

2m11.3459.4

Université de Montréal

Développement d'une approche expérimentale permettant l'évaluation
de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation glénohumérale

Par

Annie Levasseur

Université de Montréal

Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise en Génie Biomédical

AOÛT, 2006

© Annie Levasseur 2006



AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Développement d'une approche expérimentale permettant l'évaluation
de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation glénohumérale

présenté par :

Annie Levasseur

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Mme. VILLEMURE Isabelle, PhD.

président-rapporteur

M. DE GUISE Jacques, PhD.

directeur de recherche

Mme. HAGEMEISTER Nicola, PhD.

Mme. NUÑO Natalia, PhD.

Codirectrices

M. AISSAOUI Rachid, PhD.

membre du jury

Résumé

La mise sur pied d'une approche expérimentale *in vitro* est un excellent moyen d'acquérir une meilleure connaissance de la cinématique tridimensionnelle (3D) de l'articulation glénohumérale. Suite à la réalisation de cette tâche, certaines interrogations ont été soulevées. Afin de déterminer (1) si la méthode d'estimation du centre de rotation de l'articulation glénohumérale (CRAG) influence sa localisation et de (2) vérifier en quelle mesure l'alignement des axes du système de coordonnées de l'articulation glénohumérale (SCAG) peut influencer, voir même faciliter l'interprétation de la cinématique 3D, deux séries d'expérimentations, réalisées sur 8 spécimens cadavériques, ont donc été conduites.

Dans la première série d'expérimentation, le CRAG a été estimé en utilisant une méthode géométrique et une méthode fonctionnelle. Sa localisation ainsi que son excursion ont été comparées lors de l'exécution d'un mouvement d'abduction. Dans la seconde série d'expérimentation, le SCAG de «l'International Society of Biomechanics» a d'abord été défini pour ensuite être modifié en alignant mathématiquement les axes. Lors de l'exécution d'un mouvement d'abduction, la position initiale du bras et l'amplitude des déplacements angulaires calculés à partir de ces deux systèmes de coordonnées ont été comparés.

Outre la mise sur pied d'une approche expérimentale permettant la réalisation d'études cinématiques *in vitro*, le présent travail a permis de (1) conscientiser la communauté scientifique quant à l'existence d'une différence entre le centre de rotation géométrique et fonctionnel ainsi que de (2) mettre en évidence que l'alignement des axes du SCAG facilite l'interprétation de la cinématique 3D.

Mots clés : Articulation glénohumérale, cinématique tridimensionnelle, centre de rotation, système de coordonnées, expérimentation *in vitro*.

Abstract

The development of an *in vitro* experimental approach is an excellent way to acquire a better understanding of three dimensional (3D) glenohumeral joint kinematics. Following the realization of this task, some interrogations were raised. To determine if (1) the glenohumeral rotation center (GHRC) estimation method influences its localization and (2) to determine how the alignment of the glenohumeral joint coordinate system (GHJCS) axes influences, even facilitates the interpretation of glenohumeral joint kinematics, two series of experiments, carried out on 8 shoulder cadaver specimens were lead.

In the first series of experimentation, the GHRC was estimated using a geometric and functional method. Its localization and excursion were compared during an abduction movement of the arm. In the second series of experimentation, the «International Society of Biomechanics» GHJCS was defined and then modified to mathematically align its axes. For an abduction movement, the initial position of the arm and the angular displacement range of motion computed with both GHJCS were compared to each other.

In addition to the development of an experimental approach allowing the realization of *in vitro* kinematics studies, the accomplishment of this work aware the scientific community to (1) the existence of a difference between the geometric and functional GHRC and to (2) the fact that the GHJCS axis alignment facilitates the interpretation of its 3D kinematics.

Key Words: Glenohumeral joint, three dimensional kinematics, rotation center, joint coordinate system, *in vitro* experimentation

Table des matières

Résumé.....	I
Abstract.....	II
Table des matières.....	III
Liste des tableaux.....	VI
Liste des figures.....	VII
Liste des sigles et des abréviations.....	XII
Remerciements.....	XIV
Chapitre 1: Introduction.....	1
Chapitre 2: Revue de la littérature.....	3
2.1 Anatomie du complexe de l'épaule.....	3
2.2 Approche expérimentale.....	8
2.2.1 Montage expérimentaux.....	8
2.2.2 Instruments de mesure.....	13
2.3 Analyse cinématique.....	14
2.3.1 Système de coordonnées.....	15
2.3.2 Calcul du centre de rotation.....	17
2.3.2.1 Méthodes géométriques.....	17
2.3.2.2 Méthodes fonctionnelles.....	19
Chapitre 3: Problématique.....	21
3.1 Problématique.....	21
3.2 Hypothèses de travail.....	22
3.3 But de l'étude.....	22
Chapitre 4: Méthodologie et situation des articles dans le mémoire.....	24
4.1 Description des expérimentations.....	24

4.2. Situation des articles dans le mémoire	28
Chapitre 5: Article I : Comparison between a geometric and a functional method for the estimation of the glenohumeral rotation center	30
5.1 Abstract	31
5.2 Introduction	31
5.3 Material and Method	32
5.3.1 Specimen preparation	32
5.3.2 Testing device	32
5.3.3 Experimentation	33
5.3.4 Method used for determining the geometric GHRC	34
5.3.5 Method used for determining the functional GHRC	35
5.3.6 Method used for determining the glenoid center	36
5.3.7 Shoulder joint coordinate systems to localize and compare the displacement of the geometric and functional GHRC	36
5.3.8 Statistical analysis	38
5.4 Results	38
5.5 Discussion	42
5.6 Conclusion	45
5.7 Acknowledgement	45
Chapitre 6: Article II : Simplification of the ISB joint coordinate system to describe shoulder joint kinematics	46
6.1 Abstract	47
6.2 Introduction	47
6.3 Methods	50
6.3.1 Specimen preparation	50

6.3.2 Experimentation.....	50
6.3.3 ISB JCS	53
6.3.4 Aligned JCS	55
6.4 Statistical analysis.....	57
6.5 Results.....	57
6.5.1 Range of motion.....	58
6.5.2 Initial position of the arm	59
6.6 Discussion	59
6.7 Conclusion.....	62
6.8 Acknowledgement	62
Chapitre 7: Discussion générale.....	63
7.1 Introduction	63
7.2 Études cinématiques tridimensionnelles <i>in vitro</i>	63
7.3 Montage expérimental.....	64
7.4 Système de coordonnées	64
7.4.1 Influence de la méthode d'estimation du centre de rotation.....	64
7.4.2 Influence de l'alignement des axes sur l'interprétation de la cinématique	66
7.5 Limites de l'étude	68
Chapitre 8: Conclusion	69
8.1 Principaux résultats.....	69
8.2 Apports et perspectives	69
Références.....	71

Liste des tableaux

Table V.I: Bony landmarks for the definition of local coordinate systems.....	36
Table V.II: Coordinates of the: geometric GHRC, functional GHRC and glenoid center with respect to AA point on the scapula.....	38
Table VI.I: Mean range of motion (SD) and mean initial position of the arm (SD) in degrees computed with the ISB JCS and the aligned JCS.....	58

Liste des figures

Figure 2.1: Structures osseuses et articulations du complexe de l'épaule. Tiré de Atlas of Human Anatomy, Netter F.H., (1999).....	3
Figure 2.2: Articulation sphéroïde ayant un point de pivot fixe. Tiré de http://podologie.etudiant.free.fr/articles/anatomie/classarti/figure1.gif	4
Figure 2.3: Surfaces articulaires de la glénoïde et de la tête humérale. Tiré de Functional anatomy of the shoulder, Terry et al. (2000)	4
Figure 2.4: Stabilisateurs statiques l'articulation glénohumérale. Tiré de Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Della Valle et al., (2001) et de http://www.womenandinfants.com/healthGate/image/EW00012_ma.jpg	5
Figure 2.5: Muscles de la coiffe des rotateurs. Tiré de www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/19622.jpg	5
Figure 2.6: Contribution des muscles de la coiffe des rotateurs à la stabilité de l'articulation glénohumérale. Tiré de Functional anatomy of the shoulder, Terry et al. (2000).....	6
Figure 2.7: Mouvements de l'articulation glénohuméral : (a) Flexion/extension, (b) Abduction/adduction, (c) Rotation. Tiré de http://images.google.ca/imgres?imgurl=http://www.dartmouth.edu/~anatomy/assets/surface/shoulder/ghsurface3.gif&imgrefurl=http://www.dartmouth.edu/~anatomy/shoulder/surface/ghsurface3.html&h=352&w=400&sz=31&hl=en&start=75&tbnid=PNLQsnUiftrkmM:&tbnh=109&tbnw=124&prev=/images%3Fq%3Dshoulder%2Bmotion%26start%3D60%26ndsp%3D20%26svnum%3D10%26hl%3Den%26lr%3D%26sa%3DN	7
Figure 2.8: Rythme scapulo-huméral. Tiré de Principal of athletic training, Arnheim et al. (2000)	7

- Figure 2.9:** Positionnement anatomique de la scapula dans (a) le plan frontal et dans (b) le plan sagittal. Tiré de *Functional anatomy of the shoulder complex*, Culham (1993) et de *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Della Valle et al., (2001).....8
- Figure 2.10 :** Montages expérimentaux statiques utilisés par (a) Ovesen (1986), Loehr (1994) et (b) An (1991). Tiré de *Anterior and posterior shoulder instability*, Ovesen et al. (1986), de *Shoulder instability caused by rotator cuff lesion*, Loehr et al. (1994) et de *Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation*, An et al. (1991).....9
- Figure 2.11:** Montages expérimentaux dynamiques utilisés par (a) Halder (2001) et (b) Keklar (2001). Tiré de *Dynamic contributions to superior shoulder stability*, Halder et al. (2001) et de *Glenohumeral mechanics : a study of articular geometry, contact, and kinematics*, Keklar et al. (2001)..... 10
- Figure 2.12:** Montage expérimental dynamique développé par Parson (2002), Thompson (1996) et Debski (1995). Tiré de *The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint*, Parson et al. (2002), de *A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model*, Thompson et a. (1996) et de *Glenohumeral mechanics : a study of articular geometry, contact, and kinematics*, Debski et al. (1995) 11
- Figure 2.13:** Système électromagnétique (a) «Fastrak» et (b) «Flock of Bird». Tiré de <http://www.polhemus.com> et de <http://www.inrialpes.fr/sed/PRV/CATALOG/IMAGES/flock.jpg> 14
- Figure 2.14:** Système d'axes utilisé par (a) An (1991), (b) Loehr (1994), (c) Thompson (1996), (d) Karduna (1996) et (e) Helm (1997). Tiré de *Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation*, An et al. (1991), de *Shoulder*

instability caused by rotator cuff lesion, Loehr et al. (1994), de A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model, Thompson et al. (1996), de Kinematics of the glenohumeral joint : influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry, Karduna et al. (1996) et de A standardized protocol for motion recording of the shoulder, Helm et al. (1997).....	15
Figure 2.15: Système de coordonnées proposé par l'ISB construit à partir de repères anatomiques.....	17
Figure 2.16 : Description des repères anatomiques de la scapula utilisés pour estimer le CRAG avec l'équation de régression.....	18
Figure 2.17: (a) Axe hélicoïdal ; (b) Détermination du point de pivot optimal à partir de l'équation de régression. Tiré de http://kwon3d.com/theory/jkinem/helical.html et de The position of the rotation center of the glenohumeral joint, Veeger et al. (2000)	19
Figure 4.1: Représentation schématique de la procédure expérimentale utilisée	25
Figure 4.2 : Installation du spécimen cadavérique sur le montage expérimental. Le deltoïde moyen est remplacé par une bandelette de tissu non élastique et un guide de plastique permettant de reproduire la ligne d'action du deltoïde est fixé sur l'acromion.	26
Figure 4.3 : (a) Guide fixé sur l'acromion afin de reproduire la ligne d'action du deltoïde ; (b) tube en plastique fixé sur l'avant bras afin de minimiser le frottement	27
Figure 5.1 : (a) Testing device composed of 2 mounting blocks (A,B); a support for the tracking device (C); a guide (D); and an electric cylinder (E) equipped with a force transducer (F) and (b)positioning of the scapula: (A) scapula guiding device, (B) fabric strip, (B) sensors and (D) transmitter of the electromagnetic tracking device.....	33

Figure 5.2: (a) Selection of point cloud on the 3D reconstruction of the humeral head; (b) point cloud; (c) sphere estimated by a least square method.....	35
Figure 5.3: Circumduction movements of the arm to determine the functional GHRC	35
Figure 5.4: Localization of the glenoid center : (a) medial view (b) posterior view	36
Figure 5.5: Reference and moving coordinate system (posterior view).....	37
Figure 5.6: Localization of the geometric (G) and functional (F) GHRC for specimen #7.....	39
Figure 5.7: Mean excursion of the geometric (plain stick) and functional (lined stick) GHRC	40
Figure 5.8: Mean 3D excursion of the geometric (grey line) and functional (black line) GHRC relative to the AA landmark for specimen #7	41
Figure 5.9: Mean distance between the glenoid center and the GHRC determined with the geometric (plain stick) and functional (lined stick) method.....	42
Figure 6.1: Representation of the ISB JCS and description of the bony landmarks used to define the humerus and scapula coordinate systems	48
Figure 6.2: (a) <i>In vitro</i> testing device: (b) position of the scapula on the main mounting block of the testing device; (c) electric cylinder; (d) guiding device	51
Figure 6.3: Summary of the experimental procedure.....	52
Figure 6.4: Definition of (a) the ISB joint coordinate system and (b) the aligned joint coordinate system where 'r' and 'm' denotes reference JCS and moving JCS respectively.	53
Figure 6.5: Representation of the transformation matrix used to express the motion of the moving coordinate system relatively to the reference coordinate system using the ISB JCS.	55

Figure 6.6: Representation of (a) the initial abduction angle when the arm is at rest and (b) the abduction range of motion where 'r' and 'm' denotes reference JCS and moving JCS respectively.....57

Liste des sigles et des abréviations

AA	Angle de l'acromion
AC	Articulation acromio-claviculaire
AI	Angle inférieur
CRAG	Centre de rotation de l'articulation glénohumérale
EM	Épicondyle medial
EL	Épicondyle latéral
GHJCS	Glenohumeral joint coordinate system
GHRC	Glenohumeral rotation center
ISB	International Society of Biomechanics
JCS	Joint Coordinate System
PC	Processus coracoïde
SCAG	Système de coordonnées de l'articulation glénohumérale
TS	Trigonum Spinae
3D	Tridimensionnel
3D	Three dimensional

*«Mieux vaut regretter de ne pas avoir réussi
que de regretter de ne pas avoir essayé»*

Ronald Mary

Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mes directeurs et co-directeurs de m'avoir épaulée et fait confiance.

Merci Jacques de Guise, de m'avoir donné la chance d'évoluer au sein d'une équipe aussi extraordinaire. Les ressources de qualité mises à ma disposition ont été d'un grand secours et furent grandement appréciées. Ces années de formation furent des plus enrichissantes autant sur le plan personnel que professionnel.

Merci Nicola Hagemester de m'avoir accompagnée tout au long de la réalisation de ce projet. Tes précieux conseils et ton expertise professionnelle ont souvent permis de me remettre sur le droit chemin. Merci également pour la confiance ayant été vouée à un kinésologue voulant évoluer dans le domaine du génie. Ce fut un privilège de cheminer sous ta direction.

Merci Natalia Nuño de m'avoir inculqué le souci du détail. Tes remarques, suggestions et commentaires furent grandement appréciés. Je suis très reconnaissante du temps ayant été consacré à la réalisation cette tâche.

Dans un deuxième temps, j'aimerais également remercier tous les professionnels de recherche, étudiants et stagiaires ayant été impliqués de près ou de loin, dans la réalisation de ce projet. Sans leur aide, qui sait ce qui serait advenu.

Merci Patrice Tétréault pour ton implication lors de la réalisation de ce projet. Malgré un horaire chargé, tu as su trouver de nombreux moments pour participer à la réalisation des expérimentations et à la rédaction des articles. Cette collaboration fut grandement appréciée. Merci également d'avoir pris le temps de me transmettre tes connaissances ainsi que ta passion pour tout ce qui est relié au domaine de la chirurgie orthopédique.

Merci Gerald Parent pour ta patience, ta polyvalence ainsi que ta capacité extraordinaire à régler des problèmes de toutes sortes. Sans nos nombreuses

discussions, je serais toujours là en train d'essayer de comprendre comment passer d'un repère à un autre.

Merci à Mijanou Jodoin pour le travail ayant été accompli lors de la mise sur pied du projet. Tes méthodes de travail ainsi que ta rigueur scientifique ont été d'une inspiration exemplaire. Merci également pour ton amitié qui est sans contredit très prisée.

Merci également à toi Arnaud Barré pour le travail informatique ayant été accompli. Grâce toi, j'ai été initiée à la programmation et je me sens un peu plus «ingénieur».

Merci à Brigitte Dubreuil pour son rire contagieux et à Sabine Husse pour son altruisme. Les instants en votre compagnie ont été des moments de détente très convoités.

Finalement, j'aimerais remercier ma famille et mes amis, dont plus particulièrement Rémy Dionne, qui m'ont soutenue tout au cours de ce long processus de formation. Leur présence et leur écoute attentive autant dans les moments de réjouissance que de tourment furent très appréciées.

Chapitre 1: Introduction

La coiffe des rotateurs est un groupe musculaire ayant pour fonction de stabiliser l'articulation glénohumérale (Matsen 2005, Della Valle et al. 2001, Low et Read 1996, Culham et Peat 1993). Elle permet de garder la tête humérale bien centrée sur la surface articulaire de la glénoïde lors du mouvement d'abduction (élévation du bras dans le plan de la scapula). Cette action d'appui permet également de donner au muscle du deltoïde un bras de levier efficace lors de l'abduction du bras. Suite à une rupture massive de la coiffe des rotateurs, la tête humérale a tendance à migrer vers le haut sous l'action seule du deltoïde (Matsen 2005). Les surfaces articulaires deviennent dès lors incongruentes et il devient impossible d'effectuer un mouvement d'abduction au-delà de 90° (Nwakama et al. 2000, Lee et Niemann 1994).

À long terme, l'incongruence articulaire favorise le développement d'arthrose et la destruction complète de l'articulation glénohumérale (Loehr et al. 1994). Afin de diminuer la douleur et de palier au développement de l'arthrose résultant d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs, le remplacement total de la tête humérale (hémiarthroplastie) est une alternative chirurgicale couramment pratiquée. Plusieurs types de prothèses reproduisant l'anatomie des os de l'épaule ont été développés à cette fin. Cependant, quel que soit le design de la prothèse développée jusqu'à présent, aucune ne semble être bénéfique pour restaurer une amplitude d'abduction complète (Nwakama et al. 2000, Lee et Niemann 1994). Il devient donc impératif de proposer un nouveau design de prothèse permettant de solutionner ce problème et conséquemment améliorer la qualité de vie des individus étant atteints d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs.

Préalablement à la conception d'une nouvelle prothèse d'épaule, il apparaît nécessaire d'acquérir une meilleure connaissance de la cinématique tridimensionnelle (3D) de l'articulation glénohumérale. Jusqu'à ce jour, peu d'analyses cinématiques 3D *in vivo* et *in vitro* ont été conduites à cet effet étant donné l'absence de terminologie et de méthode universellement admise pour décrire le mouvement du complexe de l'épaule (An et al. 1991). Suite à la récente parution par «l'International Society of Biomechanics (ISB)» d'un ensemble de normes pour décrire le mouvement de l'articulation glénohumérale, la réalisation d'études *in vitro*

apparaît être un excellent moyen permettant de mieux comprendre comment une rupture massive de la coiffe des rotateurs altère la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale saine. Selon Stokdijk et al. (2000), la réalisation d'études cinématique *in vitro* est préférable à la réalisation d'étude cinématique *in vivo* car les sources d'erreurs à considérer sont moins importantes étant donné qu'il est possible d'obtenir une représentation directe du mouvement des os.

Le présent travail, qui fut réalisé en étroite collaboration avec un chirurgien orthopédiste de l'hôpital Notre-Dame, le Dr. Patrice Tétreault, est donc un premier pas dans le développement d'une méthode d'analyse cinématique 3D du fonctionnement de l'articulation glénohumérale. Tout d'abord, nous avons identifié quelles étaient les approches adoptées jusqu'à présent afin de procéder à l'analyse cinématique *in vitro* du complexe de l'épaule (chapitre 2). Suite à la réalisation de cette recension de la littérature, nous avons pu affiner notre problématique de recherche et définir les objectifs de ce travail (chapitre 3). Une description résumée de la méthodologie ayant été utilisée est présentée au chapitre 4. Quant aux résultats, ils sont présentés au chapitre 5 et 6 sous forme de deux articles ayant été soumis à différentes revues scientifiques. Finalement, les chapitres 7 et 8 discutent des résultats ayant été obtenus et exposent les conclusions et recommandations qui découlent de ce travail.

Chapitre 2: Revue de la littérature

Dans le présent chapitre, une description sommaire de l'anatomie du complexe de l'épaule sera présentée. Par la suite, les modalités associées à l'analyse de la cinématique telles que la conception d'un montage expérimental, l'instrumentation pouvant être utilisée ainsi que la définition d'un système de coordonnées seront également abordées. Finalement, une brève description des méthodes de calculs permettant d'estimer le centre de rotation de la tête humérale sera présentée.

2.1 Anatomie du complexe de l'épaule

Le complexe de l'épaule est composé de trois structures osseuses : la scapula, l'humérus et la clavicule (Figure 2.1) (Terry et Chopp 2000). L'union de ces structures osseuses forme quatre articulations : l'articulation scapulo-thoracique, l'articulation sterno-claviculaire, l'articulation acromio-claviculaire et l'articulation glénohumérale (Della Valle et al. 2001, Terry et Chopp 2000, Culham et Peat 1993). C'est la coordination et la synchronisation des mouvements à chacune de ces articulations qui fait en sorte que le complexe de l'épaule possède une mobilité excédant n'importe quel autre mécanisme articulaire du corps humain (Della Valle et al. 2001, Terry et Chopp 2000, Culham et Peat 1993, An et al. 1991).

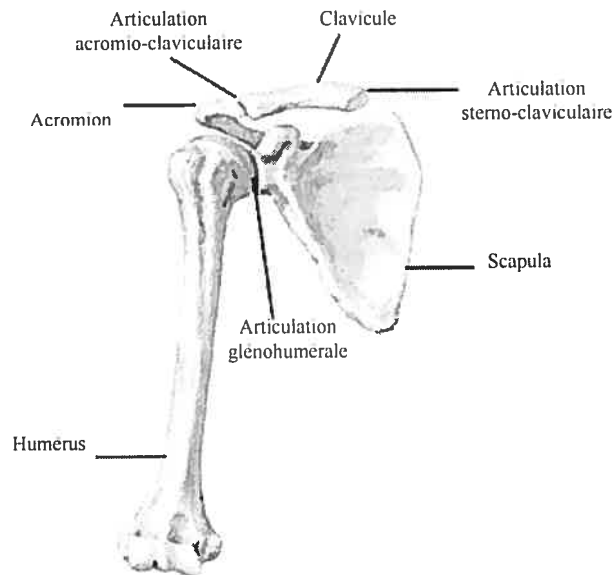


Figure 2.1: Structures osseuses et articulations du complexe de l'épaule

Bien que les mouvements de l'articulation scapulo-thoracique, sterno-claviculaire et acromio-claviculaire soient essentiels au bon fonctionnement du complexe de l'épaule, la principale articulation se trouve être l'articulation glénohumérale (Della Valle et al. 2001). Considérée comme étant une articulation sphéroïde (Figure 2.2), l'articulation glénohumérale est conçue de façon à ce que la tête sphérique de l'humérus s'articule à l'intérieur de la cavité concave de la glénoïde (Marieb 1999).

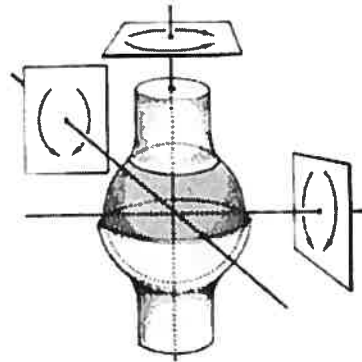


Figure 2.2: Articulation sphéroïde ayant un point de pivot fixe

Selon Terry et Chopp (2000), seulement 25 à 30% de la surface articulaire de la tête humérale est en contact avec la cavité glénoïdale et ce, peu importe la situation. La taille disproportionnée des surfaces articulaires et le manque de congruence articulaire font en sorte que l'articulation glénohumérale est une articulation relativement sans contrainte osseuse (Figure 2.3) (Culham et Peat 1993). Ceci a pour conséquence de lui permettre une grande liberté de mouvement (Della Valle et al. 2001, Terry et Chopp 2000, Low et Read 1996).

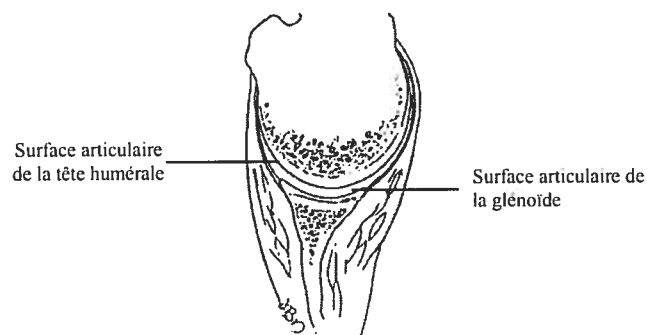


Figure 2.3: Surfaces articulaires de la glénoïde et de la tête humérale

Étant donnée sa morphologie osseuse, la stabilité de l'articulation glénohumérale est davantage assurée par des composantes statiques et des composantes dynamiques (Kelkar et al. 2001, Terry et Chopp 2000, Magee 1997, Loehr et al. 1994, Culham et Peat 1993). Les stabilisateurs statiques qui composent l'articulation glénohumérale sont le labrum, la capsule articulaire et les ligaments (Figure 2.4) (Terry et Chopp 2000). Leur fonction respective consiste à approfondir la cavité glénoïdale, contraindre la tête humérale à l'intérieur de la glénoïde ainsi que d'en limiter les translations (Terry et Chopp 2000).

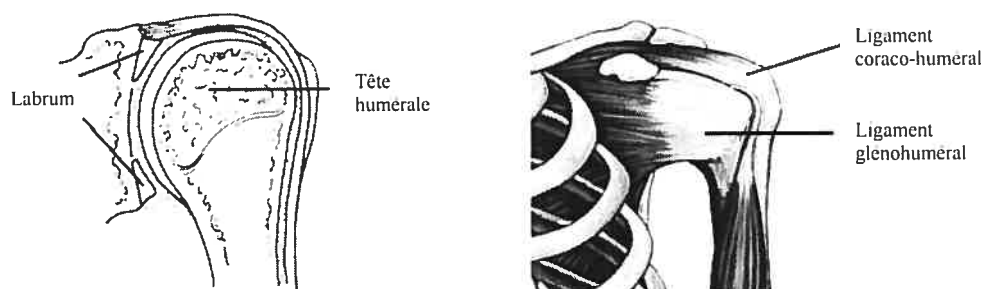


Figure 2.4: Stabilisateurs statiques l'articulation glénohumérale

Quant aux stabilisateurs dynamiques, ils se composent des muscles de la coiffe des rotateurs (subscapulaire, supra-épineux, l'infra-épineux et petit rond) et du deltoïde (Figure 2.5) (Della Valle et al. 2001, Terry et Chopp 2000, Low et Reed 1996). De concert avec le muscle du deltoïde, les muscles de la coiffe des rotateurs sont les principaux responsables de l'abduction et de la rotation du membre supérieur (Parson et al. 2002, Low et Read 1996, Culham et Peat 1993).

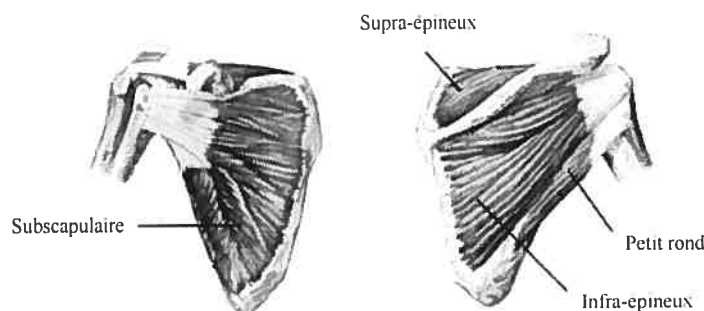


Figure 2.5: Muscles de la coiffe des rotateurs

La contribution des muscles de la coiffe des rotateurs sur la stabilité de l'articulation glénohumérale est d'une extrême importance (Matsen 2005, Low et Reed 1996). Entourant la tête humérale, les muscles de la coiffe des rotateurs fournissent un appui actif à l'articulation. Lors de leur contraction, ils compressent la tête humérale à l'intérieur de la glénoïde permettant ainsi de faire pivoter la tête humérale (Figure 2.6) (Matsen 2005, Parson et al. 2002, Terry et Chopp 2000). La génération de ces contractions doit être précisément coordonnée afin d'éviter que la tête humérale ne soit décentralisée de la glénoïde (Matsen 2005). Advenant une blessure ou tout simplement la dégénérescence des tissus conséquemment à de l'usure ou au vieillissement, la stabilité et le bon fonctionnement de l'articulation glénohumérale se trouvent grandement perturbés. C'est en ces instants que l'importance de l'articulation glénohumérale ainsi que la complexité de son fonctionnement prend toute sa valeur.

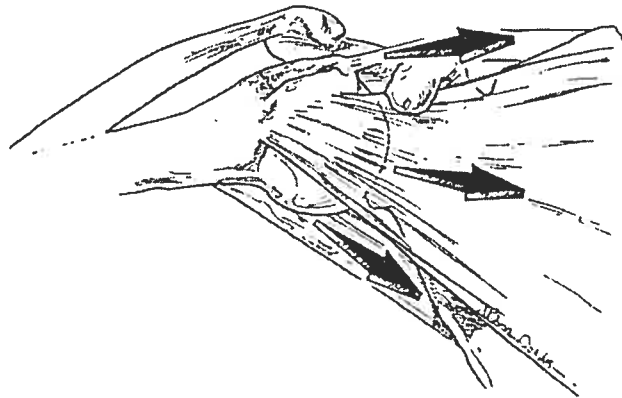


Figure 2.6: Contribution des muscles de la coiffe des rotateurs à la stabilité de l'articulation glénohumérale

Étant considérée comme un joint sphérique, l'articulation glénohumérale possède trois degrés de liberté (Magee 1997, Culham et Peat 1993). Elle permet l'exécution de mouvements tels que la flexion, l'extension, l'abduction, l'adduction et la rotation (Culham et Peat 1993). La flexion et l'extension du bras sont définies comme étant un mouvement d'élévation dans le plan sagittal (Figure 2.7a) (Della Valle et al. 2001). Quant à l'abduction et l'adduction, il s'agit d'un mouvement du bras effectué dans le plan frontal (Figure 2.7b) (Della Valle et al. 2001). En ce qui concerne la rotation, il

s'agit du mouvement de l'humérus autour de son axe longitudinal (Figure 2.7c) (Della Valle et al. 2001).

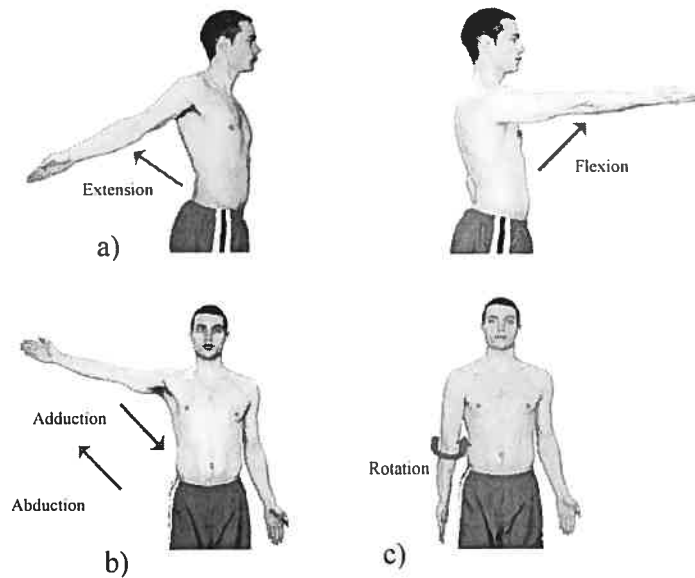


Figure 2.7: Mouvements de l'articulation glénohumérale : (a) Flexion/extension, (b) Abduction/adduction, (c) Rotation

Lors de la réalisation d'un mouvement d'abduction, une rotation progressive de la scapula vers le haut s'effectue de façon à ce que la cavité glénoïdale fournisse une base osseuse sur laquelle la tête humérale puisse pivoter (Culham et Peat 1993, Low et Reed 1996). Ce mouvement simultané au niveau de l'articulation glénohumérale et de l'articulation scapulo-thoracique est appelé le rythme scapulo-huméral (Figure 2.8).

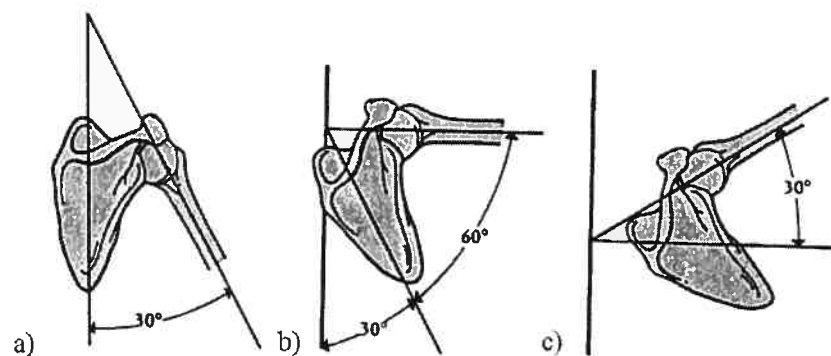


Figure 2.8: Rythme scapulo-huméral

Lors de l'exécution des 30 premiers degrés d'abduction, le mouvement au niveau de la scapula est inexistant (Figure 2.8a) (Arnheim et William 2000, Low et Reed 1996, Culham et Peat 1993). La scapula est donc en position anatomique ce qui signifie qu'elle possède une légère inclinaison dans le plan frontal ainsi que dans le plan sagittal (Figure 2.9) (Della Valle et al. 2001, Culham et Peat 1993). De 30 à 90° d'abduction, la scapula effectue une rotation vers le haut de 1° pour tous les 2° d'abduction de l'humérus (Figure 2.8b) (Arnheim et William 2000). Finalement, à partir de 90° d'abduction jusqu'à l'atteinte de l'amplitude maximale, la scapula effectue une rotation vers le haut de 1° pour chaque degré d'abduction de l'humérus (Arnheim et William 2000) (Figure 2.8c).

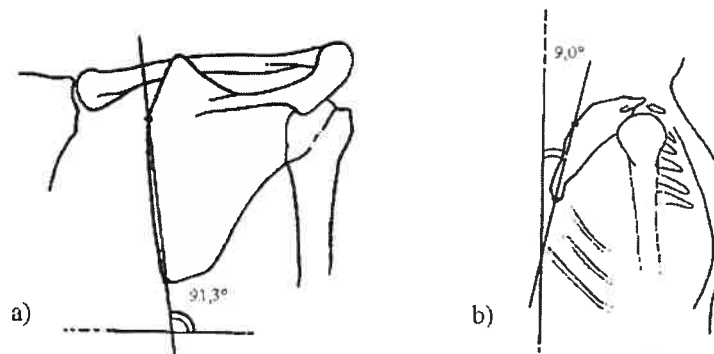


Figure 2.9: Positionnement anatomique de la scapula dans (a) le plan frontal et dans (b) le plan sagittal

2.2 Approche expérimentale

2.2.1 Montage expérimentaux

La conception d'un montage expérimental permettant la réalisation d'expérimentations cinématiques *in vitro* entraîne de nombreux défis étant donné la complexité du fonctionnement de l'articulation glénohumérale. Dans ce qui suit, une brève description des montages expérimentaux conçus afin de simuler un mouvement d'abduction du bras dans le plan de la scapula sera présentée. Les bien-fondés associés à l'utilisation de l'ensemble de ces montages seront également exposés dans le but de déterminer quelles sont les meilleures approches et quels sont les problèmes subsistants.

Selon ce qui a été recensé dans la littérature, il existe deux types de montages expérimentaux: des montages statiques, et des montages dynamiques. Les montages statiques sont définis comme ne permettant pas de simuler la force générée par les muscles de lors de l'exécution d'un mouvement tandis que les montages dynamiques, eux le permettent.

Loehr (1994), An (1991) et Ovesen (1986) font partis des chercheurs ayant confectionnés des montages expérimentaux statiques (Figure 2.10). Conçus de façon à fixer la scapula sur un support de plexiglas, ces montages permettent de positionner la scapula de manière à ce que le côté médial soit perpendiculaire au sol et que l'humérus soit suspendu librement dans les airs. Ces montages expérimentaux permettent de reproduire un mouvement d'élévation continu du bras dans le plan de la scapula soit manuellement par le déplacement d'un levier de manœuvre inséré à l'intérieur de l'humérus (Loehr et al. 1994, Ovesen et Nielsen 1986), ou bien par l'utilisation d'un système de câbles et de poulies activé à l'aide d'un poids (An et al. 1991).

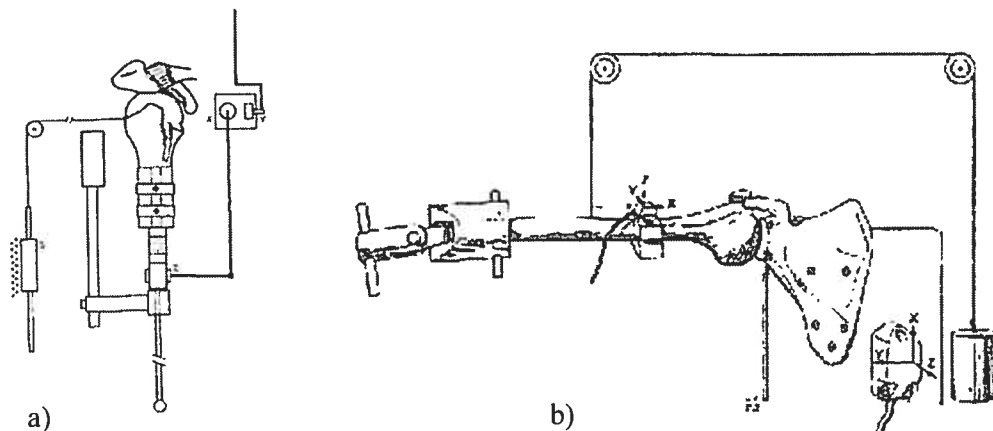


Figure 2.10 : Montages expérimentaux statiques utilisés par (a) Ovesen (1986), Loehr (1994) et (b) An (1991)

Certains inconvénients peuvent être associés à l'utilisation de ce type de montage. Tout d'abord, ces montages expérimentaux ont pour caractéristique de ne pas tenir compte de la ligne d'action et de la contribution dynamique des muscles impliqués lors de l'exécution du mouvement d'abduction. Dans un deuxième temps, la méthode

de fixation rigide de la scapula au montage expérimental empêche de pouvoir reproduire le rythme scapulo-huméral. Son positionnement semble également être problématique car il ne reproduit pas la légère inclinaison dans le plan frontal et dans le plan sagittal qu'il est possible de retrouver *in vivo*. L'utilisation d'un humérus réséqué constitue également une limitation associée à ce type de montage expérimental. Ceci a pour conséquence de faire abstraction des propriétés inertielles du membre supérieur entier (main, bras, avant-bras) lors de l'exécution du mouvement. Toujours est-il que malgré l'ensemble de ces limitations, la simplicité de ce type de montage expérimental fait en sorte qu'il peut être facilement reproduit et ce, à faible coût.

Avec le temps, les montages expérimentaux dynamiques se sont développés (Figure 2.11 et 2.12). Parson (2002), Halder (2001), Keklar (2001), Debski (1995) et Thompson (1996) font partis des chercheurs étant à l'origine de la conception de ce type de montage. Permettant de reproduire un mouvement d'élévation du bras soit par l'activation d'un mécanisme d'engrenage ou par l'utilisation de vérins, les montages expérimentaux dynamiques ont la particularité de pouvoir contrôler, à l'aide de balances à ressort (Keklar et al. 2001) ou de cellules de charge (Parson et al. 2002, Halder et al. 2001, Debski et al. 1995), la contribution dynamique des muscles étant sollicités lors de l'élévation du bras. Des améliorations ont de plus été apportées quant à l'utilisation des systèmes de câbles et de poulies afin de pouvoir reproduire les lignes d'action musculaire.

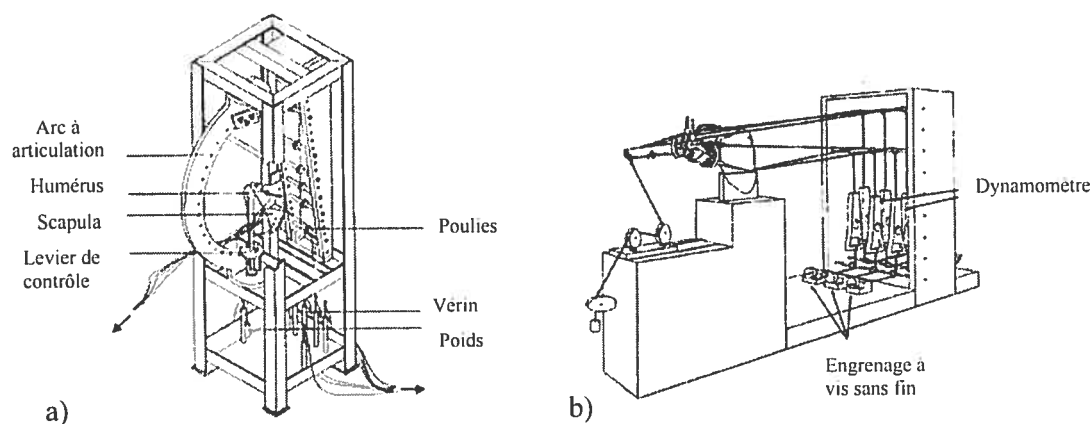


Figure 2.11: Montages expérimentaux dynamiques utilisés par (a) Halder (2001) et (b) Keklar (2001)

Suite aux modifications ayant été apportées, il apparaît important de souligner que l'utilisation de ces montages expérimentaux ne permet pas, dans tous les cas, de reproduire un mouvement d'élévation continu du bras. Les montages ayant été développés par Halder (2001) et Keklar (2001) font partis de ceux-ci (Figure 2.11). Étant donné le besoin d'ajuster les lignes d'action musculaire et de coordonner la tension dans chacun des muscles simulés, l'élévation du bras est effectuée par incrémentation permettant ainsi d'effectuer ces ajustements. Jusqu'à ce jour, le groupe de recherche composé de Parson (2002), Thompson (1996) et Debski (1995) est le seul à avoir développé un montage expérimental permettant à la fois de reproduire un mouvement d'élévation continu du bras tout en reproduisant la contribution dynamique des muscles étant sollicités (Figure 2.12).

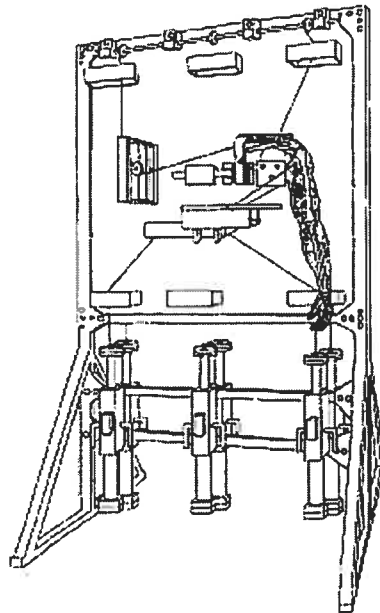


Figure 2.12: Montage expérimental dynamique développé par Parson (2002), Thompson (1996) et Debski (1995)

Lors de la conception des montages expérimentaux dynamiques, diverses modifications ont été apportées afin de palier aux inconvénients ayant été précédemment rapportés à propos des montages expérimentaux statiques. Tout d'abord, l'ajout d'un poids à l'extrémité du spécimen cadavérique est une alternative à avoir été envisagée afin de palier à l'utilisation d'un humérus réséqué et ainsi permettre de reproduire les propriétés inertielles d'un membre supérieur entier.

L'utilisation d'un membre supérieur entier, comme effectué par Parson (2002), Thompson (1996) et Debski (1995) paraît néanmoins être la méthode à préconiser (Figure 2.12). À l'exception de Halder et al. (2001) certaines améliorations ont également été apportées quant au positionnement de la scapula sur le montage expérimental. Les supports permettant la fixation de la scapula sont conçus de manière à permettre une légère inclinaison ce qui donne lieu à une meilleure représentation de son positionnement anatomique *in vivo*. L'ensemble de ces modifications ne sont pas considérées comme étant des caractéristiques spécifiques aux montages expérimentaux dynamiques et auraient également pu être apportés aux montages expérimentaux statiques.

La diversité des montages expérimentaux existant pour étudier le fonctionnement de l'articulation glénohumérale *in vitro* démontre bien la complexité de la tâche. En dépit de l'ensemble des modifications qui ont été apportées au cours des années, ces montages expérimentaux comportent toujours certaines lacunes dont la principale est l'abstraction du rythme scapulo-huméral. Cette abstraction est occasionnée par la méthode de fixation de la scapula sur le montage expérimental ainsi qu'à la difficulté de coordonner simultanément le mouvement de l'humérus et de la scapula. Le désir de vouloir reproduire un mouvement d'abduction continu du bras tout en simulant conjointement l'activité musculaire apparaît également être un défi de taille auquel seule une minorité a su faire face.

Cette revue de la littérature a permis de mettre en évidence le besoin de développer un montage expérimental permettant de réaliser un mouvement d'élévation continu dans le plan de la scapula (abduction) tout en conservant les propriétés inertielles du membre supérieur entier, les lignes d'action musculaire et le positionnement anatomique de la scapula. N'étant pas d'un apport crucial à la réalisation de la présente étude, la contribution dynamique des muscles de la coiffe des rotateurs ne sera pas considérée, ce qui permettra par conséquent de simplifier le modèle cinématique issu de cette étude. Par la même occasion, ceci aura pour répercussion de faciliter la conception du montage expérimental. En définitive, qu'il soit simple ou complexe, la précision du montage expérimental qui sera développé dépendra essentiellement des instruments de mesure utilisés.

2.2.2 Instruments de mesure

Définie comme étant l'étude du mouvement, l'analyse cinématique permet de mieux comprendre la nature même du mouvement (Allard et Blanche 2000). Dans ce contexte, l'utilisation d'instruments de mesure permet de quantifier le mouvement. Dans la section qui suit, l'instrumentation employée pour la réalisation d'expérimentations *in vitro* au sujet du complexe de l'épaule sera présentée dans le but d'en connaître les avantages et les limites.

Loehr et al. (1994) et Ovesen et al. (1986) ont fait l'utilisation de potentiomètres. Utilisé en tant que capteur, le potentiomètre ne peut être employé que pour une action spécifique. Il fournit de l'information soit sur la position, soit sur l'orientation du bras. Très simple d'utilisation, le potentiomètre est facilement adaptable à diverses applications. Toutefois, son utilisation s'avère être limitée à l'enregistrement des déplacements (angulaires ou linéaires) dans une seule direction.

Quant à Parson (2002), Thompson (1996), Debski (1995) et An (1991), ils ont eu recours à l'utilisation de systèmes électromagnétiques tel que «Isotrak» (Polhemus, USA), «Fastrak» (Polhemus, USA) et «Flock of Bird» (The Bird, USA) (Figure 2.13). Permettant l'enregistrement de la position et de l'orientation tridimensionnelle du bras, les avantages associés à ce type d'instrumentation sont : la facilité d'utilisation (le système est installé et fonctionnel en quelques minutes), la précision de mesure élevée («Fastrak» 1mm/0.1° ; «Flock of Bird» 0.5mm/0.1°), la fidélité d'enregistrement, ainsi que la possibilité d'enregistrement du mouvement en temps continu. Le problème inhérent à ce type d'instrumentation est sa grande sensibilité à la présence d'objets métalliques dans l'environnement, ce qui a pour conséquence d'influencer défavorablement sa performance. Leur utilisation nécessite donc la vérification préalable de l'immunité de l'environnement aux interférences électromagnétiques.

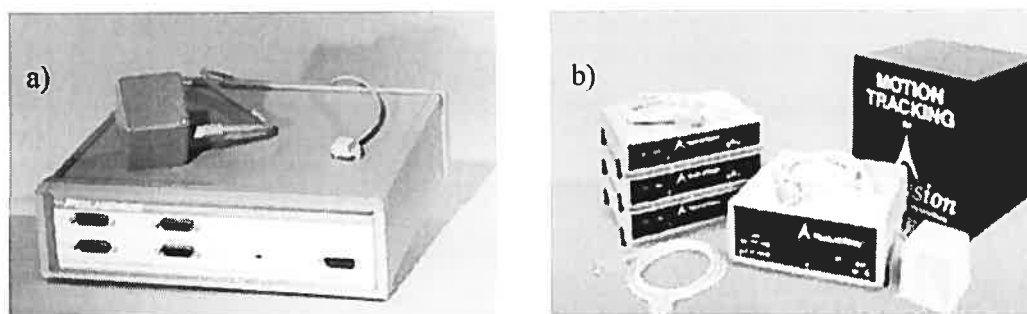


Figure 2.13: Système électromagnétique (a) «Fastrak» et (b) «Flock of Bird»

Des techniques d'imageries telles que la stéréophotogrammétrie optique et la prise de radiographies ont été utilisées par Keklar (2001) et Sharkey (1995) respectivement. Contrairement à la prise de radiographie standard qui permet d'obtenir, par la prise d'un seul cliché, une information bidimensionnelle, la stéréophotogrammétrie optique permet d'obtenir à partir de deux clichés pris sous deux angles différents, une représentation tridimensionnelle du mouvement. Les inconvénients liés à l'utilisation de ces méthodes sont : la nécessité d'avoir accès à un système complexe de caméra, l'impossibilité d'effectuer une acquisition de données en temps continu ainsi que la possibilité d'obtenir des images dont la qualité peut être affectée par différents artefacts (présence d'objets métalliques, résolution). Quant aux avantages associés à ce type d'instrumentation, il permet d'obtenir une représentation précise (90 μm) et directe des os sans les artefacts dus à la présence des surfaces externes.

La disponibilité des instruments de mesure présentement sur le marché facilite la réalisation d'études cinématiques. Le choix de l'instrument de mesure à utiliser pour la réalisation de la présente étude s'effectuera selon un compromis entre la précision, le coût et la commodité d'utilisation.

2.3 Analyse cinématique

Le choix d'une méthode d'analyse cinématique pour représenter le mouvement de l'articulation glénohumérale est un sujet de discussion répandu et controversé dans le domaine de la biomécanique. Dans la présente section, nous présentons une brève description des méthodes utilisées jusqu'à présent afin de représenter le mouvement de l'articulation glénohumérale.

2.3.1 Système de coordonnées

La définition d'un système de coordonnées est couramment utilisée par la communauté scientifique pour représenter le mouvement. Pour l'articulation glénohumérale, la définition d'un système de coordonnées nécessite la construction d'un système d'axes pour l'humérus (système d'axes mobile) ainsi que pour la scapula (système d'axes fixe) (Wu et al. 2005). Jusqu'à tout récemment, il n'existait aucun accord général sur le choix des repères anatomiques à utiliser pour localiser l'origine des systèmes d'axes de l'articulation glénohumérale. La localisation de l'origine du système d'axes fixe pouvait varier du centre de la glénoïde (Figure 2.14b), au trigonum spinae (TS) (Figure 2.14e), en passant par le centre de l'articulation glénohumérale (Figure 2.14d) (Karduna et al. 1996, Helm 1997, Loehr et al. 1994). Quant au système d'axes mobile, il est le seul à avoir été assidûment localisé au centre de la tête humérale (Figure. 2.14).

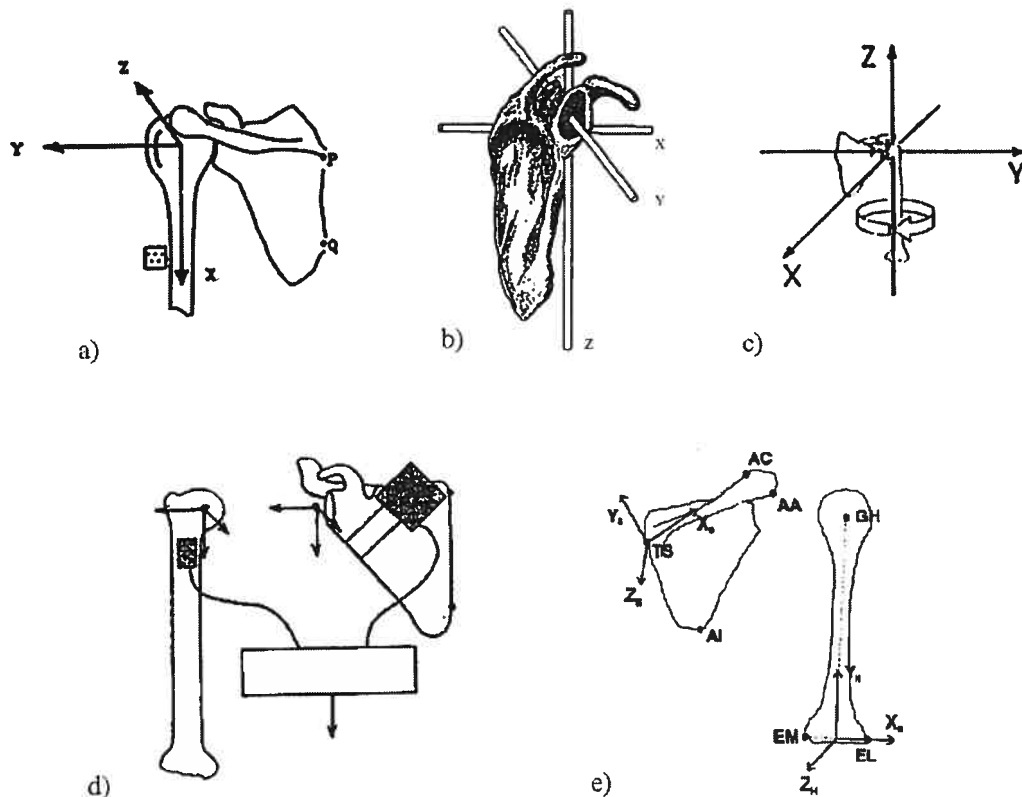


Figure 2.14: Système d'axes utilisé par (a) An (1991), (b) Loehr (1994), (c) Thompson (1996), (d) Karduna (1996) et (e) Helm (1997)

En ce qui concerne la définition du système de coordonnées de l'articulation glénohumérale, aucune norme de construction fixe n'avait été unanimement établie jusqu'à présent. La construction des axes était effectuée à partir de repères variés selon la volonté des chercheurs. L'utilisation de repères diversifiés tel que le côté médial supérieur et inférieur de la scapula (Karduna et al. 1996), le centre de la surface articulaire de la glénoïde (Karduna et al. 1996), les épicondyles (An et al. 1991) de même que le plan formé par l'infraspinatus (An et al. 1991) et le plan de la scapula (Debski et al. 1995) peut conséquemment causer des divergences au niveau de l'orientation des vecteurs et ainsi influencer l'interprétation de la cinématique (Figure 2.14).

Étant donné les divergences de nomenclatures et les défis que ceci peut engendrer lors de la comparaison des données cinématiques, «l'International Society of Biomechanics» a établi des normes dans le but de standardiser les méthodes d'analyse cinématique de l'articulation glénohumérale (Wu et al. 2005) (Figure 2.15). L'ensemble de ces normes sera détaillé dans le chapitre 5. L'objectif visé par une telle démarche est de faire en sorte que la communauté scientifique utilise les mêmes repères anatomiques et les mêmes systèmes d'axes (fixe et mobile), afin de favoriser de meilleures communications parmi les chercheurs et les cliniciens. Toutefois, malgré ces efforts de standardisation, il a récemment été remarqué par Senk et Chèze (2006) que suite à l'utilisation de ces normes, certains problèmes d'indétermination des angles et d'interprétation du mouvement de l'articulation glénohumérale pouvaient encore être rencontrés. Un aperçu détaillé de ces problèmes sera présenté au chapitre 7.

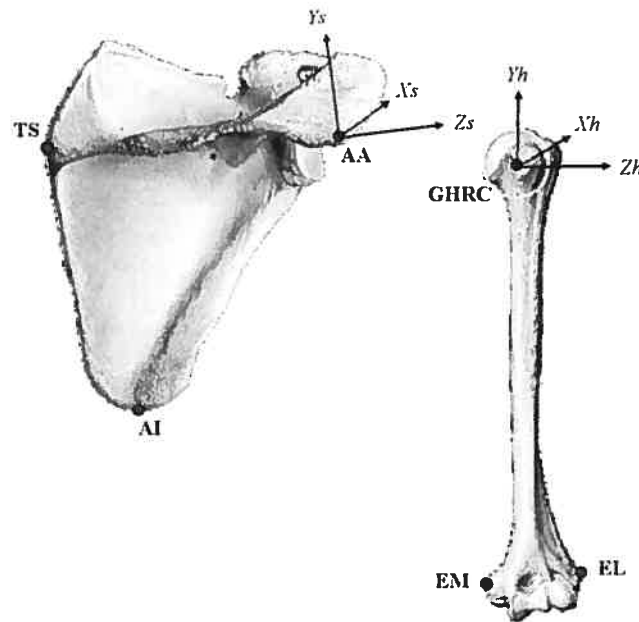


Figure 2.15: Système de coordonnées proposé par l'ISB construit à partir de repères anatomiques

2.3.2 Calcul du centre de rotation

Le centre de rotation de l'articulation glénohumérale (CRAG) est un repère anatomique utilisé par l'ISB pour la construction du système de coordonnées de l'humérus. À proprement parler, le CRAG n'est pas un repère anatomique pouvant être directement identifié sur une structure osseuse. Il s'agit plutôt d'un repère anatomique dont la position doit être estimée. Différentes méthodes peuvent être utilisées pour estimer le CRAG (géométrique, équation de régression, axes hélicoïdaux, sphère moindre carrés) (Vegger 2000, Stokdijk et al. 2000, Meskers et al. 1998, Helm et al. 1992). Ces méthodes peuvent être classées selon deux catégories : (1) méthodes géométriques et (2) méthodes fonctionnelles. Dans la présente section, une description de chacune des méthodes étant regroupées à l'intérieur de ces deux catégories sera présentée.

2.3.2.1 Méthodes géométriques

La méthode géométrique et l'équation de régression sont deux méthodes se basant sur la géométrie osseuse pour estimer le CRAG. La méthode géométrique estime le

CRAG comme étant le centre d'une sphère déterminée par moindres carrés, qui représente le mieux un ensemble de points numérisés à la surface articulaire de la tête humérale ou de la glénoïde (Vegger 2000, Meskers et al. 1998, Helm et al. 1992). Quant à l'équation de régression, elle estime le CRAG à partir des coordonnées de repères anatomiques situés sur la scapula (Figure 2.16) ainsi que la distance entre chacun d'entre eux. L'ensemble de ces valeurs sont utilisées en tant que variables indépendantes dans une régression multiple (Vegger 2000, Stokdijk et al. 2000, Meskers et al. 1998).

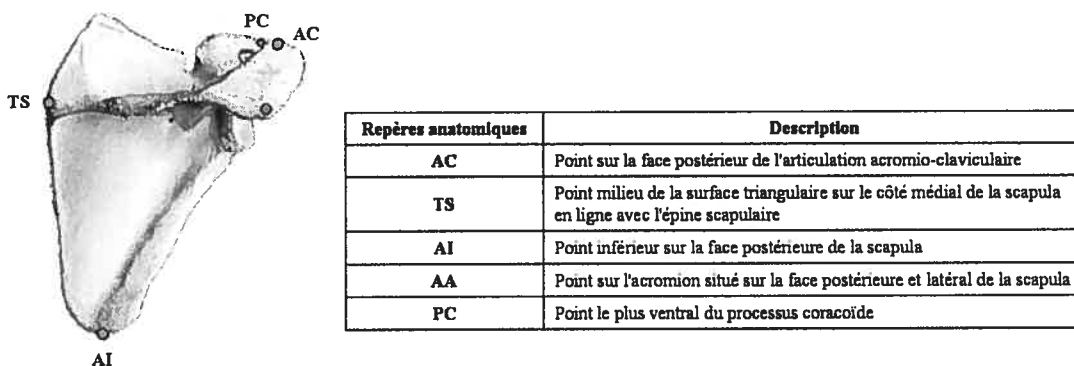


Figure 2.16 : Description des repères anatomiques de la scapula utilisés pour estimer le CRAG avec l'équation de régression

Ayant pour caractéristique d'utiliser la géométrie osseuse pour estimer le CRAG, la méthode géométrique et l'équation de régression sont davantage sensibles aux variabilités inter-individuelles (Stokdijk et al. 2000). Préalablement à leur utilisation, il est présumé que les surfaces articulaires de l'humérus et de la scapula correspondent à une sphère (Stokdijk et al. 2000, Mesker et al. 1998). Il est également sous-entendu que l'articulation glénohumérale est une articulation sphéroïde, c'est-à-dire que le centre de la glénoïde est coïncident au centre de la tête humérale (Vegger 2000, Stokdijk et al. 2000, Meskers et al. 1998, Helm et al. 1992). Advenant l'estimation du CRAG pour une épaule pathologique, l'utilisation de telles méthodes peut s'avérer être inappropriée. La présence de déformation osseuse au niveau de la scapula ou de la tête humérale ne permet plus de considérer ces structures osseuses comme étant sphériques (Stokdijk et al. 2000). De plus, la présence de translations au niveau de l'articulation peut perturber la relation existant

entre la scapula et l'humérus faisant en sorte que le centre de la tête humérale et de la glénoïde ne sont plus coïncidents (Stokdijk et al. 2000, Veeger 2000).

2.3.2.2 Méthodes fonctionnelles

La méthode des axes hélicoïdaux et de sphère moindre carrés sont deux méthodes se basant sur le mouvement de l'humérus pour estimer le CRAG. La méthode des axes hélicoïdaux estime le CRAG comme étant le point de pivot optimal de l'articulation glénohumérale (Veeger 2000). Lors de l'exécution d'un mouvement, le déplacement du bras d'une position à l'autre peut être décomposé en une rotation et une translation le long d'un axe (Figure 2.17) (Stokdijk et al. 2000). Cet axe est un axe hélicoïdal. Lors de l'utilisation de la méthode des axes hélicoïdaux, un axe hélicoïdal est calculé pour chacun des mouvements étant effectués. Le CRAG est ensuite déterminé par moindre carrés comme étant le point le plus proche de tous ces axes hélicoïdaux (Stokdijk et al. 2000, Stokdijk et al. 1999, Veeger 2000) (Figure 2.17).

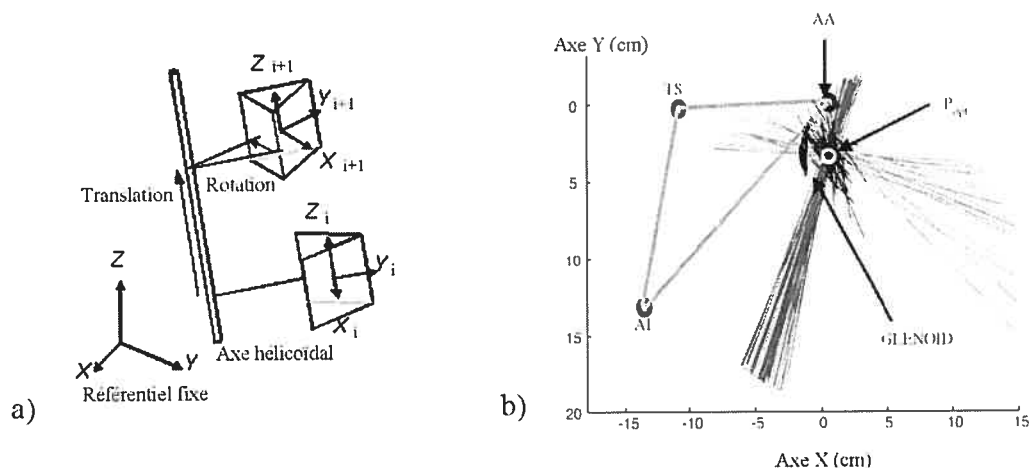


Figure 2.17: (a) Axe hélicoïdal ; (b) Détermination du point de pivot optimal à partir de l'équation de régression

Par la méthode sphère moindre carrés, le CRAG est estimé comme étant le centre d'une sphère issue de l'exécution de mouvements multidirectionnels du bras (Stokdijk et al. 2000). La position d'un capteur, situé sur l'humérus permet d'obtenir les coordonnées d'un ensemble de points situés dans l'espace. Selon Stokdijk et al.

(2000), l'ensemble de ces points est considéré comme faisant partie d'une sphère dont le centre correspond au centre de rotation de l'articulation glénohumérale.

Ayant pour caractéristique d'utiliser le mouvement pour estimer le CRAG, la méthode des axes hélicoïdaux est très sensible aux erreurs lorsque la vitesse de rotation et les déplacements angulaires sont de faible amplitude (Veeger 2000). En raison du procédé de calcul, la méthode des axes hélicoïdaux est également extrêmement sensible aux erreurs lorsque les données sont bruitées (Veeger 2000). Quant à la méthode de sphère moindre carrés, elle ne peut être employée auprès d'une population ayant une articulation glénohumérale instable car cette méthode, comme l'ensemble des méthodes géométriques, repose sur le fait que l'articulation glénohumérale fonctionne comme un joint sphérique (Stokdijk et al. 2000).

À notre connaissance, aucune de ces méthodes n'a été décrite jusqu'à présent comme étant celle devant être utilisée pour estimer le CRAG. Il apparaît donc nécessaire de vérifier quels pourraient être les impacts associés au choix de la méthode à utiliser pour estimer le CRAG sur les calculs de la cinématique.

Ce chapitre a permis de mettre en évidence les différentes approches pouvant être adoptées afin de procéder à l'analyse cinématique *in vitro* du complexe de l'épaule. Les différents montages expérimentaux et les différents instruments de mesures répertoriés dans la littérature pour évaluer la cinématique ont également pu être étudiés. De plus, il a été possible de discuter des différents systèmes de coordonnées et méthodes de calculs du CRAG ayant été élaborés. Grâce à cette revue, il est maintenant possible de mieux situer le cadre théorique dans lequel s'est effectué cette étude ainsi que d'exposer notre problématique de recherche.

Chapitre 3: Problématique

3.1 Problématique

Comme mentionné en introduction, il apparaît nécessaire d'acquérir une meilleure connaissance du fonctionnement de l'articulation glénohumérale préalablement à la conception d'une nouvelle prothèse d'épaule. Suite à la réalisation d'expérimentations *in vitro*, il sera possible de mieux documenter les effets associés à une rupture massive de la coiffe des rotateurs et ainsi proposer un nouveau design de prothèse étant non seulement adapté à l'anatomie osseuse, mais également à la complexité du fonctionnement de l'articulation glénohumérale.

Dans le but d'évaluer le fonctionnement de l'articulation glénohumérale, une approche expérimentale doit être mis sur pied. L'évaluation de la cinématique tridimensionnelle (3D) nécessite l'utilisation d'un ensemble de normes universellement admises pour décrire le mouvement. En 2005, «l'International Society of Biomechanics» (ISB) a proposé des normes concernant la définition d'un système de coordonnées permettant de standardiser les procédures reliées à la description du mouvement de l'articulation glénohumérale. Suite à l'étude de ces recommandations, certaines interrogations ont été soulevées.

Dans un premier temps, il a été observé qu'aucun consensus n'était établi quant au choix de la méthode à utiliser afin d'estimer le centre de rotation de l'articulation glénohumérale (CRAG). Deuxièmement, étant donné les perspectives cliniques vers lesquelles se dirige ce projet, il a été jugé intéressant de vérifier les allégations de l'ISB concernant la possibilité de clarifier l'interprétation de la cinématique de l'articulation glénohumérale suite à l'alignement des axes du système de coordonnées. L'importance de ce travail, outre de mettre sur pied une approche expérimentale permettant d'évaluer *in vitro* la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale, consiste à faire progresser les connaissances au sein de la communauté scientifique afin de perfectionner l'analyse cinématique de l'articulation glénohumérale.

3.2 Hypothèses de travail

Dans le présent travail, il est formulé comme hypothèse générale que malgré la pertinence des normes ayant été établies par l'ISB pour procéder à l'évaluation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale, certaines ambiguïtés se doivent d'être clarifiées. De cette hypothèse générale découlent deux hypothèses secondaires qui seront vérifiées expérimentalement :

- Premièrement, il est prétendu qu'il serait souhaitable d'établir un consensus quant au choix de la méthode à utiliser pour estimer le CRAG. La vérification de cette hypothèse est soutenue par la supposition que le choix de la méthode d'estimation utilisée peut influencer la localisation du centre de rotation.
- Deuxièmement, il est présumé que l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale puisse être améliorée par l'alignement des axes du système de coordonnées. Cette hypothèse repose sur une recommandation ayant été effectuée par l'ISB (Wu et al. 2005).

3.3 But de l'étude

La recrudescence de l'intérêt pour l'évaluation de la cinématique 3D du complexe de l'épaule ainsi que le manque de connaissance quant aux approches expérimentales à utiliser sont des raisons ayant poussées à la réalisation de ce travail. Le but de la présente étude est donc de développer une approche expérimentale *in vitro* permettant d'effectuer une analyse cinématique 3D de l'articulation glénohumérale afin d'acquérir une meilleure connaissance de son fonctionnement.

Dans un premier temps, un intérêt a été consacré à la conception d'un montage expérimental permettant la réalisation d'un mouvement d'élévation continu du bras dans le plan de la scapula (abduction). Selon ce qui a été recensé dans la littérature, ce montage expérimental devra permettre de reproduire les lignes d'action musculaire, reproduire le positionnement anatomique de la scapula ainsi que préserver les propriétés inertielles d'un membre supérieur entier. Ensuite, une première série d'expérimentations a été conduite afin de déterminer si la localisation

et l'excursion du CRAG peuvent être affectées par la méthode d'estimation utilisée (référer au chapitre 5). Une seconde série d'expérimentations a également été conduite dans le but de déterminer si l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale peut être améliorée suite à l'alignement des axes du système de coordonnées de l'ISB (référer au chapitre 6).

Ces différentes études vont permettre de remplir les objectifs spécifiques suivants :

- acquérir des données cinématiques 3D *in vitro* de l'articulation glénohumérale,
- documenter l'impact du choix de la méthode d'estimation du centre de rotation sur la cinématique de l'articulation glénohumérale,
- faciliter l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale.

Chapitre 4: Méthodologie et situation des articles dans le mémoire

Le travail effectué pour ce mémoire se divise en deux parties. La première porte sur les méthodes d'estimation du centre de rotation de l'articulation glénohumérale (CRAG) et la seconde porte sur l'influence de l'alignement des axes du système de coordonnées sur l'interprétation de la cinématique tridimensionnelle (3D) de l'articulation glénohumérale. Dans le présent chapitre, le protocole expérimental utilisé pour la réalisation de ce travail sera brièvement présenté. Une vue d'ensemble des articles ayant été rédigés sera également présentée afin de mieux les situer dans ce mémoire.

4.1 Description des expérimentations

Conduite à partir de 8 spécimens cadavériques du membre supérieur incluant la scapula, le bras, l'avant-bras et la main (4 droits, 4 gauches âgés entre 59 et 87 ans), l'approche expérimentale ayant été développée pour la réalisation d'expérimentations cinématiques *in vitro* concernant l'articulation glénohumérale comporte 11 étapes (Figure 4.1). Dans ce qui suit, une brève description de chacune de ces étapes sera présentée.

Étant conservé dans un congélateur à -20°C , le spécimen cadavérique est tout d'abord décongelé à température ambiante pour une durée de 8 heures préalablement à sa dissection. Lors de la dissection, qui est effectuée par un chirurgien orthopédiste, tous les tissus mous du bras et de la scapula sont réséqués à l'exception des muscles de la coiffe des rotateurs, de la capsule articulaire, des ligaments ainsi que le deltoïde antérieur et postérieur (Thompson et al. 1996). En ce qui concerne les tissus mous de l'avant-bras et de la main, ils demeurent intacts afin de pouvoir reproduire le plus adéquatement possible les propriétés inertielles du membre supérieur entier. Au moment de la dissection, des triangles en aluminium sont fixés sur l'humérus et sur la scapula afin de pouvoir éventuellement réaliser une procédure de calibrage. Étant en aluminium, ces triangles ne créeront pas d'interférence avec le système de mesure électromagnétique Fastrak (Polhemus, USA) utilisé pour l'enregistrement de la cinématique 3D. Une fois la dissection terminée, le spécimen cadavérique est recongelé et un CT scan est réalisé. À partir des images CT ayant été obtenues, une reconstruction 3D personnalisée des os du spécimen cadavérique est effectuée. Cette

reconstruction 3D sera utilisée pour l'estimation du centre de rotation, la définition du système de coordonnées, ainsi qu'à des fins de visualisation de l'enregistrement de la cinématique.

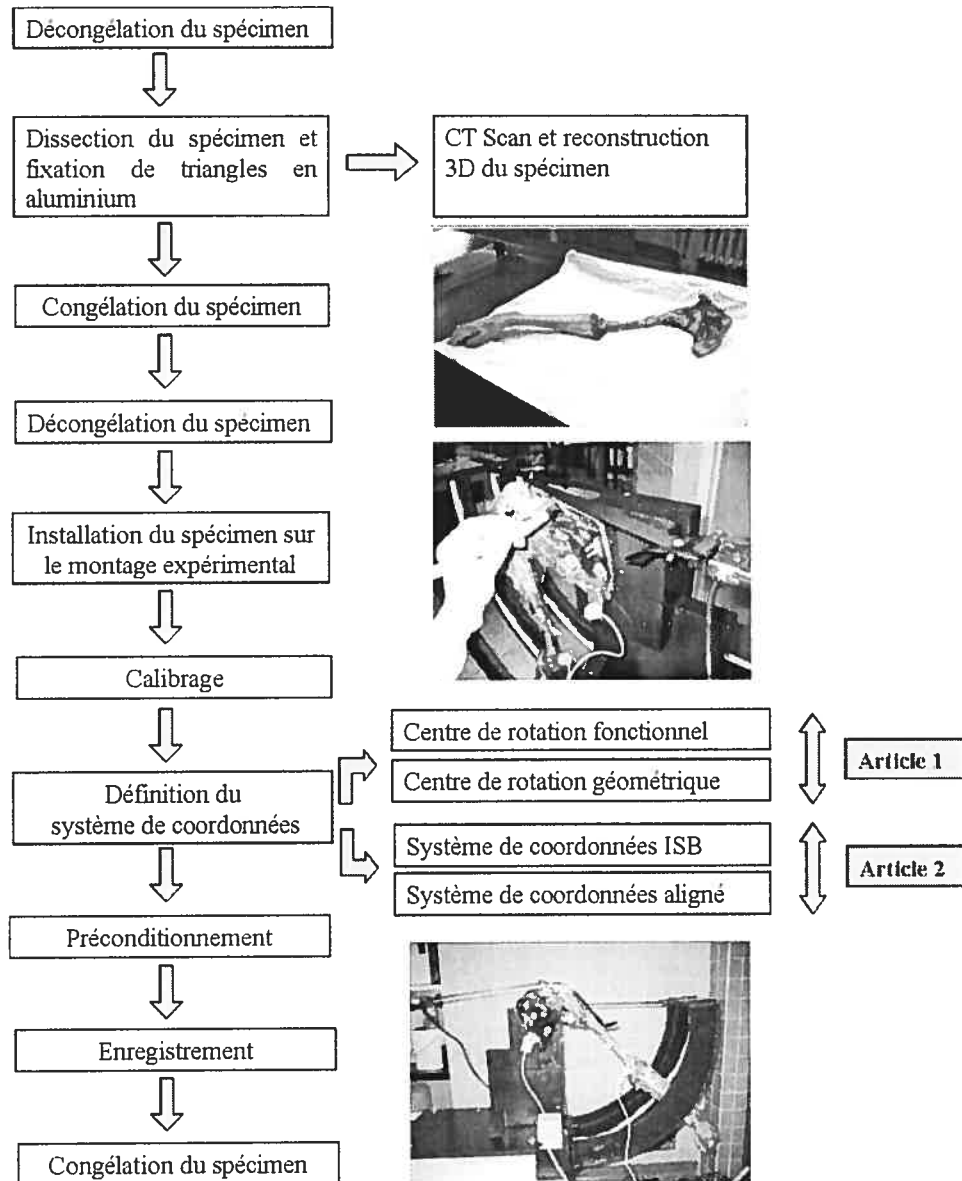


Figure 4.1: Représentation schématique de la procédure expérimentale utilisée

Préalablement à l'acquisition des données cinématiques, le spécimen cadavérique est décongelé une seconde fois à température ambiante pour une durée de 12 heures. Contrairement à ce qui a été mentionné précédemment, le temps de décongélation est

plus élevé car le spécimen doit être entièrement décongelé afin de pouvoir effectuer un mouvement d'amplitude maximale. Par la suite, le spécimen cadavérique est positionné sur le montage expérimental par un chirurgien orthopédiste de manière à reproduire le plus adéquatement possible, à l'œil nu, sa position anatomique (référer au chapitre 1) (Figure 4.2). La scapula est fixée rigidement au montage expérimental à l'aide de vis en laiton qui ne créeront pas, elle non plus, d'interférence électromagnétique avec le système d'enregistrement utilisé.

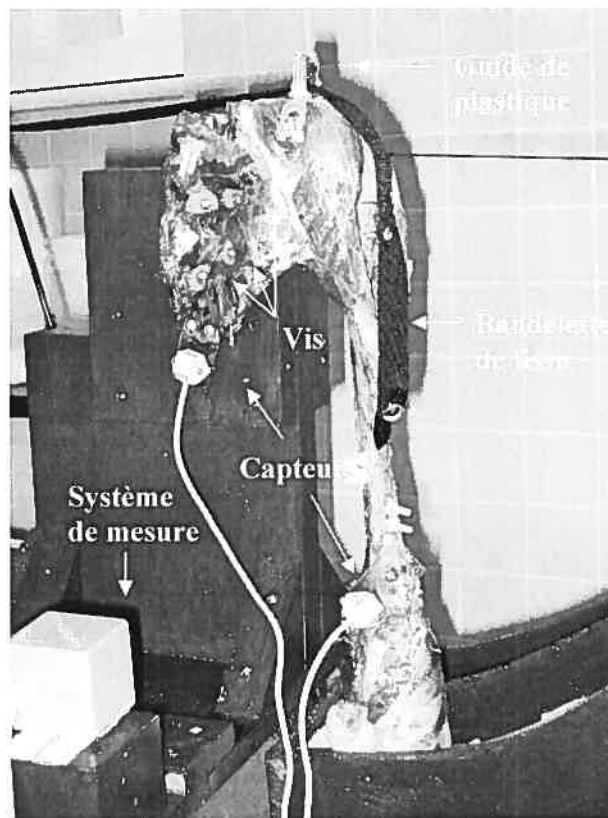


Figure 4.2 : Installation du spécimen cadavérique sur le montage expérimental. Le deltoïde moyen est remplacé par une bandelette de tissu non élastique et un guide de plastique permettant de reproduire la ligne d'action du deltoïde est fixé sur l'acromion.

Lors de l'installation du spécimen cadavérique sur le montage expérimental, le muscle du deltoïde moyen, qui a précédemment été réséqué lors de l'étape de la dissection, est remplacé par une bandelette de tissu non élastique afin de simuler son

action (Della Valle et al. 2001) (Figure 4.3a). Un guide confectionné d'une attache en plastique, de vis en laiton et d'une bande galvanisée, est fixé sur l'acromion afin de faciliter la reproduction de la ligne d'action du muscle du deltoïde (Figure 4.3b). Des tubes de plastiques sont également fixés sur l'avant bras afin d'en réduire le frottement contre le montage expérimental lors du mouvement d'élévation du bras. Finalement, une vérification de l'environnement est effectuée afin de s'assurer de son immunité aux interférences électromagnétiques étant donnée l'utilisation d'un système électromagnétique Fastrak pour l'enregistrement de la cinématique.

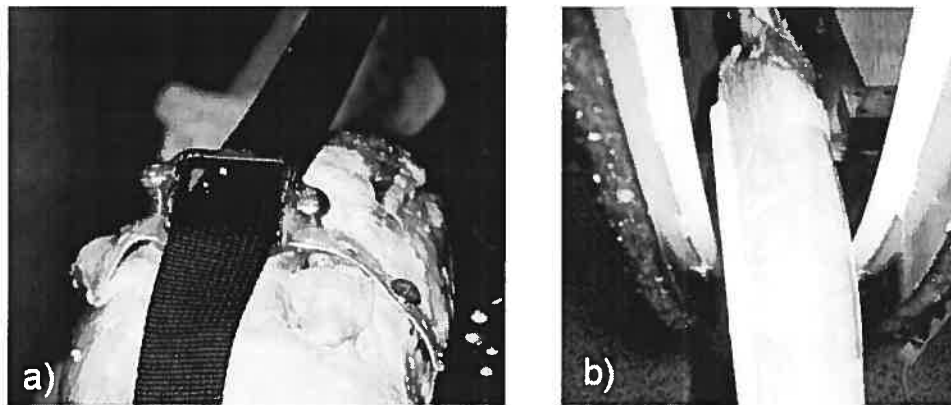


Figure 4.3 : (a) Guide fixé sur l'acromion afin de reproduire la ligne d'action du deltoïde ; (b) tube en plastique fixé sur l'avant bras afin de minimiser le frottement

Une fois le spécimen cadavérique positionné sur le montage expérimental et les capteurs de mouvement directement fixés sur les os, une procédure de calibrage est réalisée. Celle-ci consiste à numériser à 10 reprises à l'aide d'un pointeur électromagnétique Fastrak les extrémités de chacun des triangles ayant été fixés sur l'humérus et la scapula lors de la dissection. Cette procédure de calibrage permet d'établir une matrice de transformation qui permet d'associer le mouvement du spécimen cadavérique enregistré par les capteurs de mouvement, à la reconstruction 3D personnalisée des os. L'avantage associé à cette procédure de calibrage réside dans le fait qu'il sera possible, une fois l'expérimentation terminée, de visualiser à partir de la reconstruction 3D la cinématique ayant été enregistrée et de redéfinir, à posteriori, le système de coordonnées ayant été utilisé.

Une fois le calibrage achevé, un système de coordonnées est ensuite défini afin de pouvoir décrire le mouvement effectué par le spécimen cadavérique. Lors de cette étape, la méthode de définition du système de coordonnées diffère d'une étude à l'autre, tout dépendant de l'objectif de recherche étant poursuivi (référer chapitre 5-6). Finalement, préalablement à l'enregistrement de la cinématique 3D d'un mouvement d'abduction du bras dans le plan de la scapula, 25 mouvements d'abduction sont effectués afin de conditionner le spécimen cadavérique (Debski and al. 1995, Parson et al. 2002, Thompson et al. 1996). Durant toute la durée des expérimentations, le spécimen cadavérique est humidifié avec une solution saline afin d'éviter son dessèchement. Une fois la séance expérimentale terminée, le spécimen cadavérique est recongelé de nouveau.

4.2. Situation des articles dans le mémoire

L'objectif principal de ce mémoire est de développer une approche expérimentale permettant de conduire des expérimentations *in vitro* sur la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale.

Le premier article décrit le montage expérimental conçu par notre laboratoire de recherche pour la réalisation d'études cadavériques concernant l'articulation glénohumérale. L'objectif de cet article est de documenter l'impact du choix de la méthode d'estimation du centre de rotation sur la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale. Pour ce faire, une méthode d'estimation géométrique (basée sur la géométrie osseuse) ainsi qu'une méthode d'estimation fonctionnelle (basée sur le mouvement) a été utilisée. Par l'application de la procédure expérimentale résumée précédemment, il a été possible de déterminer si la localisation et l'excursion du centre de rotation de l'articulation glénohumérale sont influencées par la méthode d'estimation utilisée (géométrique ou fonctionnelle). Au meilleur de notre connaissance, il n'y a aucune étude *in vitro* ayant comparé ces différentes méthodes lors de l'exécution d'un mouvement du bras. Une meilleure compréhension de la localisation et du comportement du CRAG sera d'une grande importance pour la réalisation de futurs travaux tels que l'étude de la cinématique d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs, ainsi que pour la conception d'une prothèse d'épaule.

Quant au second article, il décrit les problèmes que l'on peut rencontrer suite à l'utilisation des normes proposées par l'ISB pour la définition du système de coordonnées de l'articulation glénohumérale. En ce qui concerne son objectif, il s'agit de déterminer en quelle mesure l'alignement des axes du système de coordonnées peut influencer l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale. Pour ce faire, la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale a été comparée en utilisant un système de coordonnées défini selon les normes de l'ISB ainsi que le système de coordonnées de l'ISB pour lequel les axes ont été mathématiquement alignés. Étant donné la nouveauté des normes ayant été proposées par l'ISB (2005), le présent travail fait partie des premières études s'intéressant aux inconvénients qu'il est possible de rencontrer suite à leur utilisation. Par la réalisation de cette étude, il sera donc possible de fournir des informations additionnelles afin d'améliorer l'analyse cinématique de l'articulation glénohumérale.

Chapitre 5: Article I: Comparison between a geometric and a functional method for the estimation of the glenohumeral rotation center

A. Levasseur, P. Tétreault, J.A. de Guise, N. Nuño, N. Hagemeister

Article soumis à la revue «Journal of Biomechanics»

5.1 Abstract

According to the literature, the glenohumeral rotation center (GHRC) can be estimated using a geometric or a functional method. The purpose of this research was to evaluate if localization and excursion of the GHRC were affected by the method used. An experiment was carried out on 8 cadaveric shoulder specimens. The localization of the GHRC and its relative three-dimensional (3D) excursion were analyzed using 3D imagery reconstruction and an electromagnetic tracking device. The results revealed a difference in the localization of the geometric and the functional GHRC. Simulated abduction motion in the plan of the scapula demonstrated a statistically significant difference for the GHRC excursion in the transverse plan (Z axis). Understanding the localization and behaviour of each GHRC will be valuable for future work such as the study of cuff tear arthropathy and eventual prosthetic design.

5.2 Introduction

The International Society of Biomechanics (ISB) recently proposed a definition of a joint coordinate system to standardize shoulder joint motion (Wu and al. 2005). This coordinate system was developed using bony landmarks on the scapula and humerus and the glenohumeral rotation center (GHRC). Being a reference landmark for shoulder joint motion analysis, the GHRC needs to be localized precisely. Its position relative to the scapula is very important for the stability of the joint, which is assumed to act as a ball-and-socket (de Leest and al. 1996, Helm and al. 1992). Changes in the position of the GHRC could ultimately affect estimation of the lever arms of the muscles and therefore modify the interpretation of shoulder kinematics.

Different methods have been described to estimate the GHRC : geometric method, regression equation method, helicoidal axis method, pivoting algorithm. The geometric method estimates the GHRC as a sphere fitted through the glenoid surface with a radius based on the size of the humeral head (Helm et al., 1992). With the regression equation method, the GHRC is estimated as the center of the best-fitted sphere on the glenoid and humeral head (Mesker et al., 1998). The helicoidal axis method and the pivoting algorithm estimate the GHRC as the optimal pivot point of

the humerus relative to the scapula during a movement of the arm (Siston and Delp, 2006, Woltring and al., 1990).

The methods used to estimate the GHRC can be classified in two general categories: geometric (based on the bone geometry) or functional (based on the bone movement) (de Leest and al. 1996). To the best of our knowledge, there is no in vitro study that compares the different methods in terms of localization and excursion of the GHRC during movement of the arm. Therefore, the aim of our study was to determine the GHRC on cadaveric shoulder specimens, using a geometric and a functional method, and to compare their relative localization, their excursion during the abduction motion of the arm and their localization with respect to the center of the glenoid.

5.3 Material and Method

5.3.1 Specimen preparation

Eight fresh-frozen cadaveric shoulder specimens including entire arm were used (4 lefts and 4 rights, age range 59 to 87 years). The specimens were stored in a freezer at -20°C and thawed at room temperature for approximately 8 hours before the dissection. All soft tissues around the shoulder were removed except the rotator cuff muscles, deltoid, capsule and ligament structures. The cadaver specimens did not show any musculoskeletal pathology. Two aluminium triangles were fastened with plastic screws on the scapula and the humerus for calibration purposes. After dissection, the specimens were refrozen and then sent for CT scan. From the CT images, a 3D reconstruction of the shoulder was performed with the help of a commercialized software (SliceOmatic, Tomovision, Canada).

5.3.2 Testing device

A testing device made of an abduction guide and two mounting blocks was used to test each shoulder specimen (Figure 5.1). It was entirely made of wood to avoid interference with the tracking device (Fastrak, Polhemus, USA) used to measure shoulder movement. The abduction guide was shaped like a quarter of arch and controlled elevation of the arm in the scapular plane. The main mounting block was

used to fix the scapula with the arm hanging freely between the edges of the abduction guide. The other block was linked to the main block and used to fix a pulling mechanism, which consisted of an electric cylinder (NV-D Series). This mechanism simulated a continuous motion at constant speed with minimal friction. A force transducer (RL 20000 S beam) was fixed at the tip of the pulling mechanism to a fabric strip that simulated the middle deltoid function during arm elevation.

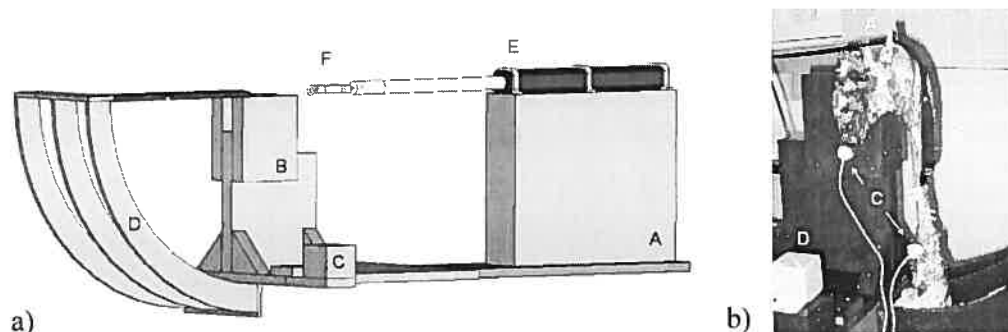


Figure 5.1 : (a) Testing device composed of 2 mounting blocks (A,B); a support for the tracking device (C); a guide (D); and an electric cylinder (E) equipped with a force transducer (F) and (b)positioning of the scapula: (A) scapula guiding device, (B) fabric strip, (B) sensors and (D) transmitter of the electromagnetic tracking device.

5.3.3 Experimentation

Prior to the experiment, each specimen was thawed at room temperature for a period of 12 hours. To immobilize the motion of the forearm, the elbow was fixed with a brass screw. The scapula was mounted on the testing device and positioned such that the medial border of the scapula was vertical. The middle deltoid was resected and replaced by a strip of non-elastic fabric (Figure 5.1). One extremity of the fabric strip was fixed to the deltoid tuberosity, and the other to the pulling mechanism. To prevent slipping of the fabric strip over the acromion, a guiding device was attached on top of the scapula (Figure 5.1). This device also helped in reproducing the line of action of the middle deltoid muscle.

The shoulder joint motion was recorded using an electromagnetic tracking device (Fastrak, Polhemus, USA) (Figure 5.1). The accuracy of the system is 1mm for linear displacement and $0,1^{\circ}$ for angular displacement. Sensors were screwed on plastic plates, which were directly fixed on the scapula and humerus. The sensor on the scapula served as a control for possible movement of the testing device. A personal computer with custom-design software recorded the three dimensional displacement of the arm at 60 Hz in real time.

Before data acquisition, the effect of the environment on the accuracy of the tracking device was evaluated. Then, a calibration procedure was performed which consisted in digitalizing the extremity of both triangles fastened on the scapula and the humerus using a Fastrak pointer. This procedure allowed establishing a transformation matrix between the motion of the cadaver specimen and the virtual 3D reconstruction. Thereafter, 25 passive abduction movements were carried out with the pulling mechanism to condition the specimen and to minimize the viscoelastic effect of the soft tissues (Debski and al. 1995, Parson and al. 2002, Thompson and al. 1996).

Circumduction movements of the arm were performed by the experimenter over a 30-second period to eventually determine the functional GHR. The experimenter tried not to press the humeral head into the glenoid and not to move the arm beyond the active normal range of motion. Afterwards, 10 abduction movements of maximal range of motion were completed using the pulling mechanism. Each trial last 10 seconds. During experimentation, the specimens were kept moist with saline solution. Afterwards, the specimen was restored in the freezer at -20°C .

5.3.4 Method used for determining the geometric GHRC

First, the geometric GHRC was estimated using the 3D computed geometric model of the humerus. A point cloud was selected on this model using the software called Polyworks (InnovMetric, Canada) (Figure 5.2). It corresponds to the articular surface of the humeral head and has the shape of half a sphere (Figure 5.2). The selection was made manually three times by one person. A sphere was then fitted by a least

square method to the data of the point cloud (Figure 5.2). The center of this sphere corresponded to the geometric GHRC.

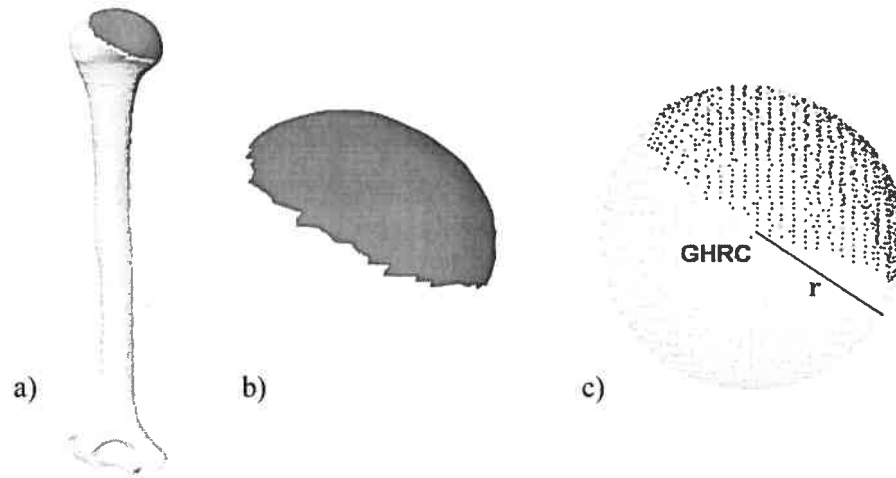


Figure 5.2: (a) Selection of point cloud on the 3D reconstruction of the humeral head; (b) point cloud; (c) sphere estimated by a least square method

5.3.5 Method used for determining the functional GHRC

To estimate the functional GHRC, the method presented by Sinston and Delp (2006) was used. By a least square method, the GHRC was estimated as a fixed pivot point relative to the scapula during a circumduction movement (Figure 5.3).

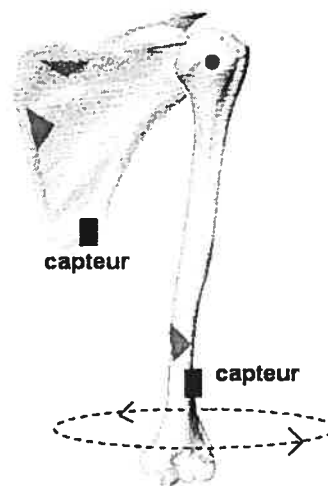


Figure 5.3: Circumduction movements of the arm to determine the functional GHRC

5.3.6 Method used for determining the glenoid center

The glenoid center was determined using the 3D computed model of the scapula. The superior, inferior, medial and lateral edges of the glenoid were labelled with a custom-design computer graphics software (Figure 5.4). The center of the line joining the superior and inferior edges of the glenoid fossa defined the glenoid center in the frontal plane (Y-axis), while the medial and lateral edges defined the glenoid center in the sagittal plane (X-axis) (Howell and al. 1989).

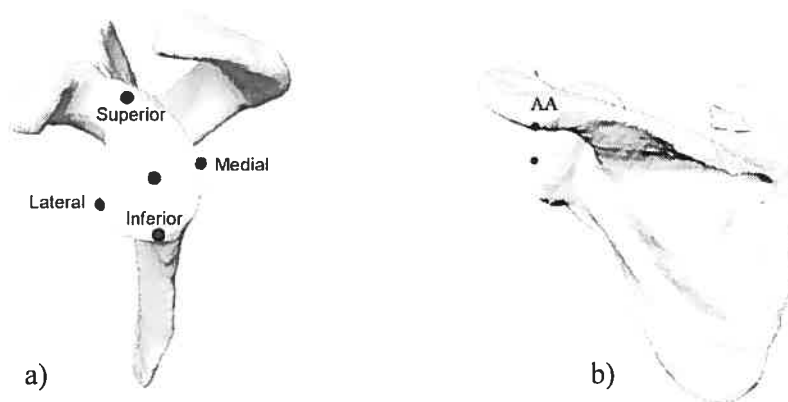


Figure 5.4: Localization of the glenoid center : (a) medial view (b) posterior view

5.3.7 Shoulder joint coordinate systems to localize and compare the displacement of the geometric and functional GHRC

The shoulder joint coordinate system used two local coordinate systems: one on the scapula and the other on the humerus. Both local coordinate systems were set by using bony landmarks, as defined by the ISB (Table V.I) (Wu and al. 2005).

Table V.I: Bony landmarks for the definition of local coordinate systems

Bone	Anatomical Landmark	Description
Humerus	GHRC	GlenoHumeral rotation center
	EL	Most caudal point on Lateral Epicondyle
	EM	Most caudal point on Medial Epicondyle
Scapula	AC	Most dorsal point on the Acromioclavicular joint
	TS	Triogonum Spinae Scapulae, midpoint of triangular surface on medial border of the scapula in line with the scapular spine
	AI	Angulus Interior, most caudal point of the scapula
	AA	Angulus Acromialis, most latero-dorsal point of the scapula

The reference coordinate system is positioned at the angulus acromialis (AA) of the scapula (_s) (Figure 5.5). The Z_s axis is defined as the line connecting TS and AA, pointing to AA. The X_s axis is defined as the line perpendicular to the plane formed by AI, AA and TS. It is pointing forward. The Y_s axis is the common line perpendicular to X_s and Z_s and pointing upward.

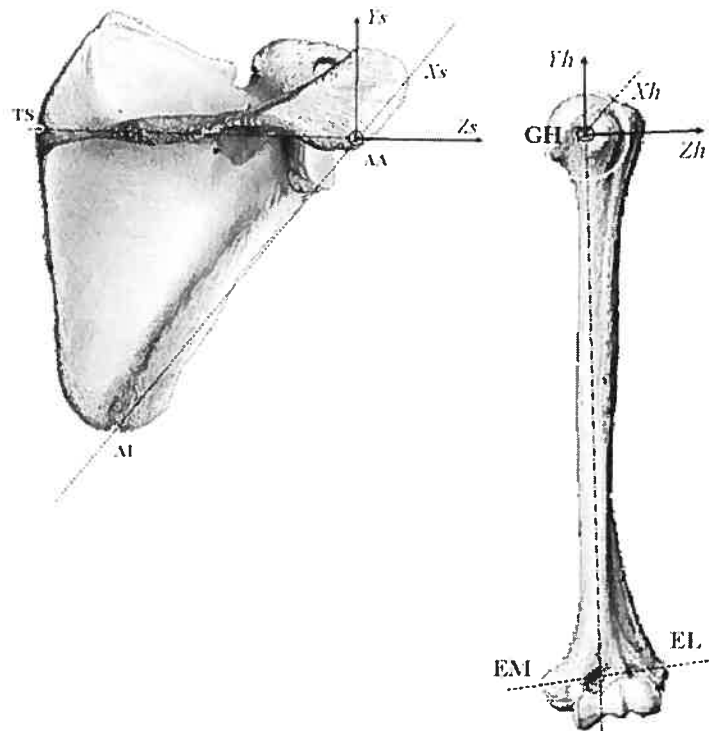


Figure 5.5: Reference and moving coordinate system (posterior view)

The moving coordinate system is positioned at the GHRC of the humerus (_h) (Figure 5.5). The Y_h axis is defined as the line connecting GHRC and the midpoint of EL and EM pointing to GHRC. The X_h axis is defined as the line perpendicular to the plane formed by EL, EM and GHRC. It is directed forward. The Z_h axis is the common line perpendicular to Y_h and X_h pointing to EL. The motion of the humerus is described with respect to the scapula coordinate systems using Euler angles (X_h , Z_h , Y_h). Displacement of the geometric and functional GHRC was calculated relative to the AA point on the scapula along 3 axes (X_s , Y_s , Z_s).

5.3.8 Statistical analysis

A two-way ANOVA for repeated measures was performed to determine if there was a difference in displacement between the geometric and functional GHRC during an abduction movement. Statistical significance was set at $\rho < 0,05$. All analyses were performed using the SPSS software.

5.4 Results

The three-dimensional coordinates of the geometric and functional GHRC for each shoulder specimen are presented in table V.II. The coordinates of the glenoid centers for each specimen in the sagittal, frontal and transverse planes are also displayed. All these data represent the actual distance in mm of the GHRC and the glenoid center from the AA point on the scapula along the X_s , Y_s , Z_s .

Table V.II: Coordinates of the: geometric GHRC, functional GHRC and glenoid center with respect to AA point on the scapula.

<i>Specimens</i>	<i>Geometric GHRC</i>			<i>Functional GHRC</i>			<i>Glenoid Center</i>		
	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>
<i>1</i>	45,7	-26,7	13,7	40,6	-33,8	12,5	39,1	-19,0	0,0
	± 0,2	± 0,8	± 0,4	± 0,2	± 0,8	± 0,3			
<i>2</i>	37,2	-32,0	4,4	36,4	-35,1	1,2	32,7	-20,8	0,0
	± 0,2	± 0,5	± 0,2	± 0,1	± 0,5	± 0,2			
<i>3</i>	47,0	-17,3	10,3	45,9	-22,3	7,9	41,6	-12,4	0,0
	± 0,1	± 0,1	± 0,1	± 0,1	± 0,1	± 0,1			
<i>4</i>	31,0	-27,7	5,2	29,9	-29,9	8,2	28,1	-20,7	0,0
	± 0,4	± 0,2	± 0,1	± 0,4	± 0,2	± 0,1			
<i>5</i>	46,7	-23,6	3,4	49,8	-22,4	1,4	36,9	-19,3	0,0
	± 0,2	± 0,1	± 0,2	± 0,2	± 0,1	± 0,2			
<i>6</i>	48,5	-24,5	-3,3	50,6	-29,0	-6,6	37,2	-21,5	0,0
	± 0,7	± 0,4	± 0,2	± 0,7	± 0,4	± 0,2			
<i>7</i>	47,1	-36,7	11,7	36,8	-48,6	10,2	36,3	-22,1	0,0
	± 0,1	± 0,1	± 0,0	± 0,1	± 0,1	± 0,0			
<i>8</i>	38,4	-16,3	-1,7	45,0	-20,9	-6,0	27,1	-16,8	0,0
	± 0,0	± 0,2	± 0,1	± 0,0	± 0,2	± 0,1			
<i>Mean</i>	42,7	-25,6	5,4	41,9	-30,3	3,6	34,9	-19,1	0,0
	± 6,3	± 6,9	± 6,1	± 7,2	± 9,1	± 7,3	± 5,2	± 3,2	± 0,0

Referring to Table V.II, both GHRC were positioned below and in front of the reference landmark AA (Figure 5.6). For the majority of specimens, the GHRC was positioned on the lateral side of AA except for specimen 6 and 8, where both GHRC were positioned on the medial side of AA landmark. Relative to the geometric rotation center, the functional rotation center was lower (4,7 mm) and medially (1,8 mm) positioned.

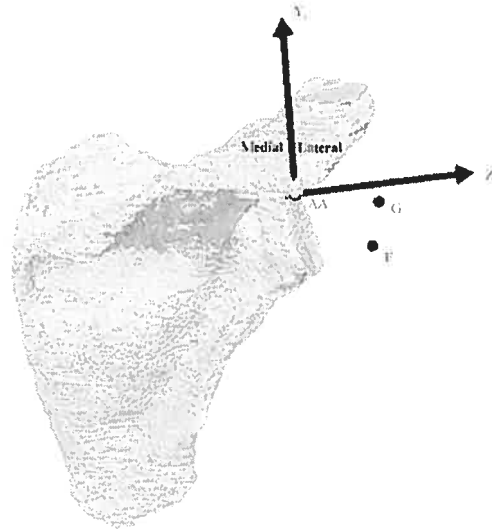


Figure 5.6: Localization of the geometric (G) and functional (F) GHRC for specimen #7

The excursion of the geometric and functional GHRC during abduction of the arm was calculated. The excursion was defined as the difference between the final and the initial position of the GHRC. Figure 5.7 presents the mean excursion of the geometric and functional GHRC from all 8 specimen during an average abduction movement of $32,9 \pm 7,0^\circ$.

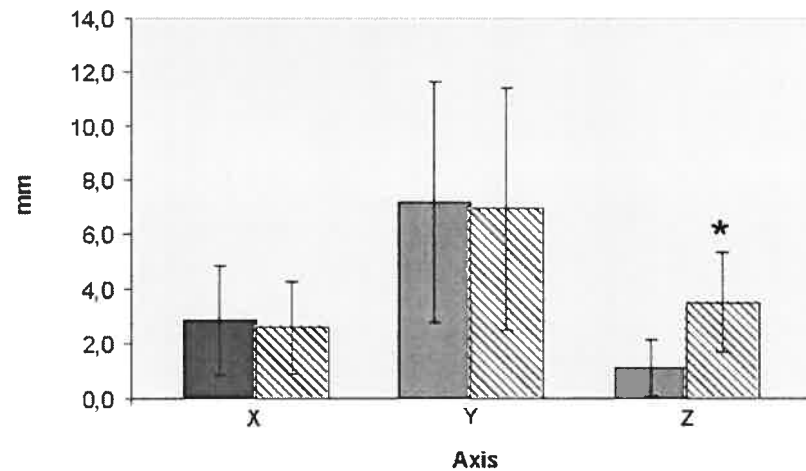


Figure 5.7: Mean excursion of the geometric (plain stick) and functional (lined stick) GHRC

For the geometric GHRC, its excursion varied between 0,3 to 6,2 mm, 2,0 to 16,3 mm and 0,3 to 3,7 mm in the X, Y and Z axis, respectively. For the functional GHRC, its excursion varied between 0,1 to 5,7 mm, 1,43 to 15,5 mm and 0,4 to 5,9 mm in the X, Y and Z axis, respectively. Based on the statistical analysis, excursion of the geometric and functional GHRC did not differ significantly in the X and Y axis. However, there was a statistically significant difference for the excursion in the Z-axis ($p=0,027$). The functional GHRC moved further lateral relative to the AA point and the geometric GHRC moved further medial to the AA point (Figure 5.8).

At resting position, the distance between both GHRC averaged $3,8 \pm 3,4$ mm (range 0,8 to 10,3 mm), $5,0 \pm 3,3$ mm (range 1,2 to 11,9 mm) and $2,6 \pm 1,0$ mm (range 1,2 to 3,3 mm) in the X, Y and Z axis respectively. In maximum abduction, this distance averaged $3,6 \pm 3,2$ mm (range 0,2 to 8,6 mm), $4,8 \pm 4,0$ mm (range 0,4 to 12,7 mm) and $2,4 \pm 1,6$ mm (range 0,4 to 5,1 mm) in the X, Y and Z axis respectively.

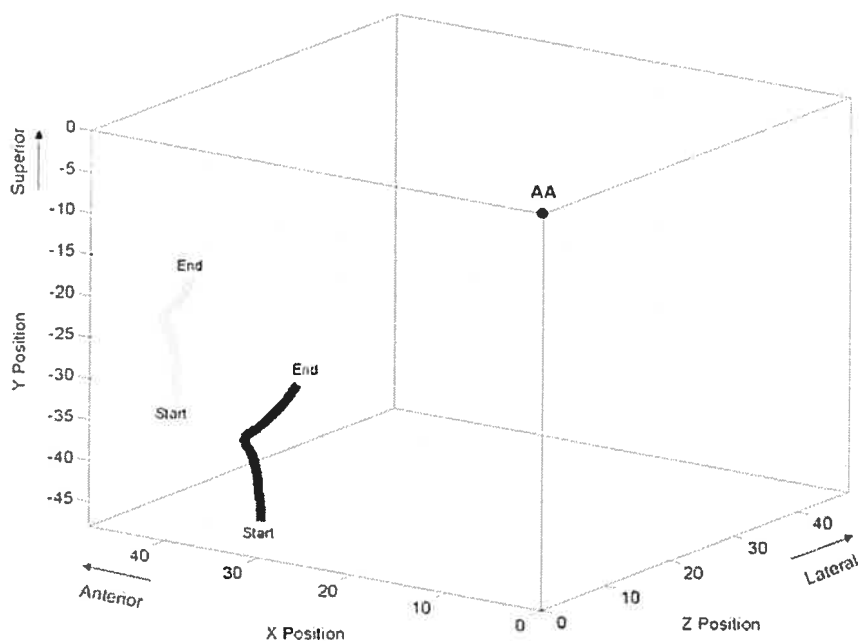


Figure 5.8: Mean 3D excursion of the geometric (grey line) and functional (black line) GHRC relative to the AA landmark for specimen #7

The distance between the glenoid center and both GHRC (geometric and functional) was calculated in the resting position of the arm and at the maximum abduction (Figure 5.9). This distance was defined as the vectorial sum of the distances between the glenoid center and the GHRC in the sagittal and frontal plane. In the resting position, the distances averaged $11,1 \pm 3,4$ mm (range 7,3 to 18,2 mm) for the geometric GHRC and $15,4 \pm 5,3$ mm (range 9,4 to 26,5 mm) for the functional GHRC. In maximum abduction, the distance averaged $8,8 \pm 5,3$ mm (range 0,8 to 17,0 mm) for the geometric GHRC, and $11,1 \pm 6,3$ (range 0,6 to 20,7 mm) for the functional GHRC.

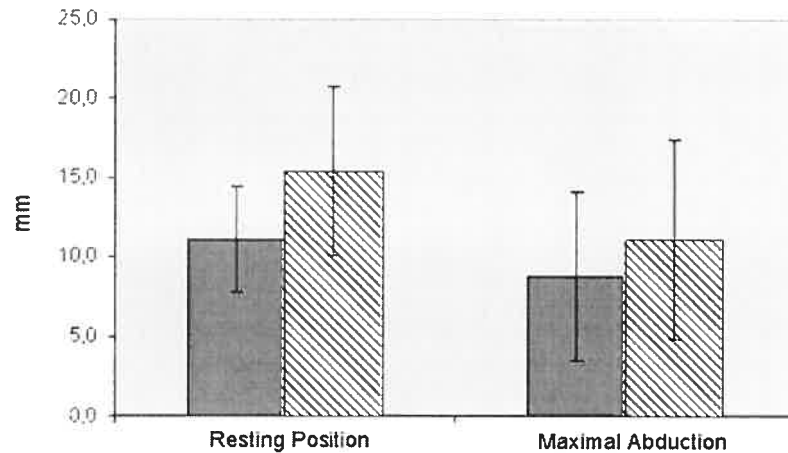


Figure 5.9: Mean distance between the glenoid center and the GHRC determined with the geometric (plain stick) and functional (lined stick) method

5.5 Discussion

Our results show a difference between the position of the geometric and functional GHRC. These findings are in contradiction with Veeger (2000), who found that the kinematic rotation center is not statistically different from the geometric center. According to Veeger study (2000) «both rotation center were on average slightly medial (-10,5 mm and -9,7 mm) to AA, as well as below (-30,1 and -3,2 mm) and in front of AA (-25,9 and 25,8mm). This difference with Veeger study can probably be explained by the nature of the movement and the mathematical algorithm used to determine the functional GHRC. First, Veeger (2000) moved the humerus in three directions: abduction-adduction, flexion-extension, and internal-external rotation. The author did not execute a multiplan motion (i.e. circumduction motion). As Siston and Delp (2006) has shown, the smallest mean errors in determining the joint center occur with a circumduction motion pattern, while the largest errors occur with single-plan motion. Therefore, Veeger's estimation of functional GHRC was not optimal because it omitted motion planes. Second, Veeger (2000) used the instantaneous helical axis (IHA) to calculate the functional GHRC, even if this method produces a large non-systematic error when estimating kinematic rotation center. Woltring (1990) has shown that the IHA calculations are extremely sensitive to errors when the rotation speed is small and the data noisy. Unlike Veeger (2000), the pivoting algorithm was used in our study. According to Siston and Delp (2006), the pivoting

algorithm «is an accurate technique to locate the joint center which is minimally affected by reasonable limits of motion and the presence of noisy motion data».

The difference observed between the two GHRC in our study cannot be explained by the fact that the movement was carried out by an experimenter. In fact, the variability in GHRC localization was equivalent for both geometric and functional methods. For this reason, the way the circumduction movement was performed by the experimenter cannot be deemed to have had a significant impact.

It has long been assumed that the normal glenohumeral joint acts as a ball-and-socket joint with a fixed rotation center even though the rotator cuff is present but non-functional (Howell and al. 1989, Veeger 2000). «As long as there is a compressive force acting, the intact glenohumeral articulation would be expected to be stable and the humeral head will rotate on a more or less fixed center with little, if any excursion (Poppen and al. 1976)». If we base ourselves on this affirmation, the GHRC should be localized at a point where its excursion is minimal during motion of the arm. According to Thompson (1996) and Keklar (2001), the humeral head translation should be lower than 2 or 3 mm for a simulated abduction movement of at least 90°. In the same way, Wuelker and al. (1994) reported that the translation of the humeral head rotation center for a 30° abduction of the arm averaged $3,6\text{mm} \pm 3,3\text{mm}$ superiorly and $0,0\text{ mm} \pm 2,3$ anteriorly. Our results revealed that both GHRC moved between $7,1 \pm 4,4$ mm superiorly and $2,7 \pm 1,8$ mm anteriorly during abduction of the arm. We reported larger superior displacement than previous published reports. This difference could be attributed to the initial position of the humeral head used for reporting the excursion. Unlike the present study, Thompson (1996) and Wuelker (1994) applied a small amount of upward forces (5N/N-m vs $23\text{N} \pm 4,6\text{N}$) on the arm at the beginning of each experiment. This force application consequently annihilates the effect of gravity and prevents the arm from subluxating inferiorly. Consequently, a smaller excursion was recorded. As to Keklar (2001), «the position of the center of the humeral head at 90° was taken as a reference position for reporting humeral head translation. The position of 0° was not selected as a reference position because all joints had been vented and, as such, subluxated inferiorly at 0°».

The excursion of the geometric and functional GHRC recorded in the present study during abduction of the arm tends to demonstrate that the glenohumeral joint does not behave only as ball and socket joint but in a more complex way. The glenohumeral joint does not have a fix rotation point because rotation and translation occur simultaneously. Moreover, it was observed that excursion patterns differed for geometric and functional GHRC. During an abduction movement of the arm, the functional GHRC had a greater medial to lateral displacement than the geometric GHRC. However, the distance between both the geometric and functional GHRC stayed approximately the same with motion in the scapular plane. We did not expect to find any difference in the distance between the GHRC at resting position and maximal abduction because the GHRC is an integral part of the bone. Therefore, depending of its localization on the humerus, it is possible to expect different displacement amplitude.

Several studies have documented that the humeral head was precisely centered in the glenoid fossa. Poppen (1976) and Howell (1989) demonstrated in vitro that the center of the humeral head remained within 1mm of the center of the glenoid throughout the elevation of the arm. Biomechanical models of the shoulder joint were further developed based on this assumption. Unlike them, in the present study, the functional and geometric GHRC were not centered on the glenoid. The distance (vectorial sum) between the glenoid center and the geometric and functional GHRC varied between $11,1 \pm 3,4$ mm and $15,4 \pm 5,3$ mm respectively. The difference observed is probably due to the methodology used in the present study and the anatomy of the glenoid fossa. First, Poppen (1976) and Howell (1988) had used roentgenogram to calculate the distance between the geometric center of the humerus and the center of the glenoid. This type of imaging technique gives information only in one plane. Unlike them, the localisation of the GHRC relative to the glenoid center combined two planes (sagittal and frontal). If we consider only the frontal plane, a mean distance of $6,7 \pm 4,5$ mm was calculated between the geometric GHRC and the glenoid center. This higher value to the one observed by Poppen (1976) could be explain by that the rotator cuff muscle that were inactive. Poppen research was made on living subjects while ours was made on cadaveric specimens. Second, anatomical studies have indicated that the articular surface of the glenoid fossa forms only one

third to one quarter of the humeral head articular surface (Low and al. 1996, Terry and al. 2000). According to Terry (2000), the humeral head is in contact with only 25-30% of the glenoid cavity in all situations. Therefore, the small surface area of the glenoid does not enclose the humeral head. Being a joint with minimal bony constraint, the glenohumeral joint may consequently not be centered perfectly on the glenoid fossa in all three planes.

5.6 Conclusion

The GHRC is a very important landmark. It is a reference for the shoulder joint motion analysis and has to be localized precisely. In our study, the geometric GHRC and the functional GHRC were not localized at the same point and did not behave in the same way with motion. Because the humerus head rotated and translated on the glenoid, the assumption that the shoulder is a ball and socket joint is open to question. Consequently, future kinematics analysis must take into account the behaviour of geometric and functional GHRC. This finding could eventually be applied to conditions such as a rotator cuff tear or cuff tear arthropathy. Therefore, it is possible to speculate that in the presence of a rotator cuff tear, geometric and functional GHRC move further apart because the stabilisation mechanism provided by the muscles is disturbed. Clinically, the dissociation between the geometric and functional GHRC could manifest itself in a loss of function, such as pseudoparalysis due to the rotator cuff rupture. In conclusion, this study demonstrates that three-dimensional analysis can be useful in providing additional information in comparison with two-dimensional analysis.

5.7 Acknowledgement

The authors would like to acknowledge CRSNG and FQRNT for funding. They are also grateful to Gerald Parent for his help.

Chapitre 6: Article II : Simplification of the ISB joint coordinate system to describe shoulder joint kinematics

A. Levasseur, P. Tétreault, J.A. de Guise, N. Nuño, N. Hagemeister

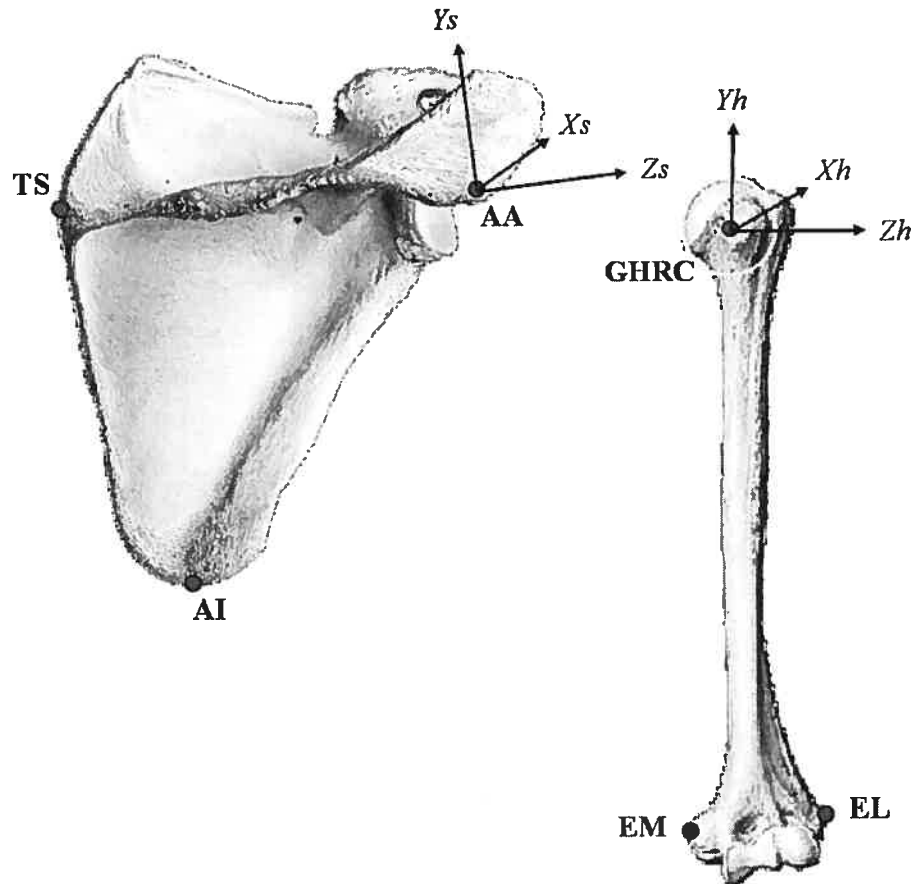
Article soumis à la revue «Clinical Biomechanics»

6.1 Abstract

The Joint Coordinate System (JCS) is a method used by the scientific community to describe joint motion. An important characteristic of JCS is to allow coherence between the performed movement, its mathematical representation and the clinical interpretation of its kinematics. In 2005, the International Society of Biomechanics (ISB) defined a JCS for the shoulder. To improve kinematics interpretation, the ISB suggested aligning the coordinate systems of the humerus and the scapula. The aim of this research project was to determine how aligning the JCS axes influenced the interpretation of shoulder joint kinematics. More precisely, the objective is to investigate if a mathematical alignment of the axis could facilitate the kinematic interpretation of a simple abduction movement without introducing cross-talk. An experiment was carried out on 8 shoulder cadaveric specimens. Elevation of the arm in the scapular plane (abduction) was recorded using an electromagnetic tracking device. Three dimensional (3D) angular displacements of the arm during elevation in the scapular plane were described using the ISB JCS, as well as a modified ISB JCS for which the axes were mathematically aligned. The results obtained revealed a difference in the interpretation of the starting angles between the ISB JCS and the aligned JCS. No difference was found in the interpretation of the angular range of motion. The aligned JCS provide a standardized starting angle of elevation that allowed an easier clinical interpretation of shoulder kinematics.

6.2 Introduction

In 2005, the International Society of Biomechanics (ISB) proposed Joint Coordinate System (JCS) for the shoulder (Figure 6.1) (Wu et al. 2005). These recommendations aimed at encouraging all authors to “(i) use the same set of bony landmarks, (ii) use identical local coordinate systems and (iii) and report motions according to this recommended standard” (Wu et al. 2005). This work has resulted in the standardization of shoulder joint motion description and provides better communication among researchers.



Bone	Anatomical Landmark	Description
Humerus (h)	GHRC	GlenoHumeral rotation center
	EL	Most caudal point on Lateral Epicondyle
	EM	Most caudal point on Medial Epicondyle
Scapula (s)	TS	Triangulum Spinae Scapulae, midpoint of triangular surface on medial border of the scapula in line with the scapular spine
	AI	Angulus Interior, most caudal point of the scapula
	AA	Angulus Acromialis, most latero-dorsal point of the scapula

Figure 6.1: Representation of the ISB JCS and description of the bony landmarks used to define the humerus and scapula coordinate systems

The ISB recommendations describe shoulder joint motion as a succession of three rotations of the humerus coordinate system relative to the scapula coordinate system (rotation sequence Y-X-Y in Euler angles). However, two major disadvantages arising from using three consecutive rotations about mobile axes have recently been reported (Šenk and Chèze 2006). The first one is a «mathematical indetermination of

angles values close to 0° or 180° », which is commonly called gimbal lock (Šenk and Chèze 2006). The second disadvantage concerns the sequence dependence, that is, that movement description is dependent on the order in which the rotation occurs (Grood and Suntay 1983, Skalli et al. 1995). This can produce inconsistencies in the kinematics representation of the movement performed, which can make motion analysis interpretation questionable and doubtful. Nevertheless, the use of consecutive rotations still remains the principal tool to represent 3D angular displacement in clinical movement analysis (Šenk and Chèze 2006).

Recently Šenk and Chèze (2006) demonstrated that movements described with the ISB JCS were not clinically interpretable because of the incidence of gimbal lock and of an inconsistency between the movement performed and its corresponding calculated range of motion. They showed that for an abduction movement of $90\text{--}100^\circ$, the calculated range of motion varies between $37,3^\circ \pm 8,9$ to $97,8^\circ \pm 10,2$. These findings were mainly attributed to the choice of the rotation sequence use. According to these authors, the best rotation sequence, that can be used to describe elevation in the scapular plane (abduction) is XZY, because it produced no incidence of gimbal lock. Nevertheless the interpretation of the described movement remains unsatisfactory in their view. It was adequate for elevation in the scapular plane, but not necessarily convenient for other movements. The impossibility of finding a correct clinical interpretation is due to the anatomical reference position of the scapula that is used as the origin for movement description (Šenk and Chèze 2006).

For a clearer interpretation of shoulder joint motion, the ISB suggests starting by aligning the coordinate systems of the humerus and the scapula in relation to each other (Wu et al. 2005). To our mind, two different methods can be used to align both coordinate systems. The first method would be to position the upper arm so that both coordinate systems are initially aligned (anatomical alignment). The second would be to modify the JCS orientation without adjusting the upper arm position (mathematical alignment).

To the best of our knowledge, there has been no *in vitro* or *in vivo* study that compares the effect of JCS alignment on shoulder joint kinematics. Therefore, the

aim of this study was to investigate, using cadaveric shoulder specimens, how the alignment of the axis influences the kinematics interpretation of a simple movement. To our mind, anatomical alignment has the disadvantage of forcing the arm in a non-anatomical position. A mathematical alignment would therefore seem to be a more interesting approach. Three-dimensional (3D) angular displacements of the arm during elevation in the scapular plane (abduction) will be described. Two joint coordinate systems will be used: ISB JCS, and the modified ISB JCS for which the axes have been mathematically aligned (aligned JCS). We tried to see if the JCS initial alignment could provide a clearer shoulder joint motion interpretation without introducing cross-talk.

6.3 Methods

6.3.1 Specimen preparation

Eight fresh-frozen shoulder cadaveric specimens including entire arm were used (4 lefts and 4 rights, age range 59 to 87 years). The specimens were stored in a freezer at -20°C and thawed at room temperature for approximately 8 hours before the dissection. All soft tissues around the shoulder were removed except for the rotator cuff muscles, the capsule, the anterior and posterior deltoid. The forearm and the hand were left intact. The cadaver specimens did not show any musculoskeletal pathology as assessed by a senior orthopaedic surgeon. Two aluminium triangles were fastened with plastic screws on the scapula and on the humerus for calibration purpose. After dissection, the specimens were refrozen and then sent for CT scan. From the CT images, an individual 3D reconstruction was realized using a commercial software (SliceOmatic, Tomovision, Montréal, Canada).

6.3.2 Experimentation

A testing device made of an abduction guide and two mounting blocks was designed in our research laboratory to reproduce *in vitro* an abduction movement of the arm (Figure 6.2a). Prior to the experiment, the shoulder specimens were thawed again for a period of 12 hours at room temperature. To immobilize the relative motion between the humerus and the forearm, the elbow was fixed with a brass screw. The scapula was screwed by an orthopaedic surgeon to the main mounting block of the testing

device in a manner to visually reproduce the anatomical position of the scapula (Figure 6.2b). The initial position of the arm was consequently perpendicular to the ground, in 0° abduction and 0° horizontal abduction. It hang freely between the guiding boards, to ensure abduction in the plane of the scapula. The middle deltoid was replaced by a strip of non-elastic fabric to simulate its function as main abductor of the arm (Figure 6.2b). One extremity of the fabric strip was fixed to the deltoid tuberosity and the other to a pulling mechanism (Figure 6.2a). The pulling mechanism (Figure 6.2c) consisted of an electric cylinder (NV-D Series, Industrial Device Cooperation, Rockford, USA), which was used to simulate a continuous abduction movement of the arm at constant speed ($\approx 10^\circ/s$). To prevent slipping of the fabric strip over the acromion during traction of the electric cylinder, a guiding device was attached on top of the scapula (Figure 6.2d). This device also helped reproduce the line of action of the middle deltoid muscle.

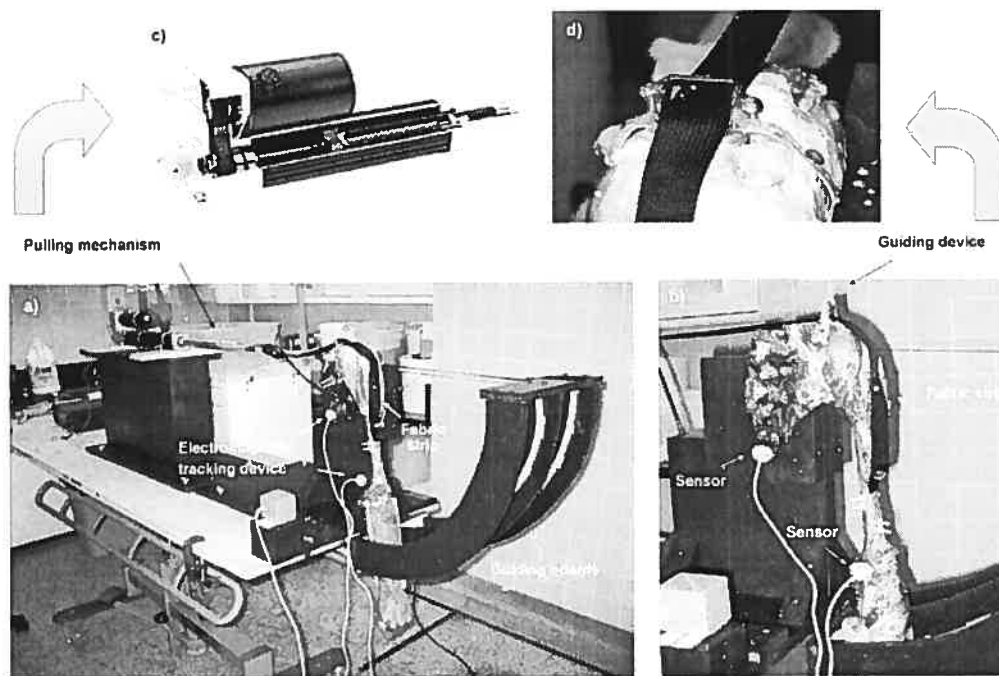


Figure 6.2: (a) *In vitro* testing device; (b) position of the scapula on the main mounting block of the testing device; (c) electric cylinder; (d) guiding device

3D shoulder joint motion was recorded using an electromagnetic tracking device (Fastrak, Polhemus, Colchester, USA) (Figure 6.2a). The accuracy of the system is

1mm for linear displacement and $0,1^\circ$ for angular displacement. Sensors were screwed on plastic plates which were directly fixed on the scapula and humerus (Figure 6.2b). The sensor on the scapula served as a control for possible movement of the scapula on the testing device in spite of it being rigidly fastened. A personal computer with custom-design software recorded in real time the 3D displacement of the arm at 60 Hz.

The experimental session was divided in 5 stages (Figure 6.3). Prior to data acquisition, a calibration procedure was realized. It consisted in digitalizing the extremity of both triangles fastened on the scapula and the humerus using a Fastrak pointer. This procedure allowed to establish a transformation matrix between the motion of the specimen and the individual 3D reconstruction. The ISB JCS and the aligned JCS were then defined.

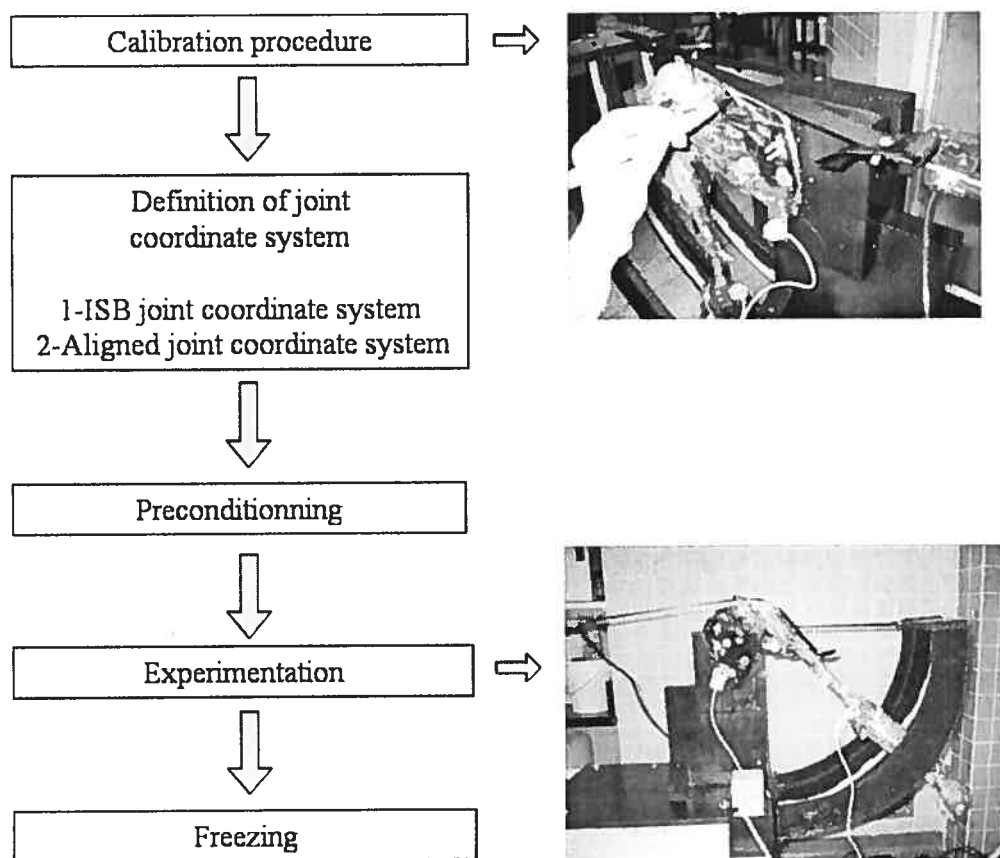


Figure 6.3: Summary of the experimental procedure

6.3.3 ISB JCS

The ISB recommendation regarding shoulder JCS definition is based on scapular and humeral anatomical bony landmarks (table in Figure 6.1). It requires the definition of two local coordinate systems: one for the scapula (reference coordinate system) and one for the humerus (moving coordinate system) (Figure 6.4a). The purpose of anatomical axes is to allow rotations about axes that can be anatomically meaningful (Wu et al. 2005).

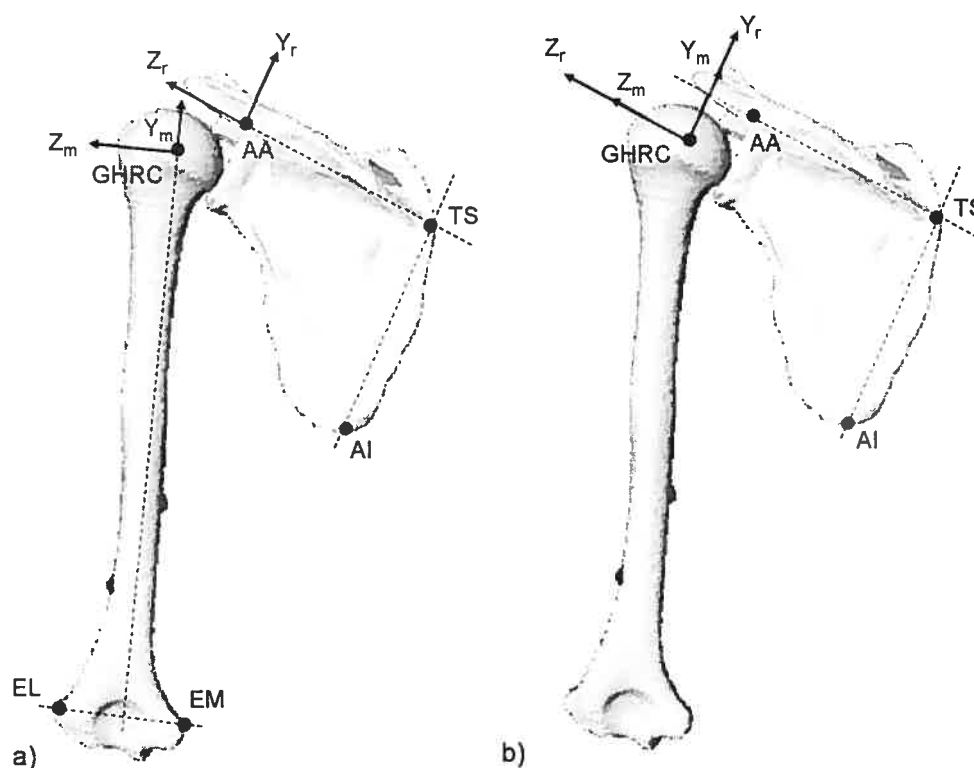


Figure 6.4: Definition of (a) the ISB joint coordinate system and (b) the aligned joint coordinate system where ‘r’ and ‘m’ denotes reference JCS and moving JCS respectively.

The reference coordinate system (r) origin is positioned at the angulus acromialis of the scapula (AA). Its orientation is defined according to scapular bony landmarks listed in the table in Figure 6.1. The Z_r axis is defined as the line connecting TS and AA, pointing towards AA. The X_r axis is defined as the line perpendicular to the

plane formed by AI, AA and TS, pointing forward. The Y_r axis is the common line perpendicular to X_r and Z_r and pointing upward (Figure 6.4a).

The moving coordinate system ($_m$) origin is positioned at the glenohumeral rotation center (GHRC) (Figure 6.4a). Its orientation is defined according to humeral bony landmarks listed in the table in Figure 6.1. The GHRC is the only humeral bony landmark that must be estimated. According to the ISB recommendation, the choice of the method used to estimate the GHRC is left to the discretion of the author (Wu et al. 2005). In the present study, the GHRC corresponds to the center of a sphere fitted by a least square method to the articular surface of the humeral head (Helm et al. 1992). Once the localisation of GHRC has been estimated, the humerus coordinate system can be defined. The Y_m axis is defined as the line connecting GHRC and the midpoint of EL and EM pointing to GHRC. The X_m axis is defined as the line perpendicular to the plane formed by EL, EM and GHRC and is directed forward. The Z_m axis is the common line perpendicular to Y_m and X_m pointing to EL.

The motion of the moving coordinate system is described relative to the reference coordinate system. The transformation matrix between the reference coordinate system ($_{Rcs}$) and the moving reference system ($_{Mcs}$) is calculated as follows.

$$T_{Rcs}^{Mcs} = \left[T_G^{S1} * T_{S1}^{Rcs} \right]^{-1} * \left[T_G^{S2} * T_{S2}^{Mcs} \right] \quad (\text{Equation 1})$$

As shown in Figure 6.5, T_G^{S1} defines the transformation matrix between the global frame ($_G$) and the sensor on the scapula ($_{S1}$), T_{S1}^{Rcs} the transformation matrix between the sensor on the scapula and the reference JCS, T_G^{S2} the transformation matrix between the global frame and the sensor on the humerus ($_{S2}$) and T_{S2}^{Mcs} the transformation matrix between the sensor on the humerus and the moving JCS respectively. Rotations were described using Euler angles. The rotation sequence XZY from Šenk and Chèze (2006) was used because they observed no incidence of gimbal lock when describing elevation in the scapular plane.

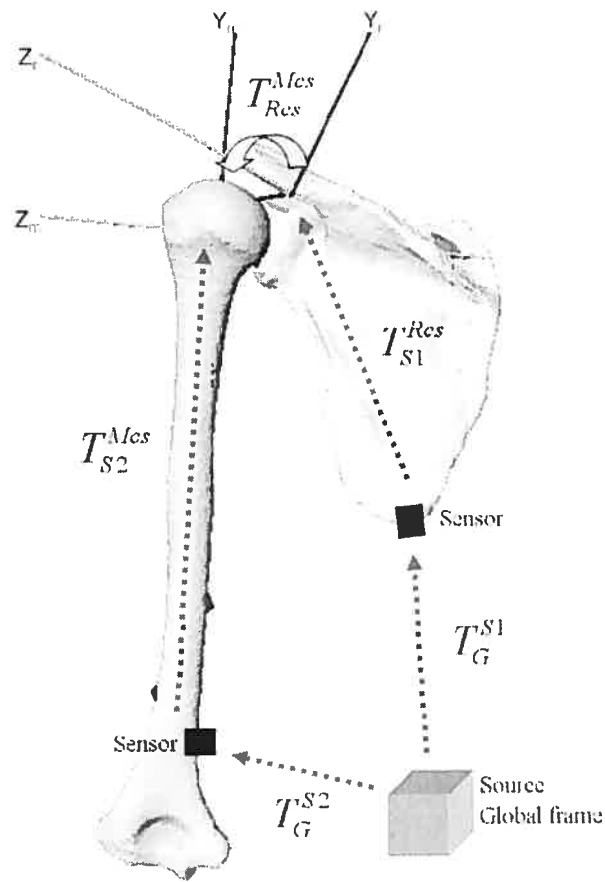


Figure 6.5: Representation of the transformation matrix used to express the motion of the moving coordinate system relative to the reference coordinate system using the ISB JCS.

6.3.4 Aligned JCS

The aligned JCS requires the definition of two local coordinate systems: one for the scapula (reference coordinate system) and one for the humerus (moving coordinate system) (Figure 6.4b), based on the same bony landmarks that were defined previously (table in Figure 6.1).

The reference coordinate system (r) orientation is defined according to scapular bony landmarks listed in the table of figure 1, but is positioned at the GHRC on the humerus. As previously mentioned, the GHRC is estimated as the center of a sphere fitted by a least square method to the articular surface of the humeral head (Helm et

al. 1992). The Z_r axis is defined as the line connecting TS and AA, pointing towards AA. The X_r axis is defined as the line perpendicular to the plane formed by AI, AA and TS, pointing forward. The Y_r axis is the common line perpendicular to X_r and Z_r and pointing upward (Figure 6.4b).

The moving coordinate system ($_m$) origin is positioned at the GHRC (Figure 6.4b). Instead of being defined with the humerus bony landmark, its orientation is mathematically changed to make it parallel and coincident to the reference coordinate system when the arm is in resting position (i.e. 0° abduction, horizontal abduction and rotation). The moving coordinate system orientation is consequently defined according to scapular bony landmarks as referred by the table in Figure 1. The Z_m axis is defined as the line connecting TS and AA, pointing towards AA. The X_m axis is defined as the line perpendicular to the plane formed by AI, AA and TS, pointing forward. The Y_m axis is the common line perpendicular to X_m and Z_m and pointing upward.

Similar to the ISB JCS, the motion of the moving coordinate systems is described relatively to the reference coordinate systems as previously described by the equation 1. Rotations are described using Euler angles and the rotation sequence XZY from Šenk and Chèze was used (2006).

Once both JCS were defined, 25 movements of abduction through the maximum range of motion were carried out with the pulling mechanism to condition the specimen (Debski et al. 1995, Parsons et al. 2002, Thompson et al. 1996). After preconditioning, 10 abduction movements of maximum range of motion were completed using the pulling mechanism and recorded. Each trial lasted 10 seconds. During experimentation, the specimens were kept moist with saline solution. Afterwards, they were restored in the freezer at -20°C .

The initial position of the arm was defined as the angle between the moving and reference JCS around the 3 axis when the arm was at rest (Figure 6.6a). Movement range of motion was defined as the angle difference between the final and the initial position of the arm (Figure 6.6b). Movement range of motion was reported in the

three planes because the arm position is the result of consecutive rotation around 3 axis.

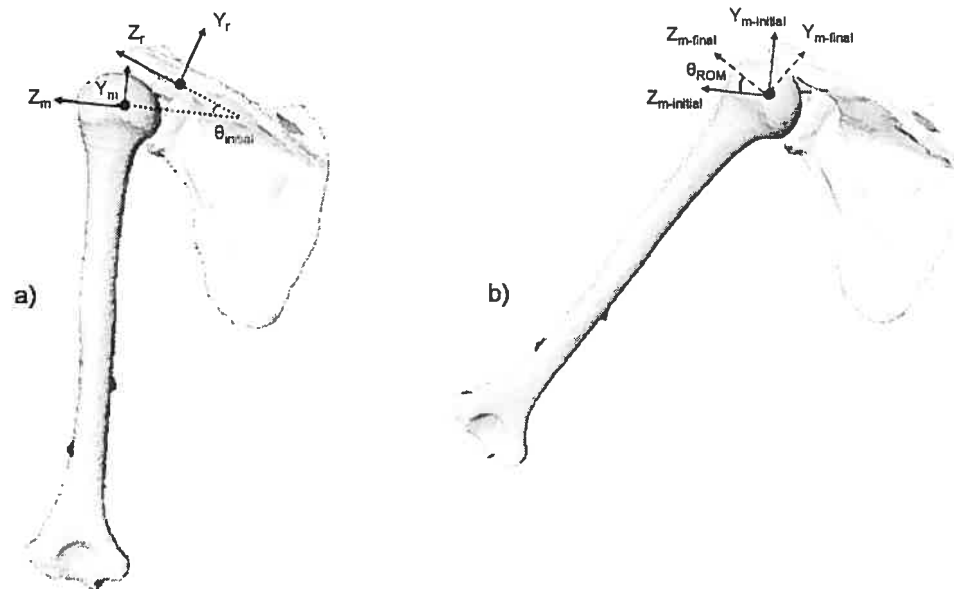


Figure 6.6: Representation of (a) the initial abduction angle when the arm is at rest and (b) the abduction range of motion where ‘r’ and ‘m’ denotes reference JCS and moving JCS respectively.

6.4 Statistical analysis

A two-way ANOVA for repeated measurements was used to determine whether a difference could be found between the abduction range of motion described using the ISB JCS and that of the aligned JCS. The same statistical test was performed for the horizontal abduction and the rotation range of motion. A two-way ANOVA for repeated measurements was also used to determine whether there was a difference between the initial position of the arm around the 3 axes described using the ISB JCS and the aligned JCS. Statistical significance was set at $p < 0,01$. All analyses were performed using the SPSS software.

6.5 Results

Table VI.I presents the mean and standard deviations for the range of motion and initial position of the arm obtained during 10 trials involving 8 specimens. It is

interesting to note that no discontinuity (gimbal lock) in the kinematics curves representation was reported for neither ISB JCS nor aligned JCS. This observation was valid for all trials and all specimens.

Table VI.I: Mean range of motion (SD) and mean initial position of the arm (SD) in degrees computed with the ISB JCS and the aligned JCS.

		ISB JCS	Aligned JCS
		(° ± SD)	(° ± SD)
Range of motion	<i>Abduction</i>	36,4 ± 6,7	36,7 ± 6,5
	<i>Min</i>	28,1 ± 0,2	28,8 ± 0,7
	<i>Max</i>	45,4 ± 0,3	44,9 ± 0,3
	<i>Horizontal Flexion</i>	8,5 ± 7,6	9,6 ± 7,7
	<i>Min</i>	1,4 ± 0,4	1,4 ± 0,4
	<i>Max</i>	24,0 ± 0,5	25,2 ± 0,5
	<i>Rotation_{int/ext} *</i>	10,0 ± 6,6	8,6 ± 7,0
	<i>Min</i>	2,8 ± 0,0	0,8 ± 0,0
	<i>Max</i>	24,2 ± 0,5	24,2 ± 0,1
Initial position	<i>Abduction *</i>	14,0 ± 7,9	0,2 ± 0,2
	<i>Min</i>	5,6 ± 0,0	0,0 ± 0,0
	<i>Max</i>	28,8 ± 0,2	0,6 ± 0,4
	<i>Horizontal Flexion *</i>	18,1 ± 10,6	0,1 ± 0,1
	<i>Min</i>	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	<i>Max</i>	30,8 ± 0,0	0,3 ± 0,1
	<i>Rotation_{int/ext}</i>	3,5 ± 2,6	0,1 ± 0,0
	<i>Min</i>	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	<i>Max</i>	8,1 ± 0,0	0,1 ± 0,1

6.5.1 Range of motion

The abduction range of motion measured on the 8 specimens varied between 28,1° ± 0,2 to 45,4° ± 0,3 for the ISB JCS and between 28,8° ± 0,7 to 44,9 ± 0,3 for the aligned JCS. For horizontal abduction (movement parallel to the ground), it varied between 1,4° ± 0,4 to 24,0° ± 0,5 for the ISB JCS and between 1,4° ± 0,4 to 25,2° ±

0,5 for the aligned JCS. As for rotation, range of motion varied between $2,8^{\circ} \pm 0,0$ to $24,2^{\circ} \pm 0,5$ for the ISB JCS and between $0,8^{\circ} \pm 0,0$ to $24,2^{\circ} \pm 0,1$ for the aligned JCS. For abduction and horizontal abduction, there was no statistically significant difference between the magnitude ranges of motion computed with ISB JCS and aligned JCS respectively. Rotation was the only range of motion when ISB JCS and aligned JCS showed a statistically significant difference ($p = 0,002$). The mean difference between ISB JCS and aligned JCS was $1,4 \pm 0,8^{\circ}$.

6.5.2 Initial position of the arm

For abduction, the initial position of the arm varied between $5,6^{\circ} \pm 0,0$ to $28,8^{\circ} \pm 0,2$ for the ISB JCS and between $0,0^{\circ} \pm 0,0$ to $0,6^{\circ} \pm 0,4$ for the aligned JCS. For horizontal abduction, it varied between $0,1^{\circ} \pm 0,1$ to $30,8^{\circ} \pm 0,0$ for the ISB JCS and between $0,0^{\circ} \pm 0,0$ to $0,3^{\circ} \pm 0,1$ for the aligned JCS. As for rotation, the initial position varied between $0,1^{\circ} \pm 0,1$ to $8,1^{\circ} \pm 0,0$ for ISB JCS and between $0,0^{\circ} \pm 0,0$ to $0,1^{\circ} \pm 0,1$ for aligned JCS.

For abduction and horizontal abduction, there was a statistically significant difference between the initial positions of the arm computed with ISB JCS and aligned JCS. For rotation, there was no statistically significant difference between ISB JCS and aligned JCS. The mean difference between the initial positions computed with the ISB JCS and aligned JCS was $3,4 \pm 2,6^{\circ}$.

6.6 Discussion

Cross-talk effect (coupled motion) is a concern when describing joint motion. When using Euler angles, abduction can cross-talked into horizontal abduction, and into rotation. It usually results from an ill-defined JCS. No cross-talk effect was reported for aligned JCS since no significant difference was observed between the range of motion computed with the ISB JCS and the aligned JCS.

We did not expect to find any difference between the magnitude ranges of motion calculated with ISB JCS and aligned JCS because motion description is “the characterization of how the relative position of two bodies changes with time”

(Grodd and Suntay 1983). A statistical difference was observed only for rotation but it was not considered significant from a clinical point of view ($1,4^\circ$).

The description of the initial position of the arm was influenced by the JCS used. It must be noted that care was taken at the beginning of the experiment, to position the arm perpendicular to the ground, so that its resting position was at 0° of abduction and horizontal abduction. However, with the ISB JCS, interpreting the initial position of the arm led to the conclusion that most specimens were in negative abduction, positive or negative horizontal abduction and positive or negative rotation. In addition, when using ISB JCS, the initial position of the arm around the 3 axes varied from one specimen to the next. This inter-specimen variability complicated the task of comparing specimens.

With the aligned JCS, interpretation of the initial position of the arm was facilitated because of its standardization. At rest, the arm was in fact at 0° of abduction, horizontal abduction and rotation, which is more meaningful from a clinical point of view. Furthermore, the alignment of the JCS was found to reduce inter-specimen variability and consequently facilitate comparisons between specimens. However, before aligning the JCS, it should be ensured that the arm is properly positioned.

We expected to find a difference between the initial position of the arm calculated with the ISB JCS and the aligned JCS, because the initial orientation of the JCS was voluntarily modified in a manner to standardize it at 0° of abduction, horizontal abduction and rotation. The absence of any significant difference for rotation could be explained by two specimens for which the difference was lower than 1.1° . This small difference between the initial position of the ISB JCS and the aligned JCS can be attributed to the position of the scapula, which made the JCS Y-axes already aligned.

Our finding showed that ISB JCS and aligned JCS did not cause any incidence of gimbal lock. No discontinuity in the kinematic curves was reported for any of the trials for all specimens. With its greater sample size (8 specimens instead of 5), our study confirms Šenk and Chèze's findings (2006). The latter did not observe any

gimbal lock when using the rotation sequence XZY to compute elevation of the arm in the scapular plane. The skin artefact which was identified as a possible experimental source of error by these authors was eliminated in the realisation of the present study since similar results were obtained with the use of markers directly fastened on the bones. Thus, the XZY rotation sequence is an appropriate means of describing elevation of the arm in the scapular plane.

In our *in vitro* study, the scapula was positioned on the testing device in such a way that it reproduced its *in vivo* anatomical orientation in a resting position (Culham and Peat 1993, Della Valle et al. 2001). It was therefore slightly rotated in the coronal plane, which did not necessarily make the two coordinate systems parallel to each other. To align the JCS without changing bone orientation, the idea of using a mathematical approach thus seemed interesting. However, it has the disadvantage of making the moving coordinate axis no longer coincident with the anatomical longitudinal axis of the humerus.

It is difficult to compare our findings with those of previous studies because of the recent publication (2005) of the ISB JCS. To the best of our knowledge, Šenk and Chèze (2006) were the first to report problems related to using ISB JCS. Mathematical alignment of the JCS axes appeared to be a way of enhancing standardization of shoulder joint motion description so that it would foster better communication among researchers.

The use of the aligned JCS could demonstrate major benefits for future kinematics analysis. Since it is built on scapula bony landmarks only, it could eventually be used to analyze the shoulder joint motion of humerus amputated at the level of the epicondyle or of humerus with deformities (i.e. axial torsion of the humerus causing misalignment of the epicondyle). Moreover, using only scapula bony landmarks decreases the quantity of landmarks that have to be localized. Indeed, “the *in vivo* localisation of external anatomic landmarks is known to be difficult and subjective” (Marin et al. 2003). Precision errors related to anatomical landmark localisation may lead to mislocation and misorientation of the JCS that would ultimately affect kinematics motion analysis (Marin et al. 2003).

The limitations of this study can mainly be related to the testing device used. Firstly, this device was designed to simulate the elevation of the arm in the scapular plane only. Therefore, the influence of axis alignment on other movements such as flexion, extension or circumduction could not be evaluated. Secondly, our testing device was designed to simulate only the action of the middle deltoid. Constraints for the horizontal abduction had to be imposed (guiding board) to ensure elevation of the arm in the scapular plane. Nevertheless, it is important to mention that this device is the first one to simulate a continuous motion of the arm.

6.7 Conclusion

The JCS definition recommended by the ISB is a major improvement in shoulder joint motion analysis. It encourages researchers to use standards that stimulate communication and discussion in the biomechanical field. To avoid representation and interpretation problems, the ISB suggests aligning both JCS. We have investigated here the effect of axis alignment on shoulder kinematics. We proposed a mathematical approach to align the JCS and demonstrated that the alignment of the JCS axis can provide a clearer shoulder joint motion interpretation without introducing cross-talk. Moreover, the recorded range of motion did not differ with the aligned JCS. The latter provided more relevant information on the initial position of the arm. By starting at 0° , it reduced inter-specimen variability and made interpretation of kinematics easier. Future kinematics studies must be realized to determine if the aligned JCS can prove useful for the analysis of more complex movements such as circumduction.

6.8 Acknowledgement

The authors would like to acknowledge the financial support of NSERC and FQRNT. They are also grateful to Gerald Parent for his help.

Chapitre 7: Discussion générale

7.1 Introduction

L'attrait porté à la réalisation d'études cinématiques est principalement relié à l'accroissement de l'intérêt quant à la comparaison du mouvement sain relativement au mouvement pathologique, au désir d'utiliser des approches plus scientifiques afin d'aborder des problématiques cliniques ainsi qu'au besoin d'acquérir des paramètres biomécaniques pour alimenter des modèles informatiques (Anglin et al. 2000). Dans l'optique d'acquérir une meilleure connaissance du fonctionnement 3D de l'articulation glénohumérale, le présent travail consistait à mettre sur pied une approche expérimentale permettant la réalisation d'études cinématiques *in vitro*. Dans le présent chapitre, une synthèse des travaux réalisés sera présentée.

7.2 Études cinématiques tridimensionnelles *in vitro*

Selon Grood et Suntay (1983), le mouvement qui se produit dans la plupart des articulations du corps humain est un mouvement 3D. Afin d'obtenir une analyse cinématique complète, une analyse 3D permettant de discerner chacun des 6 degrés de liberté (3 rotations et 3 translations) est donc exigée.

La réalisation d'études *in vitro* est un excellent moyen pour acquérir, au niveau fondamental, une meilleure connaissance de la cinématique de l'articulation glénohumérale. Il a été démontré par Matsui et al. (2006) qu'un marqueur situé sur la scapula dévie de son emplacement pendant le mouvement, car la structure osseuse glisse sous la peau. L'utilisation de spécimens cadavériques a donc pour avantage de permettre d'obtenir une représentation directe du mouvement des os (Stokdijk et al. 2000). Étant donné qu'*in vitro*, les marqueurs de mouvement peuvent être directement fixés sur les os, les inconvénients reliés aux mouvements entre la peau et les os sont éliminés. Un second avantage associé à la réalisation d'études *in vitro* réside dans la facilité de localiser les repères anatomiques. *In vitro*, la localisation des repères anatomiques est effectuée directement sur les os éliminant ainsi des erreurs de localisation lorsque effectuées par palpation à travers la peau (Della Croce 2005). Selon Marin (2003), une imprécision dans la localisation de repères anatomique peut mener à une définition erronée du système de coordonnées, ce qui ultimement peut affecter l'analyse cinématique du mouvement.

7.3 Montage expérimental

Afin de pouvoir réaliser des expérimentations *in vitro*, il est nécessaire, dans un premier temps, de concevoir un montage expérimental. Suite à ce qui a été recensé dans la littérature, il a été démontré que le montage expérimental à construire devait répondre aux objectifs suivants : (1) permettre la réalisation d'un mouvement d'élévation continu du bras dans le plan de la scapula, (2) conserver les propriétés inertielles du membre supérieur entier, (3) reproduire les lignes d'action musculaire et (4) reproduire le positionnement anatomique de la scapula. C'est dans l'optique de répondre à l'ensemble de ces recommandations que le montage expérimental développé dans notre laboratoire a été conçu.

7.4 Système de coordonnées

L'élaboration d'une approche expérimentale *in vitro* nécessite également la définition d'un système de coordonnées afin de représenter le mouvement tridimensionnel de l'articulation glénohumérale. En 2005, «l'International Society of Biomechanics (ISB)» a défini un système de coordonnées dans le but de standardiser la description du mouvement de l'articulation glénohumérale. Construit à partir de repères anatomiques, ce système de coordonnées permet la description du mouvement autour de trois axes ayant une signification anatomique (Wu et al. 2005). Préalablement à l'utilisation de ce système de coordonnées, certaines interrogations ont été soulevées. La première réside dans le choix de la méthode à utiliser afin d'estimer le centre de rotation de l'articulation glénohumérale (CRAG) et la seconde concerne l'influence de l'alignement des axes du système de coordonnées sur l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale. Le soulèvement de ces interrogations a eu pour conséquence de donner lieu à la réalisation de deux séries d'expérimentations dont les principales observations sont résumées ci-dessous.

7.4.1 Influence de la méthode d'estimation du centre de rotation

Dans la première série d'expérimentations réalisée sur 8 spécimens cadavériques, l'objectif était de déterminer si la localisation et l'excursion du centre de rotation de l'articulation glénohumérale (CRAG) étaient influencées par la méthode d'estimation

utilisée. Le CRAG a donc été estimé en utilisant une méthode géométrique et une méthode fonctionnelle. Les résultats obtenus tendent à démontrer que la localisation et l'excursion du CRAG sont affectées par la méthode d'estimation utilisée. Ces résultats sont en contradiction avec ceux de Veeger (2000) qui a démontré qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre le positionnement du centre de rotation (CR) géométrique et fonctionnel. Des différences méthodologiques telles que la nature du mouvement et l'algorithme mathématique employé pour déterminer le CR fonctionnel peuvent être des explications associées à cette différence.

Dans un premier temps, le fait d'avoir utilisé un mouvement de circumduction pour déterminer le CR fonctionnel apparaît être plus approprié que d'effectuer des mouvements uniaxiaux comme ayant été réalisé par Veeger (2000). Il a été démontré par Siston et Delp (2006) que les erreurs moyennes sur la détermination du centre de rotation sont plus petites lors de l'exécution d'un mouvement de circumduction que lors de l'exécution d'un mouvement dans un seul plan. De plus, l'utilisation de l'algorithme de pivot pour déterminer le CR fonctionnel est considéré, contrairement à la méthode des axes hélicoïdaux employée par Veeger (2006), comme étant un algorithme plus précis, minimalement affecté par l'amplitude de mouvement et moins sensible aux erreurs lorsque les données sont bruitées (Siston et Delp 2006).

Suite à la réalisation d'une analyse cinématique, certains fondements concernant l'articulation glénohumérale ont été remis en question. Tout d'abord, le fait que l'articulation glénohumérale soit considérée comme étant une articulation sphéroïde (Howell et al. 1989, Veeger 2000) a été remis en doute. La présence de déplacements du CR lors de l'exécution du mouvement d'abduction tend à démontrer que l'articulation glénohumérale se comporte de façon plus complexe qu'un simple joint sphérique. Les déplacements du CR ayant été enregistrés lors de la réalisation de cette étude sont plus importants que ce qui a précédemment été publié dans la littérature (Keklar 2001, Thompson 1996, Wuelker 1994). Cette différence peut être attribuable au positionnement initial de la tête humérale qui tend à subir une luxation vers le bas sous l'influence de la force de gravité étant donné qu'une force inférieure à ce qui a été recensé dans la littérature ait été appliquée pour centrer la tête humérale à l'intérieur de la glénoïde (Thompson 1996, Wuelker 1994). Dans un deuxième

temps, la réalisation de cette étude tend à remettre en question le principe allégeant que la tête humérale est précisément centrée dans la glénoïde, car les résultats obtenus ont démontré que le centre de la tête humérale ne correspondait pas au centre de la glénoïde. Cette différence relativement à ce qui a été publié par Poppen (1976) et Howell (1989) peut être expliquée par la technique de localisation utilisée qui ne fournit de l'information que dans un seul plan comparativement à une information combinant deux plans (frontal et sagittal) dans le cadre de la présente étude.

Par la réalisation de ce travail, il a été possible de conscientiser la communauté scientifique quant à l'existence d'une différence entre le centre de rotation géométrique et fonctionnel. D'éventuelles études cinématiques concernant l'articulation glénohumérale devront donc tenir compte autant du comportement du centre de rotation géométrique que fonctionnel. Une meilleure compréhension de la localisation et de l'excursion du CRAG sera profitable pour la réalisation de travaux futurs tels que l'analyse de cinématique d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs ainsi que pour le design d'une nouvelle prothèse d'épaule.

7.4.2 Influence de l'alignement des axes sur l'interprétation de la cinématique

Dans la seconde série d'expérimentations réalisée sur les 8 mêmes spécimens cadavériques, les déplacements angulaires de l'articulation glénohumérale ont été décrits en utilisant deux systèmes de coordonnées. Dans un premier temps, le système de coordonnées a été défini en utilisant les normes proposées par l'ISB (Wu et al. 2005) et par la suite, a été défini en y alignant mathématiquement les axes. Les résultats ayant été obtenus ont démontré que l'alignement des axes du système de coordonnées peut faciliter l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale sans introduire de «cross-talk».

Tout d'abord, aucune différence n'a été observée au niveau de l'amplitude de mouvement calculé à partir des deux systèmes de coordonnées. Par conséquent, il est possible d'affirmer que l'utilisation du système de coordonnées dont les axes sont alignés n'introduit pas de «cross-talk» (mouvement couplé). Deuxièmement, les

résultats obtenus ont démontré que la description de la position initiale du bras est influencée par l'alignement des axes du système de coordonnées, ce qui engendre des conséquences sur l'interprétation de la position initiale du bras. Lors de l'utilisation du système de coordonnées de l'ISB, la position initiale du bras autour des trois axes est différente entre chaque spécimen et ce, malgré que le bras ait été positionné en début de l'expérimentation à 0° d'abduction et de flexion horizontale. La comparaison entre les spécimens est donc plus ardue à réaliser étant donnée la variabilité inter-spécimen. Comparativement au système de coordonnées de l'ISB, le système de coordonnées dont les axes sont alignés fournit des informations davantage représentatives du positionnement initial du bras. Ceci est dû à la position de référence du bras qui est imposée à 0° d'abduction, de flexion horizontale et de rotation pour tous les spécimens. En commençant à 0° , la position initiale du bras est standardisée ce qui facilite l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale et réduit la variabilité entre les spécimens.

Jusqu'à ce jour, peu d'études cinématiques utilisant les normes proposées par l'ISB ont été recensées. Ceci peut être attribuable à la parution récente de ces recommandations (mai 2005) ainsi qu'à la nouveauté de leur utilisation par la communauté scientifique. Au meilleur de notre connaissance, Senk et Chèze (2006) sont les premiers auteurs à avoir publié à ce sujet. C'est pourquoi il est difficile de s'appuyer sur des études antérieures afin de pouvoir comparer les résultats ayant été obtenus.

Par la réalisation de ce travail, il a cependant été possible de mettre en évidence l'intérêt de l'alignement des axes du système de coordonnées de l'articulation glénohumérale pour en clarifier et faciliter l'interprétation de la cinématique 3D. L'objectif poursuivi par la proposition d'une approche mathématique n'est pas de remettre en doute ce qui a été élaboré par l'ISB, mais plutôt de parfaire l'approche développée jusqu'à présent afin d'améliorer la description du mouvement. Des études complémentaires devront toutefois être réalisées afin de déterminer si l'alignement des axes du système de coordonnées est aussi efficace lors de l'exécution de mouvements plus complexes, comme par exemple un mouvement de circumduction du bras.

7.5 Limites de l'étude

Les limites de cette étude sont principalement associées à l'utilisation de spécimens cadavériques ainsi qu'à la conception du montage expérimental. Le principal inconvénient relié à l'utilisation de spécimens cadavériques est que les muscles de la coiffe des rotateurs sont présents, mais inactifs. En ce qui concerne le montage expérimental ayant été conçu afin de reproduire un mouvement d'abduction du bras, il ne permet pas de simuler l'ensemble des muscles de la coiffe des rotateurs, qui *in vivo* agissent en synergie avec le muscle du deltoïde. Le choix de ne simuler que le deltoïde moyen a été effectué étant donné qu'il s'agit du principal muscle abducteur du bras (Della Valle et al. 2001). La contribution passive des muscles de la coiffe des rotateurs est apparue être suffisante pour la réalisation de cette étude sachant qu'ultérieurement, lors de la réalisation de travaux futurs, ces muscles seront réséqués pour simuler une rupture massive de la coiffe des rotateurs. Selon les futurs objectifs de recherche reliés à l'analyse cinématique 3D de l'articulation glénohumérale, des modifications pourront éventuellement être apportées au montage expérimental afin de simuler l'ensemble des muscles de la coiffe des rotateurs. Ceci pourrait avoir comme avantage de fournir un appui actif à la tête humérale à l'intérieure de la glénoïde, de la stabiliser à l'intérieur de la glénoïde lors de l'élévation du bras dans le plan de la scapula et ainsi peut-être éliminer les oscillations antéro-postérieures du bras qui ont été observées lors de la réalisation des expérimentations. Une seconde limitation associée à la réalisation de ces études est l'abstraction du rythme scapulo-humérale. Il s'agit d'un mécanisme physiologique qui est essentiel à l'élévation du bras au delà de 30° (Culham et Peat 1993). Dans le présent travail, le mouvement de rotation de la scapula a été omis afin de ne cibler que le fonctionnement de l'articulation glénohumérale et par la même occasion, simplifier et faciliter la conception du montage expérimental.

Chapitre 8: Conclusion

8.1 Principaux résultats

Par la réalisation de ce travail, il a été permis de vérifier l'hypothèse soutenant que la méthode d'estimation utilisée peut influencer la localisation du CRAG ainsi que l'hypothèse soutenant que l'alignement des axes du système de coordonnées peut clarifier l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale. Les résultats issus de la première série d'expérimentations ont permis de mettre en évidence que la localisation du CRAG est affectée par la méthode d'estimation utilisée (géométrique ou fonctionnelle). Quant à la seconde série d'expérimentations, les résultats obtenus ont permis de démontrer que l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale est influencée, voir même améliorée, suite à l'alignement des axes du système de coordonnées. Les objectifs mentionnés au chapitre 3 qui étaient d'acquérir des données cinématiques 3D *in vitro*, documenter l'impact du choix de la méthode d'estimation du centre de rotation sur la cinématique de l'articulation glénohumérale, ainsi que d'améliorer l'interprétation de la cinématique 3D de l'articulation glénohumérale ont donc été atteints.

8.2 Apports et perspectives

L'apport de ce travail consiste au développement d'une approche expérimentale permettant de procéder à l'analyse cinématique 3D *in vitro* de l'articulation glénohumérale. La mise sur pied d'une telle approche permettra de faire progresser les connaissances en ce qui a trait au fonctionnement de l'articulation glénohumérale.

Suite à la réalisation de ce projet diverse études connexes ont été réalisées ou sont présentement en cours de réalisation. Tout d'abord, des travaux de recherche utilisant cette approche ont été conduit par un chirurgien orthopédiste (Dr. Patrice Tétreault), afin de déterminer quels sont les effets associés à une rupture massive de la coiffe des rotateurs. En parallèle à ce projet, un étudiant à la maîtrise (Yoann Collet) travaille d'ores et déjà à élaborer, avec l'utilisation des données cinématiques ayant été recueillies *in vitro* dans la présente étude, un modèle informatique qui permettra de proposer un nouveau design de prothèse pour les individus atteints d'une rupture massive de la coiffe des rotateurs. Un projet de collaboration avec

Senk et Chèze est également présentement en cours afin de déterminer l'efficacité de l'alignement des axes à partir de données cinématiques de mouvements plus complexes recueillies *in vivo*. À plus long terme, des projets de recherche sont envisagés afin de déterminer s'il existe une corrélation entre la géométrie osseuse et le fonctionnement de l'articulation glénohumérale.

Références

ALLARD P, BLANCHI JP. (2000). Introduction à la biomécanique. Tiré de Allard P. Blanchi JP. (2^{ème} ed.). Analyse du mouvement humain par la biomécanique, Décarie Éditeur inc., Québec, 13-22

AN K-N., BROWNE A.O., KORINEK S., TANAKA S., MORREY B.F. (1991). Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. Journal of Orthopaedic Research 9, 143-149

AGLIN C., WYSS UP. (2000). Review of arm motion analyses. Proceeding of the I MECH Part H Journal of Engineering in Medecine 5, 541-55 [abstract]

ARNHEIM D.D., WILLIAM W. (2000). The shoulder complex. Tiré de Arnheim D.D., William W. (10th ed.). Principal of athletic training, The McGraw-Hill comanies Inc., USA, 600-644

CULHAM E., PEAT M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy 18, 342-350

DEBSKI R.E., MCMAHON P.J., THOMPSON W.O., WOO S. L., WARNER J.J., FU F.H. (1995). A new dynamic testing apparatus to study glenohumeral joint motion. Journal of Biomechanics 28, 869-874

DEBSKI R.E., MCMAHON P.J., THOMPSON W.O., WOO S.L-Y., WARNER J.J.P., FU F.H. (1995). A new dynamic testing apparatus to study glenohumeral joint motion. Journal of Biomechanics 28, 869-874

DELLA CROCE U., LEARDINI A., CHIARI L., CAPPOZZO A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4 : assessment of anatomical landmark misplacement an dits effects on joint kinematics. Gait and Posture 21, 226-237

DELLA VALLEE C. J., ROKITO A.S., BIRDZELL M.G., ZUCKERMAN J.D. (2001). Biomechanics of the Shoulder. Tiré de Nordin, M., Frankel, V. H., (3rd ed.), Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, 328-339.

GROOD E.S., SUNTAY W.J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motion: application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering 105, 136-144

HALDER A.M., ZHAO K.D., O'DRISCOLL S.W., MORREY B.F., AN K.N. (2001) Dynamic contributions to superior shoulder stability. Journal of Orthopaedic Research 19,206-212

HELM F.C.T.V.D., VEEGER H.E.J., PRONK G.M., VAN DER WOUDET L.H.V., ROZENDALT R.H. (1992). Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. Journal of Biomechanics 25, 129-144

HELM F.C.T.V.D. (1997). A standardized protocol for motion recording of the shoulder. Proceeding of the First conference of the ISG. <http://www.internationalshouldergroup.org/>

HOWELL S.M., GALINAT B.J. (1989). The glenoid-labral socket. Clinical Orthopaedic and Related Research 243, 122-125

HOWELL S.M., GALINAT B.J., REZI A.J., MARONE P.J. (1988). Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. Journal of Bone and Joint Surgery 70(A), 227-232

KARDUNA AR., WILLIAMS GR., WILLIAMS JL., IANNOTTI JP. (1996). Kinematics of the glenohumeral joint: influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. Journal of Orthopaedics Research 14, 986-993

KELKAR R., WANG V.M., FLATOW E.L., NEWTON P.M., ATESHIAN G.A., BIGLIANI L.U., PAWLUK R.J., MOW V.C. (2001). Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 10, 73-84

LEE D.H., NIEMANN K.M.W. (1994). Bipolar shoulder arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research 304, 97-107

DE LEEST O., ROZING P.M., ROZENDAAL L.A., HELM F.C.T.V.D. (1996). Influence of glenohumeral prosthesis geometry and placement on shoulder muscle forces. Clinical Orthopaedic and Related Research 330, 222-233

LOW J., REED A. (1996). Some biomechanical explanation. Tiré de Low J., Reed A. Basic Biomechanics Explained. (1^{ère} ed.). Educational and Professional Publishing, Oxford, 218-250

LOEHR J.F., HELMIG P., SOJBBERG J-O., JUNG A. (1994). Shoulder instability caused by rotator cuff lesion. Clinical Orthopaedics and Related Research 304, 84-90

MAGEE D.J. (1997). Shoulder. Tiré de Magee D.J. Orthopedic physical assessment. (3rd ed.). W.B. Saunders Company, USA, 175-245

MATSUI K., SHIMADA K., ANDREW P.D. (2006). Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. Journal of Orthopaedic Science 11, 180-184

MARIEB E.N. (1999). Les articulations. Tiré de Marieb E.N. Anatomie et physiologie humaine. (2^{ème} ed.). Éditions du Renouveau Pédagogique Inc., Canada, 235-259

MARIN F., MANNEL H., CLAES L., DÜRSELEN L. (2003). Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations. Human Movement Science 22, 285-296

MATSEN F.A. (2005). Rotator cuff relevant anatomy and mechanics. http://www.orthop.washington.edu/uw/rotatorcuff/tabID_3376/ItemID_202/PageID_405/Articles/Default.aspx

MESKERS C.G.M, HELM F.C.T.V.D., ROZENDALL L.A., ROZING P.M. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapula bony landmark by linear regression. Journal of Biomechanics 31, 93-96

NWAKAMA A., COFIELD R.H., KAVANAGH B.F., LOEHR J.F. (2000). Semiconstrained total shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis and massive rotator cuff tearing. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 9, 302-307

OVESEN J., NIELSEN S. (1986). Anterior and posterior shoulder instability. Acta Orthop Scand 57,324-327

PARSON I.M., APRELEVA M., FU F.H., WOO S.L-Y. (2002). The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. Journal of Orthopaedic Research 20, 439-446

POPPEL N.K., WALKER P.S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. Journal of Bone Joint Surgery American 58, 195-201

SENK M., CHÈZE L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. Clinical Biomechanics 21, S3-S8

SHARKEY N.A., MARDER R.A. (1995). The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. The American Journal of Sports Medicine 23, 270-275

SKALLI W., LAVASTE F., DESCRIMES J.-L. (1995). Quantification of three-dimensional vertebras rotations in scoliosis : What are the true values? Spine 20, 546-553

SISTON R.A., DELP S.L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. Journal of Biomechanics 39, 125-130

STOKDIJK M., NAGEL J., ROZING P.M. (2000). The glenohumeral joint rotation center in vivo. Journal of Biomechanics 33, 1629-1636

STOKDIJK A., MESKERS C.G.M., VEEGER H.E.J., BOER Y.A., ROZING P.M. (1999). Determination of the optimal elbow axis for evaluation of placements of prostheses. Clinical Biomechanics 14, 177-184

TERRY G.C., CHOPP T.M. (2000) Functional anatomy of the shoulder. Journal of Athletic Training 35, 248-255

THOMPSON W.O., DEBSKI R.E., BOARDMAN N.D., TAKIRAN E., WARNER J.J., FU F.H., WOO S.L. (1996). A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model. American Journal of Sports Medicine 24, 286-292

VEEGER H.E.J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. Journal of Biomechanics 33, 1711-1715

WOLTRING H.J. (1990). Data processing and error analysis. Tiré de Capozzo A., Berm P., Biomechanics of Human Movement, Application in Rehabilitation, Sport and Ergonomics.
Berlec Corporation, Washington, 203-237

WU G., HELM F.C.T.V.D., VEEGER H.E.J., MAKHSOUS M., ROY P.V., ANGELIN 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 joint for the reporting of human joint motion – Part II : shoulder. elbow. wrist and hand. Journal of Biomechanics 38, 981-99

WUELKER N., SCHMOTZER H., THREN K., KORELL M. (1994). Translation of the glenohumeral joint with simulated active elevation. Clinical Orthopaedic and Related Research 309, 193-200