d'exécution du mouvement sur la coordination des articulations de l'épaule à savoir les effets statique vs dynamique et passive vs active. L'analyse de la cinématique de l'épaule a révélé que les articulations sont dépendantes de ces conditions d'exécution du mouvement. Des valeurs normatives ont été établies selon les conditions statique ou dynamique et passif ou actif pour des sujets sains. La rotation latérale scapulo-thoracique montrait une progression plus rapide pendant l'élévation du bras en statique comparativement à dynamique et en passive comparativement à active, alors que l'élévation gléno-humérale augmentait plus rapidement en active que passive. En conséquence, les conditions d'exécution du mouvement de l'épaule doivent être considérées pour l'acquisition, la comparaison inter-étude ou la comparaison à des populations pathologiques.

La cinématique des articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale a été présentée pour la première fois dans plusieurs conditions d'exécution du mouvement, ce qui peut servir de valeurs normatives pour des sujets sains. L'intérêt de ces valeurs normatives est de faciliter l'identification de pathologies et sert de comparaison pour tout type de population particulière tels que des sportifs, des travailleurs ou des enfants. Les études de cette thèse montrent le potentiel clinique d'évaluer la coordination des articulations de l'épaule en fournissant une mesure fonctionnelle. Les méthodes proposées permettent de réduire la variabilité inter-sujets et inter-étude du rythme scapulo-huméral, ce qui représentait un obstacle majeur à l'utilisation clinique de cet outil et confirme l'hypothèse. L'évaluation de la coordination des articulations de l'épaule a le potentiel pour obtenir un rôle clinique important dans les diagnostics de pathologies et dans le suivi de patients durant la réadaptation.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] KJ Accousti et EL Flatow. Technical pearls on how to maximize healing of the rotator cuff. *Instructional Course Lectures*, 56:3–12, 2007.
- [2] R Ainsworth et JS Lewis. Exercise therapy for the conservative management of full thickness tears of the rotator cuff : a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(4):200–210, 2007. URL <http://bjsm.bmj.com/content/41/4/200.abstract>.
- [3] J Aizawa, T Masuda, T Koyama, K Nakamaru, K Isozaki, A Okawa et S Morita. Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 43(15):2915–2922, novembre 2010. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-50TJP3M-1/2/a6a5d34fbc8944215ce0e8d97cb70a8>.
- [4] A Al-Shawi, R Badge et T Bunker. The detection of full thickness rotator cuff tears using ultrasound. *British Journal of Bone and Joint Surgery*, 90-B(7):889–892, 2008. URL <http://web.jbjs.org.uk/cgi/content/abstract/90-B/7/889>.
- [5] KH Allmann, M Uhl, H Gufler, N Biebow, MP Hauer, E Kotter, A Reichelt et M Langer. Cine-mr imaging of the shoulder. *Acta Radiologica*, 38(6):1043–1046, 1997. URL <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/02841859709172127>.
- [6] CJ Van Andel, N Wolterbeek, CAM Doorenbosch, DHEJ Veeger et J Harlaar. Complete 3d kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & Posture*, 27(1):120–127, 2008. ISSN 0966-6362. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207000665>.
- [7] MS Andersen, M Damsgaard, J Rasmussen, DK Ramsey et DL Benoit. A linear soft tissue artefact model for human movement analysis : proof of concept using in vivo data. *Gait & Posture*, 35:606–611, 2012.
- [8] C Anglin et UP Wyss. Review of arm motion analyses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in medicine.*, 214(5):541–555, 2000.
- [9] NT Antony et PJ Keir. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2):191–198, 2010.
- [10] A Aurora, J McCarron, JP Iannotti et K Derwin. Commercially available extracellular matrix materials for rotator cuff repairs : State of the art and future trends. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 16(5, Supplement 1):S171–S178, septembre 2007. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274607002169>.



- [11] R Azzoni, P Cabitza et M Parrini. Sonographic evaluation of subacromial space. *Ultrasonics*, 42(19):683–687, 2004. ISSN 0041-624X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0041624X03002166>. Proceedings of Ultrasonics International 2003.
- [12] SD Bagg et WJ Forrest. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 67(6):0, 1988. ISSN 0894-9115. URL [http://journals.lww.com/ajpmr/Fulltext/1988/12000/A\\_Biomechanical\\_Analysis\\_of\\_Scapular\\_Rotation.2.aspx](http://journals.lww.com/ajpmr/Fulltext/1988/12000/A_Biomechanical_Analysis_of_Scapular_Rotation.2.aspx).
- [13] BT Ballantyne, SJ O’Hare, JL Paschall, MM Pavia-Smith, AM Pitz, JF Gillon et GL Soderberg. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Physical Therapy*, 73(10):668–677, oct 1993. URL <http://www.ptjournal.org/cgi/content/abstract/73/10/668>.
- [14] H Bao et PY Willems. On the kinematic modelling and the parameter estimation of the human shoulder. *Journal of biomechanics*, 32(9):943–950, 1999.
- [15] K Baumgarten, D Gerlach, L Galatz, S Teefey, W Middleton, K Ditsios et K Yamaguchi. Cigarette smoking increases the risk for rotator cuff tears. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(6):1534–1541, juin 2010. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-009-0781-2>.
- [16] D Baysal, R Balyk, D Otto, C Luciak-Corea et L Beaupre. Functional outcome and health-related quality of life after surgical repair of full-thickness rotator cuff tear using a mini-open technique. *American Journal of Sports Medicine*, 33(9):1346–1355, septembre 2005. URL <http://ajs.sagepub.com/content/33/9/1346.abstract>.
- [17] M Begon et P Lacouture. Accuracy of 3-d reconstruction with occlusions. *Journal of Applied Biomechanics*, 26:104–108, 2010.
- [18] M Begon, T Monnet et P Lacouture. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture*, 25(3):353–359, Mar 2007. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.010>.
- [19] A Bell, D Pedersen et R Brand. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23:617–621, 1990. URL [doi:10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7).
- [20] MJ Bey, SK Brock, WN Beierwaltes, R Zauel, PA Kolowich et TR Lock. In vivo measurement of subacromial space width during shoulder elevation : Technique and preliminary results in patients following unilateral rotator cuff repair. *Clinical Biomechanics*, 22(7):767–773, 2007. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307000824>.

- [21] LU Bigliani, JB Ticker, EL Flatow, LJ Soslowsky et VC Mow. The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease. *Clinical Sports Medicine*, 10:823–838, 1991.
- [22] J Bishop, S Klepps, IK Lo, J Bird, JN Gladstone et EL Flatow. Cuff integrity after arthroscopic versus open rotator cuff repair : A prospective study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 15(3):290–299, 2006. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274605002946>.
- [23] TA Blackburn, McLeod WD, White B et Wofford L. Emg analysis of posterior rotator cuff exercises. *Journal of Athletic Training*, 25:4–5, 1990.
- [24] CE Boettcher, KA Ginn et I Cathers. The ‘empty can’ and ‘full can’ tests do not selectively activate supraspinatus. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(4):435–439, juillet 2009. ISSN 1440-2440. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B82X6-4V28T4J-1/2/46ca7f013709746927b743ea9de3902c>.
- [25] P Boileau, N Brassart, DJ Watkinson, M Carles, AM Hatzidakis et SG Krishnan. Arthroscopic repair of full-thickness tears of the supraspinatus : Does the tendon really heal? *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 87(6):1229–1240, 2005. URL <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.D.02035>.
- [26] NA Borghese, P Cerveri et P Rigioli. A fast method for calibrating video-based motion analysers using only a rigid bar. *Medecine and Biological Engineering and Computing*, 39:76–81, 2001.
- [27] MR Borich, JM Bright, DJ Lorello, CJ Cieminski, T Buisman et PM Ludewig. Scapular angular positioning at end range internal rotation in cases of glenohumeral internal rotation deficit. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36: 926–934, 2006.
- [28] JD Borstad et PM Ludewig. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics*, 17(9-10): 650–659, 2002. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302001365>.
- [29] JD Borstad et PM Ludewig. Comparison of three stretches for the pectoralis minor muscle. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 15(3):324–330, 2006. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274605002673>.
- [30] DA Bourne, AMT Choo, WD Regan, DL MacIntyre et TR Oxland. Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements : An in vivo study in healthy volunteers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(2): 150–162, 2007. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274606002047>.

- [31] JP Braman, SC Engel, RF LaPrade et PM Ludewig. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6):960–967, novembre 2009. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-4W4BMR4-2/2/7531dde4377c78df376f49907aaf4637>.
- [32] JP Braman, BM Thomas, RF LaPrade, V Phadke et PM Ludewig. Three-dimensional in vivo kinematics of an osteoarthritic shoulder before and after total shoulder arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(12):1774–1778, 2010. ISSN 0942-2056. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-010-1167-4>.
- [33] S Brochard, M Lempereur et O Remy-Neris. Comparison between external markers and palpation measurement of scapular rotation during shoulder flexion. Dans *The tenth International Symposium on 3D analysis of human movement ; Amsterdam, Netherlands.*, 2008.
- [34] S Brochard, M Lempereur et O Remy-Neris. 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, 2011.
- [35] S Brochard, M Lempereur et O Remy-Neris. Double calibration : An accurate, reliable and easy-to-use method for 3d scapular motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 44(4):751–754, février 2011. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192901000641X>.
- [36] D Bryde, BJ Freure, L Jones, M Werstine et NK Briffa. Reliability of palpation of humeral head position in asymptomatic shoulders. *Manual Therapy*, 10:191–197, 2005.
- [37] PW Buckle et JJ Devereux. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33(3):207–217, mai 2002. ISSN 0003-6870. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V1W-45D8HX7-1/2/ae54622a3833d06f5cfd85e67a57a93c>.
- [38] TD Bunker et PP Anthony. The pathology of frozen shoulder. a dupuytren-like disease. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 77(5):677–683, 1995.
- [39] WS Burke, CT Vangsness et CM Powers. Strengthening the supraspinatus : a clinical and biomechanical review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 402:292–298, 2002.

- [40] PR Camargo, V Phadke, JP Braman et PM Ludewig. Three-dimensional shoulder kinematics after total claviclectomy : A biomechanical investigation of a single case. *Manual Therapy*, 18(6):620–623, 2013.
- [41] E Camci, I Duzgun, M Hayran, G Baltaci et A Karaduman. Scapular kinematics during shoulder elevation performed with and without elastic resistance in men without shoulder pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(10):735–743, 2013.
- [42] V Camomilla, A Cereatti, G Vannozzi et A Cappozzo. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1096–1106, 2006. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4FWNHY2-2/2/ec7baa2947b3d1d82fab70da63d104b>.
- [43] AC Campbell, DG Lloyd, JA Alderson et BC Elliott. Mri development and validation of two new predictive methods of glenohumeral joint centre location identification and comparison with established techniques. *Journal of Biomechanics*, 42(10):1527–1532, juillet 2009. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4W80CCP-2/2/824e07601a4cc3510f819c229cfd27a3>.
- [44] A Cappello, A Cappozzo, PF La Palombara, L Lucchetti et A Leardini. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*, 16(2-3):259–274, avril 1997. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V8T-3SWXNCY-7/2/b96caa5af44e6fc9ae337f41748505c1>.
- [45] A Cappello, R Stagni, S Fantozzi et A Leardini. Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration : performance of a novel method during selected motor tasks. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 52(6):992–998, June 2005. ISSN 0018-9294.
- [46] A Cappozzo. Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3(1-2):27–50, mars 1984. ISSN 0167-9457. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V8T-45WHTJF-4/2/c21be82c99e322b6ea3ca43ea9122ec2>.
- [47] A Cappozzo, F Catani, U Della Croce et A Leardini. Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4):171–178, juin 1995. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-3XY2J45-10/2/4140cd43d860aeb4c92f098589cfc242>.
- [48] A Cappozzo, F Catani, A Leardini, MG Benedetti et U Della Croce. Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2):90–100, mars 1996. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-3VXF81H-4/2/6d7de86897d68{ClinicalBiomechanics}f824229006bf806e8>.

- [49] A Cappozzo, U Della Croce, A Leardini et L Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 1 : theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2): 186–196, février 2005. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4BYNTT5-1/2/2e4d6fcb0ceb9b04485ba63d101c73bf>.
- [50] S Carbone, S Gumina, V Arceri, V Campagna, C Fagnani et F Postacchini. The impact of preoperative smoking habit on rotator cuff tear : cigarette smoking influences rotator cuff tear sizes. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(1):56–60, 2012. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827461100053X>.
- [51] P Cerveri, A Pedotti et G Ferrigno. Robust recovery of human motion from video using kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science*, 22(3): 377–404, août 2003. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6V8T-48719J6-1/2/84455b5bdad64e30ff9423d51e5a7b95>.
- [52] JH Challis. A procedure for determining rigid-body transformation parameters. *Journal of Biomechanics*, 28:733–737, 1995.
- [53] JH Challis. *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise*, chapitre Data processing and error estimation, pages 129–152. Abingdon, Oxon : Routeledge, 2008.
- [54] SK Chen, TS Peter, LW Thomas, CO James et FW Russell. Radiographic evaluation of glenohumeral kinematics : A muscle fatigue model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 8(1):49–52, 1999. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274699900551>.
- [55] L Chiari, UD Croce, A Leardini et A Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 2 : Instrumental errors. *Gait and Posture*, 21(2): 197–211, février 2005. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4CDS6N0-2/2/262987ca8400a350bccf8c1a79c9c51f>.
- [56] JJ Cholewinski, DJ Kusz, P Wojciechowski, LS Cielinski et MP Zoladz. Ultrasound measurement of rotator cuff thickness and acromio-humeral distance in the diagnosis of subacromial impingement syndrome of the shoulder. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16(4):408–414, 2008. ISSN 0942-2056. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-007-0443-4>.
- [57] JN Chopp, JM O’Neill, K Hurley et CR Dickerson. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff : A radiographic analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19:1137–1144, 2010. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-50FHN12-2/2/53c9b4be5fd85eeb63f1eba837802772>.

- [58] P Codine, PL Bernard, M Pocholle et C Herisson. Isokinetic strength measurement and training of the shoulder : methodology and results. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48:80–92, 2005.
- [59] EA Codman. *The shoulder*. Thomson Todd, Boston, 1934.
- [60] RH Cofield, J Parvizi, PJ Hoffmeyer, WL Lanzer, DM Ilstrup et CM Rowland. Surgical repair of chronic rotator cuff tears a prospective long-term study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 83(1):71–71, 2001.
- [61] PM Connor, DM Banks, AB Tyson, JS Coumas et DF D’Alessandro. Magnetic resonance imaging of the asymptomatic shoulder of overhead athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(5):724–727, septembre 2003. URL <http://ajs.sagepub.com/content/31/5/724.abstract>.
- [62] M Conti, R Garofalo, G Delle Rose, G Massazza, E Vinci, M Randelli et A Castagna. Post-operative rehabilitation after surgical repair of the rotator cuff. *Musculoskeletal Surgery*, 93:s55–s63, 2009.
- [63] AM Cools, V Dewitte, F Lanszweert, D Notebaert, A Roets, B Soetens, B Cagnie et EE Witvrouw. Rehabilitation of scapular muscle balance : Which exercises to prescribe? *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10):1744–1751, 2007. URL <http://ajs.sagepub.com/content/35/10/1744.abstract>.
- [64] AM Cools, EE Witvrouw, GA Declercq, LA Danneels et DC Cambier. Scapular muscle recruitment patterns : Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4):542–549, 2003. URL <http://ajs.sagepub.com/content/31/4/542.abstract>.
- [65] AM Cools, EE Witvrouw, NN Mahieu et LA Danneels. Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes with and without impingement symptoms. *Journal of Athletic Training*, 40(2):104, 2005.
- [66] J Crosbie, SL Kilbreath, L Hollmann et S York. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clinical Biomechanics*, 23(2):184–192, Feb 2008. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.09.012>.
- [67] AG Cutti, A Cappello et A Davalli. In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm : preliminary results. *Clinical Biomechanics*, 21:S13–19, 2006.
- [68] AG Cutti, A Giovanardi, L Rocchi, A Davalli et R Sacchetti. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2):169–178, 2008.

- [69] M Damsgaard, J Rasmussen, ST Christensen, E Surma et M de Zee. Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8):1100–1111, 2006.
- [70] MP de Castro, DC Ribeiro, F de Forte, JM de Toledo, D Aldabe et JF Loss. Shoulder kinematics is not influenced by external load during elevation in the scapular plane. *Journal of Applied Biomechanics*, 30:66–74, 2014.
- [71] JH de Groot. The scapulo-humeral rhythm : effects of 2-d roentgen projection. *Clin Biomech*, 14:63, 1999.
- [72] JH de Groot et R Brand. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16(9):735–743, novembre 2001. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-44DY0DX-3/2/a2002dd60c83b812dade734295fe0eaa>.
- [73] JH de Groot, ER Valstar et HJ Arwert. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 13:593–602, 1998.
- [74] JH de Groot, W van Woensel et FCT van der Helm. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clinical Biomechanics*, 14(5): 309–314, 1999. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003398900948>.
- [75] F de Groote, T de Laet, I Jonkers et J de Schutter. Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(16):3390–3398, décembre 2008. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4TYPJG9-1/2/8ec02d201728d57401e4e66439edeea8>.
- [76] JM de Toledo, JF Loss, TW Janssen, JW van der Scheer, TD Alta, WJ Willems et HEJ Veeger. Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. *Clinical Biomechanics*, 27(8):793–800, 2012. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312000940>.
- [77] U Della Croce, V Camomilla, A Leardini et A Cappozzo. Femoral anatomical frame : assessment of various definitions. *Medical Engineering & Physics*, 25(5):425–431, juin 2003. ISSN 1350-4533. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T9K-4871580-4/2/d7f602ca00675215311d0e2c6079b9d2>.
- [78] U Della Croce, A Cappozzo et DC Kerrigan. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 37(2):155–161,

1999. ISSN 0140-0118. URL <http://www.scopus.com/scopus/inward/record.url?eid=2-s2.0-0032994668&partner=40&rel=R4.5.0>.
- [79] P Desjardins, A Plamondon, S Nadeau et A Delisle. Handling missing marker coordinates in 3d analysis. *Medical Engineering and Physics*, 24:437–440, 2002.
- [80] F Desmeules, L Minville, B Riederer, CH Cote et P Fremont. Acromio-humeral distance variation measured by ultrasonography and its association with the outcome of rehabilitation for shoulder impingement syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 14:197–205, 2004.
- [81] A Deutsch, DW Altchek, E Schwartz, JC Otis et RF Warren. Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(3):186–193, 1996. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274605800047>.
- [82] LP Diederichsen, J Narregaard, P Dyhre-Poulsen, A Winther, G Tufekovic, T Bandholm, LR Rasmussen et M Krogsgaard. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5):789–799, 2009. ISSN 1050-6411. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641108001223>.
- [83] SG Doody, L Freedman et JC Waterland. Shoulder movements during abduction in the scapular plane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51(10):595–604, 1970.
- [84] WR Dunn, BR Schackman, C Walsh, S Lyman, EC Jones, RF Warren et RG Marx. Variation in orthopaedic surgeons’ perceptions about the indications for rotator cuff surgery. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 87(9):1978–1984, 2005. URL <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.D.02944>.
- [85] DD Ebaugh, PW McClure et AR Karduna. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20(7):700–709, août 2005. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800330500077X>.
- [86] DD Ebaugh, PW McClure et AR Karduna. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3):224–235, 2006.
- [87] DD Ebaugh et BA Spinelli. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2):199–205, avril 2010. ISSN 1050-6411. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T89-4W5VD9C-2/2/bc02b5af9e10a58a4984ba4850662e22>.



- [88] JG Edelson. The 'hooked' acromion revisited. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 77-B(2):284–287, 1995. URL <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/77-B/2/284.abstract>.
- [89] Y Ehara, H Fujimoto, S Miyazaki, M Mochimaru, S Tanaka et S Yamamoto. Comparison of the performance of 3d camera systems 2. *Gait and Posture*, 5:251–255, 1997.
- [90] Y Ehara, H Fujimoto, S Miyazaki, S Tanaka et S Yamamoto. Comparison of the performance of 3d camera systems. *Gait and Posture*, 3:166–169, 1995.
- [91] RM Ehrig, WR Taylor, GN Duda et MO Heller. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2798–2809, 2006. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4HK04S3-2/2/c8b1cfe411eb5af58d3e8fa0a7e05cd3>.
- [92] B Ejnisman, CV Andreoli, BGO Soares, F Fallopa, MS Peccin, RJ Abdalla et M Cohen. Interventions for tears of the rotator cuff in adults. *The Cochrane Library*, 0:0, 2004.
- [93] H Ellman, G Hanker et M Bayer. Repair of the rotator cuff. end-result study of factors influencing reconstruction. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 68(8):1136–1144, 1986.
- [94] K Endo, Ti Ikata, S Katoh et Y Takeda. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic Science*, 6(1):3–10, 2001. ISSN 0949-2658. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s007760170017>.
- [95] RE Epstein, ME Schweitzer, BG Frieman, JM Fenlin et DG Mitchell. Hooked acromion : prevalence on mr images of painful shoulders. *Radiology*, 187(2):479–481, 1993. URL <http://radiology.rsna.org/content/187/2/479.abstract>.
- [96] RF Escamilla, K Yamashiro, L Paulos et JR Andrews. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Medecine*, 39(8):663–685, 2009. URL <http://dx.doi.org/10.2165/00007256-200939080-00004>.
- [97] M Eto. Analysis of the scapulo-humeral rhythm for periarthritits scapulohumeralis. *Nihon Seikeigeka Gakkai zasshi*, 65:693–707, 1991.
- [98] TE Farley, CH Neumann, LS Steinbach et SA Petersen. The coracoacromial arch : Mr evaluation and correlation with rotator cuff pathology. *Skeletal Radiology*, 23(8):641–645, 1994. ISSN 0364-2348. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF02580386>.

- [99] L Favard, G Bacle et J Berhouet. Rotator cuff repair. *Joint Bone Spine*, 74(6): 551–557, décembre 2007. ISSN 1297-319X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6W90-4PWC1VY-1/2/3ef02bacf1602a2bf4e22e7168c2a9ad>.
- [100] L Favard, M Desperiez et D Alison. Kinematics of anterior elevation in the normal shoulder. Dans Gilles Walch et Pascal Boileau, éditeurs, *Shoulder Arthroplasty*, pages 23–27. Springer Berlin Heidelberg, 1999. ISBN 978-3-642-63554-0. URL [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-58365-0\\_3](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-58365-0_3).
- [101] MM Favejee, BMA Huisstede et BW Koes. Frozen shoulder : the effectiveness of conservative and surgical interventions—systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 45(1):49–56, 2011.
- [102] F Fayad, G Hoffmann, S Hanneton, C Yazbeck, MM Lefevre-Colau, S Poiraudau, M Revel et A Roby-Brami. 3-d scapular kinematics during arm elevation : Effect of motion velocity. *Clinical Biomechanics*, 21(9):932–941, novembre 2006. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-4K5ST9V-4/2/3084f6d377b376a0e3e430d152db8747>.
- [103] F Fayad, A Roby-Brami, C Yazbeck, S Hanneton, M-M Lefevre-Colau, V Gautheron, S Poiraudau et M Revel. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of Biomechanics*, 41(2):326–332, 2008. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4PXP0XS-3/2/e26c36ffb85485b86ecb9383d50faecd>.
- [104] V Fohanno, F Colloud, M Begon et P Lacouture. Estimation of the 3d kinematics in kayak using an extended kalman filter algorithm : a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, 13:55–56, 2010.
- [105] FC Forte, M Peduzzi de Castro, J Mahnic de Toledo, DC Ribeiro et JF Loss. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction - implications for clinical practice. *Physical Therapy in Sport*, 10(3):105–111, août 2009. ISSN 1466-853X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WPB-4WMD2KM-1/2/f1c648508e100e6609077f6602164718>.
- [106] L Freedman et RR Munro. Abduction of the arm in the scapular plane : Scapular and glenohumeral movements a roentgenography study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 48(8):1503–1510, 1966.
- [107] M Fung, S Kato, PJ Barrance, JJ Elias, EG McFarland, K Nobuhara et EY Chao. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation : A study with cadavers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3):278–285, may 2001. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-45SJKNP-31/2/f16499b610620807e7fff7b74c867830>.

- [108] WH Gage, DA Winter, JS Frank et AL Adkin. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & posture*, 19(2):124–132, 2004.
- [109] LM Galatz, CM Ball, SA Teefey, WD Middleton et K Yamaguchi. The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massive rotator cuff tears. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 86(2):219–224, février 2004. URL <http://www.ejbjournals.org/cgi/content/abstract/86/2/219>.
- [110] SSHU Gamage et J Lasenby. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1): 87–93, janvier 2002. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-44MWDKN-B/2/9abe5faed60f0d8115910a615244e5e3>.
- [111] R Garofalo, M Conti, A Notarnicola, L Maradei, A Giardella et A Castagna. Effects of one-month continuous passive motion after arthroscopic rotator cuff repair : results at 1-year follow-up of a prospective randomized study. *Musculoskeletal Surgery*, 94(1):79–83, 2010. ISSN 2035-5106. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s12306-010-0058-7>.
- [112] A Georgakis, LK Stergioulas et G Giakas. Automatic algorithm for filtering kinematic signals with impacts in the wigner representation. *Medicine and Biological Engineering and Computing*, 40:62–633, 2002.
- [113] C Gerber, AG Schneeberger, H Hoppeler et DC Meyer. Correlation of atrophy and fatty infiltration on strength and integrity of rotator cuff repairs : A study in thirteen patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(6):691–696, novembre 2007. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274607003333>.
- [114] C Gerber, AG Schneeberger, SM Perren et RW Nyffeler. Experimental rotator cuff repair. a preliminary study. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 81(9):1281–90, septembre 1999. URL <http://www.ejbjournals.org/cgi/content/abstract/81/9/1281>.
- [115] TJ Gill, E McIrvin, MS Kocher, K Homa, SD Mair et RJ Hawkins. The relative importance of acromial morphology and age with respect to rotator cuff pathology1. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(4):327–330, 2002. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274602000204>.
- [116] JE Giphart, JP Brunkhorst, NH Horn, KB Shelburne, MR Torry et PJ Millett. Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics a normative biplane fluoroscopy study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 95(3):238–245, 2013.
- [117] JN Gladstone, JY Bishop, IKY Lo et EL Flatow. Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor

- functional outcome. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(5):719–728, mai 2007. URL <http://ajs.sagepub.com/content/35/5/719.abstract>.
- [118] FA Golding. The shoulder - the forgotten joint. *British Journal of Radiology*, 35: 149–158, 1962.
- [119] CW Goodmurphy, J Osborn, EJ Akesson, S Johnson, V Stanescu et WD Regan. An immunocytochemical analysis of torn rotator cuff tendon taken at the time of repair. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(4):368–374, 2003. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827460300034X>.
- [120] H Graichen, H Bonel, T Stammberger, K-H Englmeier, M Reiser et F Eckstein. Subacromial space width changes during abduction and rotation - a 3-d mr imaging study. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 21(1):59–64, 1999. ISSN 0930-1038. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF01635055>.
- [121] H Graichen, T Stammberger, H Bonel, K-H Englmeier, M Reiser et F Eckstein. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3d open-mri study. *Journal of Biomechanics*, 33(5):609–613, mai 2000. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-3YRW0K9-D/2/bd660838b6ea0fb638303ab39fd15a42>.
- [122] H Gray. *Anatomy : Descriptive and Surgical*. Lea & Febiger, 1858.
- [123] R Green, K Shanley, NF Taylor et M Perrott. The anatomical basis for clinical tests assessing musculoskeletal function of the shoulder. *Physical Therapy Reviews*, 13: 17–24, 2008.
- [124] T-J Grewal et CR Dickerson. A novel three-dimensional shoulder rhythm definition that includes overhead and axially rotated humeral postures. *Journal of biomechanics*, 46(3):608–611, 2013.
- [125] FA Habechian, GG Fornasari, LS Sacramento et PR Camargo. Differences in scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during elevation and lowering of the arm between typical children and healthy adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24:78–83, 2014.
- [126] D Haering, M Raison et M Begon. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(8):084502, 2014.
- [127] LC Hall, EE Middlebrook et CR Dickerson. Analysis of the influence of rotator cuff impingements on upper limb kinematics in an elderly population during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 26(6):579–584, 2011. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003311000441>.

- [128] E Hallstrom et J Karrholm. Shoulder kinematics in 25 patients with impingement and 12 controls. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 448:22–27, 2006.
- [129] E Hallstrom et J Karrholm. Shoulder rhythm in patients with impingement and in controls. *Acta Orthopaedica*, 80(4):456–464, 2009. URL <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/17453670903153543>.
- [130] K Halvorsen. Bias compensated least square estimate of the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 36:999–1008, 2003.
- [131] ME Harrington, AB Zavatsky, SEM Lawson, Z Yuan et TN Theologis. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3):595–602, janvier 2007. ISSN 0021-9290. URL <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929006000583?showall=true>.
- [132] DT Harryman, JA Sidles, JM Clark, KJ McQuade, TD Gibb et FA Matsen. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am*, 72(9):1334–1343, octobre 1990. URL <http://www.ejbjournals.org/cgi/content/abstract/72/9/1334>.
- [133] P Harvie, SJ Ostlere, J Teh, EG McNally, K Clipsham, BJ Burson, TCB Pollard et AJ Carr. Genetic influences in the aetiology of tears of the rotator cuff : Sibling risk of a full-thickness tear. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 86(5):696–700, 2004.
- [134] RJ Hawkins et GW Misamore. *Shoulder injuries in the athlete : surgical repair and rehabilitation*. WB Saunders Company, 1996.
- [135] LJ Hebert, H Moffet, M Dufour et C Moisan. Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 18(1):72–79, 2003. ISSN 1053-1807.
- [136] LJ Hebert, H Moffet, BJ McFadyen et CE Dionne. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1):60–69, 2002. ISSN 0003-9993.
- [137] EJ Hegedus, AP Goode, CE Cook, L Michener, CA Myer, DM Myer et AA Wright. Which physical examination tests provide clinicians with the most value when examining the shoulder ? update of a systematic review with meta-analysis of individual tests. *British Journal of Sports Medicine*, En presse:1–16, 2012.
- [138] RW Hoard, WE Janes, JM Brown, CL Stephens et JR Engsborg. Measuring scapular movement using three-dimensional acromial projection. *Shoulder & Elbow*, 5(2):93–99, 2013.

- [139] DK Hodge, CF Beaulieu et GH Thabit. Dynamic mr imaging and stress testing in glenohumeral instability : Comparison with normal shoulders and clinical/surgical findings. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13:748–756, 2001.
- [140] C Hogfors, B Peterson, G Sigholm et P Herberts. Biomechanical model of the human shoulder joint-ii. the shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics*, 24(8):699–709, 1991. URL <http://www.scopus.com/scopus/inward/record.url?eid=2-s2.0-0025883373&partner=40&rel=R4.5.0>.
- [141] KRS Holzbaur, WM Murray et SL Delp. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6):829–840, juin 2005. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-005-3320-7>.
- [142] TG Hornby, CR Kinnaird, CL Holleran, MR Rafferty, KS Rodriguez et JB Cain. Kinematic, muscular, and metabolic responses during exoskeletal-, elliptical-, or therapist-assisted stepping in people with incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*, 92(10):1278–1291, 2012.
- [143] C Hurschler, N Walker et M Mendila. The effect of negative intraarticular pressure and rotator cuff force on glenohumeral translation during simulated active elevation. *Clinical Biomechanics*, 15(5):306–314, 2000. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003399000881>.
- [144] VT Inman, CM Saunders et CA LeRoy. Observations on the function of the shoulder joint. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 26:1 – 30, 1944.
- [145] E Itoi et S Tabata. Conservative treatment of rotator cuff tears. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 275:165–173, 1992.
- [146] M Jackson, B Michaud, P Tétreault et M Begon. Improvements in measuring shoulder joints kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45:2180–2183, 2012.
- [147] M Jackson, É Sylvestre, J Bleau, P Allard et M Begon. Estimating optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of massive rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics*, 46(1):179–182, 2013.
- [148] M Jackson, P Tétreault, P Allard et M Begon. Optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of rotator cuff tears : a simulation analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(8):1011–1018, 2013.
- [149] FW Jobe et DR Moynes. Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 10: 336–339, 1982.

- [150] GR Johnson, PR Stuart et S Mitchell. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics*, 8(5):269–273, 1993.
- [151] MP Johnson, PW McClure et AR Karduna. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(2):81–89, 2001.
- [152] B Jost, CWA Pfirrmann et C Gerber. Clinical outcome after structural failure of rotator cuff repairs. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 82(3):304–14, mars 2000. URL <http://www.ejbjournals.org/cgi/content/abstract/82/3/304>.
- [153] EH Karas et JP Iannotti. Failed repair of the rotator cuff : evaluation and treatment of complications. *Instr Course Lect.*, 47:87–95, 1998.
- [154] A Karduna, P McClure et L Michener. Scapular kinematics : effects of altering the euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33:1063–1068, 2000.
- [155] AR Karduna, PJ Kerner et MD Lazarus. Contact forces in the subacromial space : Effects of scapular orientation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(4):393–399, juillet 2005. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-4GMB1RC-9/2/7d868841c83aa39dcbad3ae6bebb1ed4>.
- [156] AR Karduna, GR Williams, JP Iannotti et JL Williams. Kinematics of the glenohumeral joint : Influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. *Journal of Orthopaedic Research*, 14(6):986–993, 1996. ISSN 1554-527X. URL <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100140620>.
- [157] M Kebaetse, P McClure et NA Pratt. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8):945–950, août 1999. ISSN 0003-9993. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999399900886>.
- [158] JD Keener, K Steger-May, G Stobbs et K Yamaguchi. Asymptomatic rotator cuff tears : Patient demographics and baseline shoulder function. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(8):1191–1198, 2010. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274610003320>.
- [159] MJ Kelley, TE Kane et BG Leggin. *Spinal accessory nerve palsy : associated signs and symptoms*, volume 38. JOSPT, Inc, 2008.
- [160] BT Kelly, RJ Williams, FA Cordasco, SI Backus, JC Otis, DE Weiland, DW Altchek, EV Craig, TL Wickiewicz et RF Warren. Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(2):165–171, 2005. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274604001880>.

- [161] T Kernozek, M Torry, K Shelburne, C J Durall et J Willson. From the gait laboratory to the rehabilitation clinic : Translation of motion analysis and modeling data to interventions that impact anterior cruciate ligament loads in gait and drop landing. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 41(3):0, 2013.
- [162] BW Kibler et A Sciascia. Current concepts : scapular dyskinesis. *British Journal of Sports Medicine*, 44:300–305, 2010.
- [163] WB Kibler. The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American journal of sports medicine*, 26(2):325–337, 1998.
- [164] WB Kibler, TL Uhl, JWQ Maddux, PV Brooks, B Zeller et J McMullen. Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction : A reliability study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(6):550–556, décembre 2002. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-47FFM1C-3/2/133f596de5363e4f4f38d8acfcacf451>.
- [165] HY Kim, SM Lee, SK Lee, KW Lee, CM Kim et WS Choy. Measurement of the shoulder motion using 3-d motion capture technique. *Journal of Korean Orthopaedic Research Society*, 15(1):32–38, 2012.
- [166] MS Kim, KY Lim, DH Lee, D Kovacevic et NY Cho. How does scapula motion change after reverse total shoulder arthroplasty? - a preliminary report. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1):210, 2012. ISSN 1471-2474. URL <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/13/210>.
- [167] S Klepps, J Bishop, J Lin, O Cahlon, A Strauss, P Hayes et EL Flatow. Prospective evaluation of the effect of rotator cuff integrity on the outcome of open rotator cuff repairs. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(7):1716–1722, 2004. URL <http://ajs.sagepub.com/content/32/7/1716.abstract>.
- [168] Y Kon, N Nishinaka, K Gamada, H Tsutsui et SA Banks. The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(6): 943–946, novembre 2008. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-4TG8P5M-1/2/8340269c39b737d1c3c85249269d2875>.
- [169] S Konda, Y Toshimasa et S Shinji. Scapular rotation to attain the peak shoulder external rotation in tennis serve. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 42:1745–1753, 2010.
- [170] D Krasnow et SJ Chatfield. Development of the "performance competence evaluation measure" assessing qualitative aspects of dance performance. *Journal of Dance Medicine and Science*, 13:4, 2009.



- [171] D Krasnow, MV Wilmerding, S Stecyk, M Wyon et Y Koutedakis. Biomechanical research in dance : a literature review. *Medical problems of performing artists*, 26: 3–23, 2011.
- [172] C Krishnan, R Ranganathan, SS Kantak, YY Dhaher et WZ Rymer. Active robotic training improves locomotor function in a stroke survivor. *Journal of Neuroengineering Rehabilitation*, 9:57, 2012.
- [173] SG Krishnan, RJ Hawkins et DJ Bokor. *Clinical evaluation of shoulder problems*. Saunders, 2004.
- [174] JE Kuhn. Exercise in the treatment of rotator cuff impingement : A systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(1):138–160, 2009. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827460800476X>.
- [175] YW Kwon, VJ Pinto, J Yoon, MA Frankle, PE Dunning et A Sheikhzadeh. Kinematic analysis of dynamic shoulder motion in patients with reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(9):1184–1190, 2012. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274611003855>.
- [176] RA Laird, J Gilbert, P Kent et JL Keating. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain : a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1):229, 2014.
- [177] PC Lastayo, T Wright, R Jaffe et J Hartzel. Continuous passive motion after repair of the rotator cuff. a prospective outcome study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 80(7):1002–11, 1998. URL [+http://dx.doi.org/](http://dx.doi.org/).
- [178] A Leardini, L Chiari, U Della Croce et A Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2):212–225, février 2005. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4CT64XX-1/2/f80fc4906ce3be5c63ab4249a4d822f6>.
- [179] SK Lee, DS Yang, HY Kim et WS Choy. A comparison of 3d scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. *Indian Journal of Orthopaedics*, 47:135–142, 2013.
- [180] P-O Lemieux, N Nuño, N Hagemester et P Tétreault. Mechanical analysis of cuff tear arthropathy during multiplanar elevation with the anybody shoulder model. *Clinical Biomechanics*, 27(8):801–806, 2012.

- [181] M Lempereur, S Brochard, V Burdin et O Remy-Neris. Difference between palpation and optoelectronics recording of scapular motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(1):49–57, 2010. ISSN 1025-5842. URL <http://www.informaworld.com/10.1080/10255840903014959>.
- [182] A Levasseur, P Tétreault, J de Guise, N Nuño et N Hagemester. The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics*, 22(7):758–766, 2007.
- [183] J-J Lin, WP Hanten, SL Olson, TS Roddey, DA Soto-Quijano, HK Lim et AM Sherwood. Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(6):576 – 586, 2005. ISSN 1050-6411. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641105000222>.
- [184] J-J Lin, HK Lim et J-L Yang. Effect of shoulder tightness on glenohumeral translation, scapular kinematics, and scapulohumeral rhythm in subjects with stiff shoulders. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(5):1044–1051, 2006. ISSN 1554-527X. URL <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20126>.
- [185] L Linsell, J Dawson, K Zondervan, P Rose, T Randall, R Fitzpatrick et A Carr. Prevalence and incidence of adults consulting for shoulder conditions in uk primary care; patterns of diagnosis and referral. *Rheumatology*, 45(2):215–221, 2006. URL <http://rheumatology.oxfordjournals.org/content/45/2/215.abstract>.
- [186] C Liu, WT Freeman, R Szeliski et SB Kang. Noise estimation from a single image. Dans *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2006.
- [187] JF Lohr et HK Uthoff. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 254:35–38, 1990.
- [188] B Lovern, LA Stroud, RO Evans, SL Evans et CA Holt. Dynamic tracking of the scapula using skin-mounted markers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 223(7):823–831, Oct 2009.
- [189] TW Lu et JJ O’Connor. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2): 129–134, 1999. ISSN 00219290 (ISSN). URL <http://www.scopus.com/scopus/inward/record.url?eid=2-s2.0-0033081306&partner=40&rel=R5.0.1>.
- [190] L Lucchetti, A Cappozzo, A Cappello et U Della Croce. Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 31(11):977–984, novembre 1998c. URL

<http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-3W83V40-2/2/302fbe3cb64a41b504c5c7e7fe04737f>.

- [191] P Ludewig et TM Cook. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3): 276–291, mars 2000. URL <http://ptjournal.apta.org/cgi/content/abstract/80/3/276>.
- [192] P Ludewig et TM Cook. Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32: 248–259, 2002.
- [193] PM Ludewig, SA Behrens, SM Meyer, SM Spoden et LA Wilson. Three-dimensional clavicular motion during arm elevation : reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(3):140–149, 2004.
- [194] PM Ludewig, DR Hassett, RF LaPrade, PR Camargo et JP Braman. Comparison of scapular local coordinate systems. *Clinical Biomechanics*, 25(5):415–421, juin 2010. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-4YG1R97-1/2/bd7881729eedb98fff7fc2d4f6ab2901>.
- [195] PM Ludewig, V Phadke, JP Braman, DR Hassett, CJ Cieminski et RF LaPrade. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(2):378–389, Feb 2009. URL <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>.
- [196] PM Ludewig et JF Reynolds. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2): 90–104, 2009.
- [197] AC Lukasiewicz, P McClure, L Michener, N Pratt et B Sennett. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29(10): 584–586, 1999.
- [198] A Lundberg, A Aguilera, A Cappozzo, B Michaud, B Garrido, C Baten, E Samnegard, F Barbier, F Zahalka, FA Hazime, G Dalleau, G Stylianides, H Sadeghi, J Boucher, J Raso, K Stylianides, K Manal, L Roren, L Cheze, M Eslami, ME Mathieu, M Simoneau, M Damavandi, N Farahpour, P Allard, P Lacouture, P Salvia, P Gardiner, S Armand, T Whitaker, T Arndt, U Della Croce, V Bouffard, X Robert-Lachaine et M Begon. Entropy in the list of authors of scientific papers. *Annals of Improbable Research*, 20(1):15–17, Jan-Feb 2014.
- [199] GJ Macfarlane, IM Hunt et AJ Silman. Predictors of chronic shoulder pain : a population based prospective study. *Journal of Rheumatology*, 25:1612–1615, 1998.

- [200] DJ Magermans, EKJ Chadwick, HEJ Veeger et FCT van der Helm. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 20(6):591–599, 2005. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003305000434>.
- [201] GA Malanga, YN Jenp, ES Growney et KN An. Emg analysis of shoulder positioning in testing and strengthening the supraspinatus. *Medicine and science in sports and exercise*, 28(6):661–664, 1996.
- [202] DG Mandalidis, BS McGlone, RF Quigley, D McInerney et M O’Brien. Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 21(4):241–246, 1999. ISSN 0930-1038. URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF01631393>.
- [203] DF Massimini, PJ Boyer, R Papannagari, TJ Gill, JP Warner et G Li. In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 7(1):1–9, 2012.
- [204] K Matsuki, KO Matsuki, S Mu, S Yamaguchi, N Ochiai, T Sasho, H Sugaya, T Toyone, Y Wada, K Takahashi et SA Banks. In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics : comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(4):659–665, 2011. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827461000412X>.
- [205] TJW Matthews, GC Hand, JL Rees, NA Athanasou et AJ Carr. Pathology of the torn rotator cuff tendon : Reduction in potential for repair as tear size increases. *British Journal of Bone and Joint Surgery*, 88-B(4):489–495, avril 2006. URL <http://web.jbjs.org.uk/cgi/content/abstract/88-B/4/489>.
- [206] TJW Matthews, SR Smith, CA Peach, JL Rees, JPG Urban et AJ Carr. In vivo measurement of tissue metabolism in tendons of the rotator cuff : Implications for surgical management. *British Journal of Bone and Joint Surgery*, 89-B(5):633–638, 2007. URL <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/89-B/5/633.abstract>.
- [207] S May, K Chance-Larsen, C Littlewood, D Lomas et M Saad. Reliability of physical examination tests used in the assessment of patients with shoulder problems : a systematic review. *Physiotherapy*, 96(3):179–190, 2010. ISSN 0031-9406. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940610000234>.
- [208] RA McCabe, SJ Nicholas, KD Montgomery, JJ Finneran et MP McHugh. The effect of rotator cuff tear size on shoulder strength and range of motion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(3):130–135, 2005.

- [209] P McClure, AR Tate, S Kareha, D Irwin et E Zlupko. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 1 : reliability. *Journal of Athletic Training*, 44(2): 160, 2009.
- [210] PW McClure, LA Michener et AR Karduna. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86:1075–1090, 2006.
- [211] PW McClure, LA Michener, B Sennett et AR Karduna. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3):269–277, May-June 2001. URL [http://www.sciencedirect.com/science?\\_ob=ArticleURL&\\_udi=B6WM1-45SJKNP-30&\\_user=789722&\\_coverDate=05%2F31%2F2001&\\_rdoc=1&\\_fmt=&\\_orig=search&\\_sort=d&\\_docanchor=&view=c&\\_acct=C000043357&\\_version=1&\\_urlVersion=0&\\_userid=789722&md5=f90158599365e3f556fad913890cb4be](http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6WM1-45SJKNP-30&_user=789722&_coverDate=05%2F31%2F2001&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000043357&_version=1&_urlVersion=0&_userid=789722&md5=f90158599365e3f556fad913890cb4be).
- [212] SG McLean, K Walker, KR Ford, GD Myer, TE Hewett et AJ van den Bogert. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *British journal of sports medicine*, 39(6):355–362, 2005.
- [213] KJ McQuade, J Dawson et GL Smidt. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 28(2):74–80, 1998.
- [214] KJ McQuade et GL Smidt. Dynamic scapulohumeral rhythm : the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27:125–133, 1998.
- [215] KJ McQuade, SH Wei et GL Smidt. Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 10(3):144–148, 1995. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800339593704W>.
- [216] AG Mell, S LaScalza, P Guffey, J Ray, M Maciejewski, JE Carpenter et RE Hughes. Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1, Supplement 1):S58–S64, janvier 2005. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-4FJ5T52-9/2/8616fb680cee2b83ddccfec90173616d>.
- [217] CGM Meskers, MAJ van de Sande et JH de Groot. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of Biomechanics*, 40(4):941–946, 2007. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4JP9G2D-3/2/c4cb2a3339a4cd6a53c3c1a98dc8537f>.

- [218] NY Miachiro, PMF Camarini, HT Tucci, KJ McQuade et AS Oliveira. Can clinical observation differentiate individuals with and without scapular dyskinesis? *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(3):282–289, 2014.
- [219] JW Michael, DP Konig, AB Imhoff, V Martinek, S Braun, M Hubscher, C Koch, B Dreithaler, J Bernholt, S Preis, M Loew, M Rickert, M Speck, L Bos, A Bidner et P Eysel. Efficiency of a postoperative treatment after rotator cuff repair with a continuous passive motion device (cpm). *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 143:438–445, 2005.
- [220] B Michaud, MI Jackson, F Prince et MS Begon. Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(5):507–515, 2014.
- [221] B Michaud, X Robert-Lachaine, P Allard, A Arndt, A Lundberg et M Begon. Shoulder complex joint location : An in-vivo study using intracortical pins, imaging and skin markers. Dans *Proceedings of the XXIV International Society of Biomechanics Congress, Natal, Brazil*, 2013.
- [222] LA Michener, PW McClure et AR Karduna. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics*, 18(5):369 – 379, 2003. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003303000470>.
- [223] I Michiels et J Grevenstein. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane. on the influence of abduction velocity and external load. *Clinical Biomechanics*, 10(3):137–143, 1995. URL <http://www.scopus.com/scopus/inward/record.url?eid=2-s2.0-0029278129&partner=40&rel=R4.5.0>.
- [224] C Milgrom, M Schaffler, S Gilbert et M van Holsbeeck. Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. the effect of age, hand dominance and gender. *British Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(2):296–298, Mar 1995.
- [225] CE Milner. *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise*, chapitre Motion analysis using on-line systems, pages 33–52. Abingdon, Oxon : Routeledge, 2008.
- [226] JR Minotti, P Pillay, R Oka, L Wells, I Christoph et BM Massie. Skeletal muscle size : Relation to muscle function in heart failure. *Journal of Applied Physiology*, 75:373–381, 1993.
- [227] C Mitchell, A Adebajo, E Hay et A Carr. Shoulder pain : diagnosis and management in primary care. *British Medical Journal*, 331:1124–1128, 2005.

- [228] T Monnet, E Desailly, M Begon, C Vallee et P Lacouture. Comparison of the score and ha methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40(15):3487–3492, 2007. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.030>.
- [229] S Montgomery et M Suri. *Musculoskeletal examination of the shoulder*, chapitre Physical examination of the shoulder, pages 2–22. SLACK Incorporated, 2011.
- [230] S Moosmayer, HJ Smith, R Tariq et A Larmo. Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff : An ultrasonographic and clinical study. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 91-B(2):196–200, 2009. URL <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/91-B/2/196.abstract>.
- [231] AM Muijtjens, JM Roos, T Arts, A Hasman et RS Reneman. Tracking markers with missing data by lower rank approximation. *Journal of Biomechanics*, 30:95–98, 1997.
- [232] N Mura, SW O’Driscoll, ME Zobitz, G Heers, TR Jenkyn, SM Chou, AM Halder et KN An. The effect of infraspinatus disruption on glenohumeral torque and superior migration of the humeral head : A biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(2):179–184, 2003. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827460286815X>.
- [233] A Murgia, P Kyberd et T Barnhill. The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and compensation in the upper extremities during activities of daily living. *Gait & Posture*, 31(3):300–306, 2010. ISSN 0966-6362. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209006596>.
- [234] JB Myers, J-H Hwang, MR Pasquale, JT Blackburn et SM Lephart. Rotator cuff coactivation ratios in participants with subacromial impingement syndrome. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6):603–608, 2009.
- [235] JB Myers, KG Laudner, MR Pasquale, JP Bradley et SM Lephart. Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3):385–391, 2006. URL <http://ajs.sagepub.com/content/34/3/385.abstract>.
- [236] S Namdari, K Baldwin, D Glaser et A Green. Does obesity affect early outcome of rotator cuff repair? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19:1250–1255, 2010. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-50G5H7H-1/2/cef5ab40b38decb170fbc17555e07831>.
- [237] CS Neer. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder a preliminary report. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 54(1):41–50, 1972.

- [238] GP Nicholson, DA Goodman, EL Flatow et LU Bigliani. The acromion : Morphologic condition and age-related changes. a study of 420 scapulas. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(1):1–11, 1996. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274696800243>.
- [239] BM Nigg, GK Cole et IC Wright. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*, chapitre Optical Methods, pages 362–391. Wiley, 2007.
- [240] AA Nikooyan, FC van der Helm, P Westerhoff, F Graichen, G Bergmann et HE Veeger. Comparison of two methods for in vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center (gh-jrc) of the patients with shoulder hemiarthroplasty. *PloS One*, 6:e18488, 2011.
- [241] E Noel, P Hardy, F-W Hagen, E Laprelle, F Goebel, C Faure, L Favard, P Gaudin, R Christ, C Baudot, J Dietl et P Goupille. Efficacy and safety of hylan g-f 20 in shoulder osteoarthritis with an intact rotator cuff. open-label prospective multicenter study. *Joint Bone Spine*, 76(6):670–673, 2009. ISSN 1297-319X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1297319X09001857>.
- [242] RW Nyffeler, CML Werner, A Sukthankar, MR Schmid et C Gerber. Association of a large lateral extension of the acromion with rotator cuff tears. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(4):800–805, 2006. URL <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.D.03042>.
- [243] K Ogawa, A Yoshida, W Inokuchi et T Naniwa. Acromial spur : Relationship to aging and morphologic changes in the rotator cuff. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(6):591 – 598, 2005. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274605001096>.
- [244] JH Oh, SW Chung, CH Oh, SH Kim, SJ Park, KW Kim, JH Park, SB Lee et JJ Lee. The prevalence of shoulder osteoarthritis in the elderly korean population : association with risk factors and function. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(5):756–763, 2011. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827461100022X>.
- [245] LS Oh, BR Wolf, MP Hall, BA Levy et RG Marx. Indications for rotator cuff repair : a systematic review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 455:53–63, 2007.
- [246] TJ Olson, C Chebny, JD Willson, TW Kernozek et JS Straker. Comparison of 2d and 3d kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. *Physical Therapy in Sport*, 12(2):93–99, 2011.
- [247] GA Paletta, JJP Warner, RF Warren, A Deutsch et DW Altchek. Shoulder kinematics with two-plane x-ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(6):516–527, novembre



1997. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-4CRGS12-S/2/44272d3e50e24564492f9e7fcac1bba3>.
- [248] AG Pascoal, FCT Van der Helm, P Pezarat Correia et I Carita. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 15 (SUPPL. 1):S21–24, 2000. URL <http://www.scopus.com/scopus/inward/record.url?eid=2-s2.0-0033754661&partner=40&rel=R4.5.0>.
- [249] A Pellegrini, P Tonino, P Paladini, A Cutti, F Ceccarelli et G Porcellini. Motion analysis assessment of alterations in the scapulo-humeral rhythm after throwing in baseball pitchers. *Musculoskeletal Surgery*, 97(1):9–13, 2013. ISSN 2035-5106. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s12306-013-0253-4>.
- [250] V Phadke, JP Braman, RF LaPrade et PM Ludewig. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics*, 44(4):700–705, février 2011. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929010006081>.
- [251] NK Poppen et PS Walker. Normal and abnormal motion of the shoulder. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 58(2):195–201, Mar 1976.
- [252] M Post, R Silver et M Singh. Rotator cuff tear. diagnosis and treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 173:78–91, 1983.
- [253] CIM Price, P Franklin, H Rodgers, RH Curless et GR Johnson. Active and passive scapulohumeral movement in healthy persons : A comparison. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(1):28–31, 2000. ISSN 0003-9993. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000399930090217X>.
- [254] JA Prinold, CC Villette et AMJ Bull. The influence of extreme speeds on scapula kinematics and the importance of controlling the plane of elevation. *Clinical Biomechanics*, 28(9):973–980, 2013.
- [255] GM Pronk et FCT Van der Helm. The palpator : an instrument for measuring the positions of bones in three dimensions. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 15(1):15–20, 1991.
- [256] J Provencher. Statistiques sur les lésions attribuables aux tms en milieu de travail. Rapport technique, Commission de la santé et sécurité du travail au Québec, 2014.
- [257] X Qingyun et H Gongyi. Dynamic stability of glenohumeral joint during scapular plane elevation. *Chinese Medical Journal*, 111(5):447–449, 1998.
- [258] MG Raab, D Rzeszutko, W O’Connor et MD Greatting. Early results of continuous passive motion after rotator cuff repair : a prospective, randomized, blinded, controlled study. *American Journal of Orthopaedics*, 25:214–220, 1996.

- [259] G Rab, K Petuskey et A Bagley. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait and Posture*, 15(2):113–119, avril 2002. ISSN 0966-6362. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4564XN0-2/2/9aa2ad8c1b1e91ad6bc38f776e690a1c>.
- [260] MM Reinold, LC Macrina, KE Wilk, GS Fleisig, S Dun, SW Barrentine, MT Ellerbush et JR Andrews. Electromyographic analysis of the supraspinatus and deltoid muscles during 3 common rehabilitation exercises. *Journal of Athletic Training*, 42(4):464–469, 2007.
- [261] R Riemer et ET Hsiao-Weckler. Improving joint torque calculations : Optimization-based inverse dynamics to reduce the effect of motion errors. *Journal of Biomechanics*, 41(7):1503–1509, 2008. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4S7HSF3-2/2/f5a280243121a33a42a59d404329526a>.
- [262] X Robert-Lachaine, P Marion, V Godbout, J Bleau et M Begon. Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation : 3d joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, sous presse:1–10, 2013. URL <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2013.792810>.
- [263] AS Rokito, JD Zuckerman, MA Gallagher et F Cuomo. Strength after surgical repair of the rotator cuff. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(1):12–17, 1996.
- [264] DP Rosa, F Albuquerque-Sendín, TF Salvini et PR Camargo. Effect of seated thoracic manipulation on changes in scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in young asymptomatic participants : A randomized study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36(8):546–554, 2013.
- [265] E Roux, S Bouilland, A-P Godillon-Maquinghen et D Bouttens. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35:1279–1283, 2002.
- [266] PJ Royer, EJ Kane, KE Parks, JC Morrow, RR Moravec, DS Christie et DS Teyhen. Fluoroscopic assessment of rotator cuff fatigue on glenohumeral arthrokinematics in shoulder impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6):968–975, novembre 2009. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6WM1-4W7HP4H-6/2/075df3ebc0cb14dd45fba06128dbf69a>.
- [267] M Rutten, G-J Spaargaren, T van Loon, M de Waal Malefijt, L Kiemeney et G Jager. Detection of rotator cuff tears : the value of mri following ultrasound. *European Radiology*, 20(2):450–457, février 2010. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-009-1561-9>.

- [268] J Sagano, D Magee et M Katayose. The effect of glenohumeral rotation on scapular upward rotation in different positions of scapular-plane elevation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 15:144–155, 2006.
- [269] AK Saha. *Theory of Shoulder Mechanism : Descriptive and Applied*. Charles C. Thomas Publishing Company, Springfield, Il, 1961.
- [270] W Sahara, K Sugamoto, M Murai et H Yoshikawa. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open mri. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(9):1243–1249, 2007.
- [271] AM Sauerbrey, CL Getz, M Piancastelli, JP Iannotti, ML Ramsey et GR Williams Jr. Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair : A comparison of clinical outcome. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 21(12):1415–1420, 2005. ISSN 0749-8063. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0749806305013265>.
- [272] SC Schiffern, R Rozencwaig, J Antoniou, ML Richardson et FA Matsen. Anteroposterior centering of the humeral head on the glenoid in vivo. *American Journal of Sports Medicine*, 30:382–387, 2002.
- [273] OA Schmid. A new calibration method for 3-d position measurement in biomedical applications. *Biomedical engineering*, 46:50–54, 2001.
- [274] AD Sciascia, T Spigelman, WB Kibler et TL Uhl. Frequency of use of clinical shoulder examination tests by experienced shoulder surgeons. *Journal of Athletic Training*, 47(4):457, 2012.
- [275] J Scibek, JE Carpenter et RE Hughes. Rotator cuff tear pain and tear size and scapulohumeral rhythm. *Journal of Athletic Training*, 44:148–159, 2009.
- [276] JS Scibek et CR Carcia. Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World Journal of Orthopedics*, 3:87–94, 2012.
- [277] M Senk et L Cheze. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21(Supplement 1):S3–S8, 2006. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-4HH81RP-2/2/a07416353445e7e982665a660503a00b>.
- [278] M Senk et L Cheze. A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device : a feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3):397–401, 2010. ISSN 1025-5842. URL <http://www.informaworld.com/10.1080/10255840903263945>.

- [279] EL Severud, C Ruotolo, DD Abbott et WM Nottage. All-arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair : A long-term retrospective outcome comparison. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 19(3):234–238, 2003. ISSN 0749-8063. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0749806302376631>.
- [280] NA Sharkey et RA Marder. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(3):270–275, 1995. URL <http://ajs.sagepub.com/content/23/3/270.abstract>.
- [281] JS Sher, JW Uribe, A Posada, BJ Murphy et MB Zlatkin. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *American Journal of Bone*, 77:10–15, 1995.
- [282] M Shin et GS Baer. *Musculoskeletal examination of the shoulder*, chapitre Acromioclavicular joint, pages 136–160. SLACK Incorporated, 2011.
- [283] DM Smith, WE Nance, KW Kang, JC Christian et CC Johnston Jr. Genetic factors in determining bone mass. *Journal of Clinical Investigation*, 52(11):2800, 1973.
- [284] I Soderkvist et P Wedin. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 13:1473–1477, 1993.
- [285] K Soudan et P Dierckx. Calculation of derivatives and fourier coefficients of human motion data, while using spline functions. *Journal of Biomechanics*, 12:21–26, 1979.
- [286] EE Spencer, WR Dunn, RW Wright, BR Wolf, KP Spindler, E McCarty, CB Ma, G Jones, M Safran, GB Holloway et JE Kuhn. Interobserver agreement in the classification of rotator cuff tears using magnetic resonance imaging. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(1):99–103, 2008. URL <http://ajs.sagepub.com/content/36/1/99.abstract>.
- [287] R Stagni, S Fantozzi, A Cappello et A Leardini. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3d fluoroscopy and stereophotogrammetry : a study on two subjects. *Clinical Biomechanics*, 20(3):320–329, mars 2005. ISSN 0268-0033. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T59-4F7Y94Y-1/2/edef3d83ba1c53c90e8bf999f386abbd>.
- [288] R Stagni, A Leardini, A Cappozzo, M Grazia Benedetti et A Cappello. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*, 33(11):1479–1487, novembre 2000. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-40XNVR0-J/2/f2a3a62a5ccc07f182fc8a1c5b44dc99>.
- [289] KP Su, MP Johnson, EJ Gracely et AR Karduna. Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome : practice effects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36:1117–1123, 2004.

- [290] K Sugamoto, T Harada, A Machida, H Inui, T Miyamoto, E Takeuchi, H Yoshikawa et T Ochi. Scapulohumeral rhythm : relationship between motion velocity and rhythm. *Clinical Orthopaedics*, 401:119–124, 2002.
- [291] Y Takeda, S Kashiwaguchi, K Endo, T Matsuura et T Sasa. The most effective exercise for strengthening the supraspinatus muscle. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(3):374–381, 2002. URL <http://ajs.sagepub.com/content/30/3/374.abstract>.
- [292] AR Tate, P McClure, S Kareha, D Irwin et MF Barbe. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2 : validity. *Journal of Athletic Training*, 44(2):165, 2009.
- [293] S Tempelhof, S Rupp et R Seil. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 8(4):296 – 299, 1999. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105827469901489>.
- [294] NJ Tester, H Barbeau, DR Howland, A Cantrell et AL Behrman. Arm and leg coordination during treadmill walking in individuals with motor incomplete spinal cord injury : a preliminary study. *Gait & posture*, 36(1):49–55, 2012.
- [295] DS Teyhen, TR Christ, ER Ballas, CW Hoppes, JD Walters, DS Christie, G Dreitzler et EJ Kane. Digital fluoroscopic video assessment of glenohumeral migration : Static vs. dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, 43(7):1380–1385, 2010.
- [296] CA Thigpen, DA Padua, N Morgan, C Kreps et SG Karas. Scapular kinematics during supraspinatus rehabilitation exercise : a comparison of full-can versus empty-can techniques. *American Journal of Sports Medicine*, 34(4):644–652, Apr 2006. URL <http://dx.doi.org/10.1177/0363546505281797>.
- [297] MJ Thornton, MC Morrissey et FJ Coutts. Some effects of camera placement on the accuracy of the kinemetrix three-dimensional motion analysis system. *Clinical Biomechanics*, 13:452–454, 1998.
- [298] DA Toivonen, MJ Tuite et JF Orwin. Acromial structure and tears of the rotator cuff. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 4(5):376–383, 1995. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274695800220>.
- [299] H Townsend, FW Jobe, M Pink et J Perry. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(3):264–272, 1991.
- [300] MJ Tuite, DA Toivonen, JF Orwin et DH Wright. Acromial angle on radiographs of the shoulder : correlation with the impingement syndrome and rotator cuff tears. *American Journal of Roentgenology*, 165:609–613, 1995.

- [301] TF Tyler, SJ Nicholas, T Roy et GW Gleim. Quantification of posterior capsule tightness and motion loss in patients with shoulder impingement. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5):668–673, 2000. URL <http://ajs.sagepub.com/content/28/5/668.abstract>.
- [302] HK Uthoff et K Sarkar. Surgical repair of rotator cuff ruptures. the importance of the subacromial bursa. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 73-B(3):399–401, 1991. URL <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/73-B/3/399.abstract>.
- [303] S Van Sint Jan et U Della Croce. Identifying the location of human skeletal landmarks : why standardized definitions are necessary - a proposal. *Clinical Biomechanics*, 20:659–660, 2005.
- [304] S Vaz, J Soyer, P Pries et JP Clarac. Subacromial impingement : influence of coracoacromial arch geometry an shoulder function. *Joint, Bone, Spine : revue du rhumatisme*, 67:305–309, 1999.
- [305] HEJ Veeger et FCT van der Helm. Shoulder function : The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10):2119–2129, 2007. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4MT55DH-1/2/3db79c8d8437daf9a89e6e835fd125a>.
- [306] FE Veldpaus, HJ Woltring et LJMG Dortmans. A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *Journal of Biomechanics*, 21(1):45–54, 1988. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4C0CSX4-43/2/a0c29c3bd9de7a380e5183b12b0c230f>.
- [307] M Vézina, E Cloutier, S Stock, K Lippel, É Fortin, A Delisle, M St-Vincent, A Funes, P Duguay, S Vézina et P Prud’homme. Enquête québécoise sur des condtions de travail, d’emploi et de santé et sécurité du travail (eqcotesst). Rapport technique, Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail (IRSST), 2011.
- [308] S Waldt, M Bruegel, D Mueller, K Holzapfel, A Imhoff, E Rummeny et K Woertler. Rotator cuff tears : assessment with mr arthrography in 275 patients with arthroscopic correlation. *European Radiology*, 17(2):491–498, février 2007. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-006-0370-7>.
- [309] D Walker, A Struk, T Wright et S Banks. Scapulohumeral rhythm of reverse total shoulder arthroplasties during abduction. *Bone and Joint Journal Orthopaedic Proceedings Supplement*, 95(SUPP 34):192, 2013.
- [310] C-H Wang, P McClure, NE Pratt et R Nobilini. Stretching and strengthening exercises : Their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8):923–929, 1999. ISSN 0003-9993. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999399900849>.

- [311] JJ Warner, LJ Micheli, LE Arslanian, J Kennedy et R Kennedy. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. a study using moire topographic analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 285:191–199, 1992.
- [312] WJ Warrender, OL Brown et JA Abboud. Outcomes of arthroscopic rotator cuff repairs in obese patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(6):961 – 967, 2011. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274610005094>.
- [313] KP Westlake et C Patten. Pilot study of lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 6:18, 2009.
- [314] KE Wilk, K Meister et JR Andrews. Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1):136–151, 2002. URL <http://ajs.sagepub.com/content/30/1/136.abstract>.
- [315] JD Willson et IS Davis. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10):606–615, 2008.
- [316] EM Wolf, WT Pennington et V Agrawal. Arthroscopic rotator cuff repair : 4- to 10-year results. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 20(1):5–12, 2004. ISSN 0749-8063. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0749806303010910>.
- [317] AB Wolff, P Sethi, KM Sutton, AS Covey, DP Magit et M Medvecky. Partial-thickness rotator cuff tears. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 14(13):715–725, 2006. URL <http://www.jaaos.org/content/14/13/715.abstract>.
- [318] HJ Woltring. Mmeasurement and models of human movement. *Acta Belgica. Medica Physica*, 7:27–41, 1984.
- [319] HJ Woltring, R Huiskes, A de Lange et FE Veldpaus. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 18(5):379–389, 1985. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4C06GJK-1M/2/60403fa66799757e39d9ff5ab8181adb>.
- [320] ME Wootten, M Kadaba, H Ramakrishnan, P McCann et L Bigliani. On the measurement of scapulohumeral rhythm. Dans *Transactions of the annual meeting of the Orthopaedic Research Society, Anaheim, CA, p 646. Rosemont, IL : American Academy of Orthopaedic Surgeons.*, volume 1, 1991.

- [321] RL Worland, DO Lee, CG SozaRex et FJ Keenan. Correlation of age, acromial morphology, and rotator cuff tear pathology diagnosed by ultrasound in asymptomatic patients. *Journal of the Southern Orthopaedic Association*, 12:23–26, 2003.
- [322] AA Wright, CA Wassinger, M Frank, LA Michener et EJ Hegedus. Diagnostic accuracy of scapular physical examination tests for shoulder disorders : a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 47(14):886–892, 2013.
- [323] G Wu, FCT van der Helm, HEJ Veeger, M Makhsous, P van Roy, C Anglin, J Nagels, AR Karduna, K McQuade, X Wang, FW Werner et B Buchholz. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992, 2005. ISSN 0021-9290. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T82-4D4D11W-1/2/6295f13ae1f0e60894284d7c3d466d2d>.
- [324] X Xu, J-H Lin et RW McGorry. A regression-based 3-d shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics*, 47(5):1206–1210, 2014.
- [325] K Yamaguchi, K Ditsios, WD Middleton, CF Hildebolt, LM Galatz et SA Teefey. The demographic and morphological features of rotator cuff diseasea comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88(8):1699–1704, 2006. URL <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.E.00835>.
- [326] K Yamaguchi, WN Levine, G Marra, LM Galatz, S Klepps et E Flatow. Transitioning to arthroscopic rotator cuff repair : The pros and cons. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 85(1):144–155, 2003.
- [327] K Yamaguchi, J Sher, WK Andersen, R Garretson, JW Uribe, K Hechtman et RJ Neviaser. Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears : A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 9: 6–11, 2000.
- [328] K Yamaguchi, AM Tetro, O Blam, BA Evanoff, SA Teefey et WD Middleton. Natural history of asymptomatic rotator cuff tears : A longitudinal analysis of asymptomatic tears detected sonographically. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 10(3):199–203, 2001. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274601107561>.
- [329] A Yamamoto, K Takagishi, T Kobayashi, H Shitara et T Osawa. Factors involved in the presence of symptoms associated with rotator cuff tears : a comparison of asymptomatic and symptomatic rotator cuff tears in the general population. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 20(7):1133–1137, 2011. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274611000127>.



- [330] A Yamamoto, K Takagishi, T Osawa, T Yanagawa, D Nakajima, H Shitara et T Kobayashi. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*, 19(1):116–120, 2010. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>.
- [331] K Yamanaka et T Matsumoto. The joint side tear of the rotator cuff. a followup study by arthrography. *Clinical Orthopaedics*, 304:68–73, 1994.
- [332] JI Yang, C-W Chang, S-Y Chen et J-J Lin. Shoulder kinematic features using arm elevation and rotation tests for classifying patients with frozen shoulder syndrome who respond to physical therapy. *Manual Therapy*, 13(6):544–551, 2008. ISSN 1356-689X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X07001270>.
- [333] K Yoshizaki, J Hamada, K Tamai, R Sahara, T Fujiwara et T Fujimoto. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering : comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5):756–763, 2009. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.021>.
- [334] T Youm, DH Murray, EN Kubiak, AS Rokito et JD Zuckerman. Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair : A comparison of clinical outcomes and patient satisfaction. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(5):455–459, 2005. ISSN 1058-2746. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274605000819>.
- [335] RF Zernicke, G Caldwell et EM Roberts. Fitting biomechanical data with cubic spline functions. *Research quarterly*, 47:9–19, 1976.
- [336] PO Zingg, B Jost, A Sukthankar, M Buhler, CWA Pfirrmann et C Gerber. Clinical and structural outcomes of nonoperative management of massive rotator cuff tears. *American Journal of Bone & Joint Surgery*, 89(9):1928–1934, 2007. URL <http://www.ejbjs.org/cgi/content/abstract/89/9/1928>.