





Université de Montréal

**Complexe d'épaule dans un contexte d'analyse tridimensionnel  
Modélisation et mise en garde**

par  
Benjamin Michaud

Département  
Faculté des arts et des sciences

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)  
en Kinésiologie

Août, 2012

© Benjamin Michaud, 2012



## RÉSUMÉ

L'épaule est un complexe articulaire formé par le thorax, la clavicule, la scapula et l'humérus. Alors que les orientation et position de ces derniers la rendent difficile à étudier, la compréhension approfondie de l'interrelation de ces segments demeure cliniquement importante. Ainsi, un nouveau modèle du membre supérieur est développé et présenté. La cinématique articulaire de 15 sujets sains est collectée et reconstruite à l'aide du modèle. Celle-ci s'avère être généralement moins variable et plus facilement interprétable que le modèle de référence.

Parallèlement, l'utilisation de simplifications, issues de la 2D, sur le calcul d'amplitude de mouvement en 3D est critiquée. Cependant, des cas d'exception où ces simplifications s'appliquent sont dégagés et prouvés. Ainsi, ils sont une éventuelle avenue d'amélioration supplémentaire des modèles sans compromission de leur validé.

**Mots clés: Épaule, Modélisation, Cinématique 3D, Position de référence, Matrice de rotation, Angles de Cardan, Soustraction d'angles.**



## ABSTRACT

The shoulder is an articulated complex composed of the thorax, clavicle, scapula and humerus. While the relative orientation and position of the segments makes an in-depth study of the shoulder difficult, understanding the interaction between the segments remains clinically important. Thus, a new model of the upper limb is proposed. Joint kinematics of 15 subjects were collected and reconstructed using the model, and were found to be less variable and easier to interpret when compared to the reference model.

Meanwhile, simplifications involving the use of 2D analysis to calculate range of motion in 3D are criticized. Exceptions where these simplifications apply, were however, shown. Thus, such simplifications can be applied to models in certain situations without compromising the models validity.

**Keywords: Shoulder, Modeling, 3D kinematics, Reference configuration, Rotation matrix, Cardan angles, Angles subtraction.**





## TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ . . . . .	v
ABSTRACT . . . . .	vii
TABLE DES MATIÈRES . . . . .	ix
LISTE DES FIGURES . . . . .	xi
LISTE DES ANNEXES . . . . .	xiii
LISTE DES SIGLES . . . . .	xv
DÉDICACE . . . . .	xvii
REMERCIEMENTS . . . . .	xix
AVANT-PROPOS . . . . .	xxi
<b>PARTIE 1 : INTRODUCTION . . . . .</b>	<b>1</b>
<b>PARTIE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE SCIENTIFIQUE . . . . .</b>	<b>5</b>
2.1 Introduction . . . . .	5
2.2 L'épaule . . . . .	6
2.2.1 Un complexe d'articulation . . . . .	6
2.2.2 Les degrés de liberté . . . . .	8
2.2.3 Rotation spatiale . . . . .	11
2.2.4 Le nom des mouvements . . . . .	18
2.2.5 Modèles . . . . .	21
2.3 Mesure de la cinématique . . . . .	27
2.3.1 Techniques non invasives . . . . .	27

2.3.2	Techniques Invasives . . . . .	32
2.4	De l'analyse planaire (2D) à spatiale (3D) . . . . .	36
2.4.1	Séquence d'angle . . . . .	36
2.4.2	Soustraction d'angles . . . . .	37
<b>PARTIE 3 :</b>	<b>ARTICLES . . . . .</b>	<b>39</b>
3.1	Problématique . . . . .	39
3.2	Implication des coauteurs de l'article 1 . . . . .	40
3.3	Vers une application du développement théorique . . . . .	64
3.4	Implication des coauteurs de l'article 2 . . . . .	64
<b>PARTIE 4 :</b>	<b>DISCUSSION GÉNÉRALE . . . . .</b>	<b>77</b>
4.1	Discussion de l'article 1 . . . . .	77
4.2	Discussion de l'article 2 . . . . .	79
4.3	Synthèse des articles . . . . .	81
<b>PARTIE 5 :</b>	<b>CONCLUSION . . . . .</b>	<b>85</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE . . . . .</b>		<b>87</b>

## LISTE DES FIGURES

2.1	L'épaule est un complexe reliant le thorax à l'humérus par la clavicule et la scapula. . . . .	6
2.2	L'imbrication de trois cardans permet la représentation de toutes les rotations possibles de l'humérus solidaire au cardan <i>trois</i> . .	15
2.3	La rotation du cardan <i>deux</i> aligne les cardans <i>un</i> et <i>trois</i> . Leur mouvement, et par conséquent celui de l'humérus, est donc similaire. . . . .	15
2.4	Les séquences <i>flexion/abduction</i> du haut et <i>abduction/flexion</i> du bas aboutissent au même résultat, soit une élévation de l'humérus dans le plan scapulaire, même si la première indique une prédominance de <i>flexion</i> alors que celle du bas a une prédominance d' <i>abduction</i> . Bien que cette différence soit importante lors de l'analyse clinique du mouvement, elle n'est imputable qu'au traitement mathématique d'extraction des angles dépendants du choix de la séquence d'angles. . . . .	20
2.5	Dans un modèle arborescent, chaque segment ne possède qu'un seul et unique parent. . . . .	22
2.6	Dans un modèle en boucle fermée, au moins un segment possède au moins deux parents. Ici, l'articulation sternoclaviculaire relie la scapula et le thorax refermant ainsi la boucle. . .	22
I.1	Définition des axes et de la convention de signe pour l'articulation sternoclaviculaire. . . . .	xxiii
I.2	Définition des axes et de la convention de signe pour l'articulation acromioclaviculaire. . . . .	xxiv

I.3	Définition des axes et de la convention de signe pour l'articulation glénohumérale. . . . .	xxv
-----	---	-----

## LISTE DES ANNEXES

Annexe I :	Nomenclature des mouvements de l'épaule proposée par l'ISB . . . . .	xxiii
------------	---	-------



## LISTE DES SIGLES

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimension
AC	Acromioclaviculaire
CoR	Centre de rotation
CSST	Commission de la santé et sécurité au travail
GH	Glénohumérale
IRM	Imagerie par résonnance magnétique
ISB	International Society of Biomechanics
RSH	Rythme scapulohuméral
SC	Sternoclaviculaire
SCoRE	<i>Symmetrical Center of Rotation Estimation</i>
ST	Scapulothoracique
TMS	Troubles musculosquelettiques





Les lézards scènent tous émerveillés de l'habit  
airant qu'il revêt en surfant sur le houx blond.



## REMERCIEMENTS

Il n'y a qu'une seule mer  
Immense et pure et forte  
Alimentée de lacs, de ruisseaux  
Gorgée de la puissance venue des vents  
Virevoltant vers l'océan  
Elle accueille en son ventre mille trésors  
Inexplorables de par leur merveillesité  
Elle accueille en son ventre mille vies  
Impassible face à la menace de ce siècle  
À cent-mille lieux de tous soucis  
Trop occupés à vivre dans la plénitude

Il y a des milliers de mères  
Immensément pures et fortes  
Alimentées de l'amour de leurs fruits  
Gorgées de la puissance de vent de la mer  
Elles accueillent en leur ventre mille trésors  
Inestimables de par leur merveillesité  
Elles accueillent en leur ventre mille vies  
Impassibles face à la menace de ce siècle  
Blottis loin au chaud  
Dans un univers virevoltant et doux  
Trop occupés à vivre dans la plénitude

Je n'ai qu'une mère  
Que je ne remercierai jamais assez  
Que j'aime gros comme la mer  
Qui est l'océan  
Qui est un trésor inestimable  
Un trésor merveilleux  
Qui lorsqu'elle me serre dans ses bras  
Me fait oublier les soucis de ce siècle  
Trop occupé que je sois à vivre dans la plénitude

Mère-ci maman

De surcroît, un profond merci à mon père,  
ma source intarissable d'inspiration éclairée



## AVANT-PROPOS

Ce mémoire de maîtrise fut, en partie du moins, écrit dans un contexte social québécois biscornu, baroque, presque vaudevillesque, où la société et le communautarisme furent mis à mal, où une partie de l'élite intellectuelle perdit de son lustre sous l'égide du néolibéralisme, où mon amour pour le Québec, mon pays, ma patrie, fut fortement ébranlé. En ce début de l'an de grâce deux mille douze, je perdis maintes fois confiance et me désolai aussi souvent, apeuré de l'adresse et la diligence de personnes censément respectables à nous manipuler ou du moins à tenter nous de manipuler. Ainsi, lors de ce printemps érable, je descendis souventefois dans la rue, accompagné de mon peuple, accompagné de mes frères intergénérationnels, accompagné de nous, enragés, fumants, révoltés et dépités que nous fussions, pour y manifester notre courroux, pour y « crier plus fort pour que personne n'ignore » que nous sommes « peut-être quelque chose comme un grand peuple ». Par ses actions, son refus de l'avalissement, sa beauté, mon peuple « que j'ai dans le coeur comme tu crois pas » m'a enchanté, attendri et même surpris. Ma fierté n'en a que crue et je suis exalté à l'idée que malgré tout « nous avançons, nous avançons ».

À l'heure où je dépose ce mémoire, la colère inonde toujours les rues d'un noble flot québécois, hétérogène et révolté. La profondeur de la solidarité et la beauté de la colère ne sont pas des tares, au contraire ! Manifestement, « nous marquons le sol de l'histoire d'une marque indélébile ». Aujourd'hui, j'ai un espoir infini que le ciel du futur soit aussi limpide et apaisé que la tempête est déchaînée. Aujourd'hui, j'ai un espoir infini que nous poétiserons et esthétiserons derechef « la maison qu'on a mis quarante ans à bâtir » et que nous serons inspiration.

Aussi, il est d'importance que le cynisme qui prévalut jusqu'à aujourd'hui soit combattu avec ardeur et détermination, que l'on prenne le contrôle de notre destinée collective. Ce mémoire est l'humble contribution que je fais à la collectivité pour aider à le combattre, pour aider à améliorer le monde. Je n'ai évidemment pas

la prétention de le changer à moi seul, loin de là, mais je pense, à tout le moins, pousser dans la bonne direction. Et tous ensemble dans la même direction, nous pourrons accomplir de grandes choses.

Femmes et hommes de tous les coeurs, unissez-vous !

## PARTIE 1

### INTRODUCTION

Dans son rapport paru en 2010, l'institut national de santé publique du Québec (INSPQ), par l'entremise du projet « TMS sous surveillance » [59], fait état de la situation au Québec concernant les troubles musculosquelettiques (TMS) pour la période d'étude allant de 1998 à 2007. Ce rapport présente que durant cette période, environ 46 000 nouveaux cas sont déclarés en moyenne chaque année, ce qui représente 35% du total des indemnisations de la commission de la santé et sécurité du travail du Québec (CSST). De ce nombre, 30.1% sont des problèmes associés aux membres supérieurs et près de la majorité de ceux-ci sont localisés à l'épaule, comparé à 8.4% pour les membres inférieurs. Finalement, les TMS aux membres supérieurs représentent les plus longues périodes d'arrêt du travail avec 21,4% de plus de 91 jours. Devant ce constat qui ne se limite évidemment pas au Québec, de plus en plus de chercheurs s'intéressent à la problématique des TMS à l'épaule. En ce sens, la modélisation et la simulation informatique peuvent être utilisés pour comprendre les différents paramètres de cette problématique.

Aussi, la compréhension de la mécanique dynamique des segments osseux et des muscles autour des articulations critiques est d'une grande importance lors de la modélisation du corps. Alors que les méthodes invasives permettent de représenter avec un niveau de précision élevé la cinématique articulaire, leur utilisation est limitée par ses aspects pratique et éthique. Aussi, en comparaison au membre inférieur, le membre supérieur a été peu étudié. Ceci est le cas probablement parce que l'activité physique principale de l'humain est la marche, qui est la voie principale d'interaction et d'autonomie par rapport à son environnement, et que celle-ci implique de façon prépondérante la partie inférieure du corps. Néanmoins, à la vue des statistiques sur les TMS, il apparaît qu'il y a un intérêt certain à l'étude du

membre supérieur.

C'est ainsi que depuis le début des années 1990, plusieurs chercheurs ont porté leur attention sur les différentes articulations du membre supérieur, soit le poignet, le coude et l'épaule. De tout le corps, celle de l'épaule, est une des plus difficiles à étudier, car il s'agit d'un complexe articulaire qui bouge de façon interdépendante [29] et dont les os qui la composent sont particulièrement difficiles d'accès. Les études cadavériques [24, 84] se proposent de résoudre cette dernière problématique en donnant un accès direct aux os. Malgré tout, actuellement un des principaux enjeux de l'étude de l'épaule demeure la représentation de sa cinématique tridimensionnelle *in vivo* pendant un mouvement volontaire du bras. En effet, le développement d'un modèle de cinématique articulaire la décrivant efficacement et de façon fiable est un préalable au développement d'un modèle musculaire.

De plus, la mesure *in vivo* de la cinématique articulaire de l'épaule est d'importance à l'extérieur des laboratoires. Elle fonde la base de toute la simulation musculosquelettique visant à connaître les forces musculaires associées à différents mouvements qu'ils soient sportifs (tels l'haltérophilie ou le hockey), de la vie quotidienne (comme transporter un sac ou déposer un lourd objet sur un comptoir ou une étagère) ou de réadaptation (avec des mobilisations passives ou trouver l'orientation idéale d'une orthèse d'épaule). Elle revêt également une importance clinique propre, car elle permettrait de déceler des pathologies lorsqu'elle diffère de la majorité de la population [32, 58, 70], particulièrement pour la cinématique de la scapula.

La recherche biomécanique s'intéresse entre autres à un paramètre particulier de la cinématique que sont les angles articulaires. Ces angles sont décrits par six paramètres indépendants : trois translations, suivant trois axes orthonormés, et trois rotations, autour de ces mêmes trois axes. La problématique majeure réside dans la mesure de ces six paramètres, puisque l'inaccessibilité des os pose plusieurs problèmes autant technique qu'éthique et limite la précision que l'on peut obtenir.



Or, la précision de la mesure est une condition *sine qua non* à la compréhension du phénomène et à l'élaboration de modèles simples en lesquels une grande confiance puisse être portée. Ainsi, un des principaux enjeux de la recherche est le développement de modèles simples qui ne nécessitent pas de mesures invasives.

En ce sens, les premières recherches concernant la modélisation et simulation de l'épaule au cours des dernières années ont été entamées par le *Delft Shoulder Group*. Ce groupe a jeté de solides bases en simulation de l'épaule et, bien que leur modèle de base fût proposé au milieu des années 1990 [82], celui-ci demeure une référence majeure dans le domaine. L'objectif de ce mémoire est de proposer un nouveau modèle de simulation de l'épaule afin de permettre une meilleure compréhension des mécanismes qui régissent l'interaction des os du complexe de l'épaule. Ainsi, la revue de littérature de la Section 2 parcourt différents modèles produits au fil des années et présente les avantages et inconvénients de chacun ainsi que les techniques d'utilisation de ces modèles. En outre, elle présente les raccourcis mathématiques et la problématique associée à ces raccourcis lors de l'utilisation de ces modèles. La Section 3 intègre la problématique de recherche ainsi que deux articles produits en lien avec cette problématique. Le premier traite du phénomène de *vectorialisation* des angles lors de l'analyse tridimensionnelle et le second présente un nouveau modèle du complexe d'épaule. Finalement, la Section 4 fait une discussion et conclusion générale que l'on peut tirer à partir de ces articles. De plus, la nomenclature proposée par l'ISB [87] afin de décrire l'épaule et ses mouvements est présentée en Annexe I.



## PARTIE 2

### REVUE DE LITTÉRATURE SCIENTIFIQUE

#### 2.1 Introduction

Cette revue de littérature scientifique explore les différents modèles développés afin de représenter le plus fidèlement possible l'épaule. Le lecteur doit savoir que ceci n'est pas une revue systématique dans le sens où certains modèles ont volontairement été mis de côté, le plus souvent puisqu'un modèle plus récent ou mieux développé et dont les caractéristiques sont similaires existe. Avant la présentation formelle des modèles, les sections 2.2.1 à 2.2.4 inclusivement présentent et décrivent l'épaule et ses composantes ainsi que les modalités descriptives utilisées dans la littérature scientifique. La section 2.2.5 passe ensuite en revue les différents modèles et types de modèles à avoir été produits au fil des années. Afin de faciliter la lecture et la compréhension, les modèles sont réunis selon leur mode de fonctionnement, soit avec (section 2.2.5.2) ou sans (section 2.2.5.1) couplage de mouvement (*coupling motion*). Les avantages et inconvénients de chacun des types de modèles sont discutés dans leur sous-section respective. La seconde partie de cette revue de littérature scientifique (section 2.3) est ensuite consacrée à la collecte de données et aux différentes techniques — non invasives (section 2.3.1) ou invasives (section 2.3.2) — utilisées afin de mesurer la cinématique articulaire. Finalement, la dernière section (section 2.4) discute de certaines problématiques introduites par le passage de l'analyse planaire (bidimensionnelle) à l'analyse spatiale (tridimensionnelle) des dernières années en biomécanique, soit l'utilisation de séquences d'angles (section 2.4.1) et la méthode de calcul de l'amplitude de mouvement (section 2.4.2).

## 2.2 L'épaule

### 2.2.1 Un complexe d'articulation

L'épaule est généralement, sinon unanimement, considérée comme un complexe d'articulations qui relie quatre segments osseux entre eux, soit le thorax, la clavicule, la scapula et l'humérus (Figure 2.1). Des différences existent cependant dans

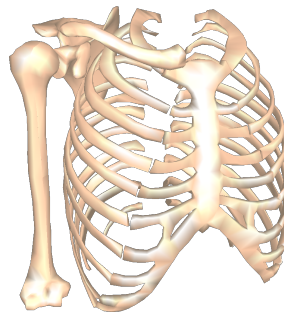


Figure 2.1 – L'épaule est un complexe reliant le thorax à l'humérus par la clavicule et la scapula.

la littérature scientifique en ce qui concerne la modélisation du nombre d'articulations reliant ces segments. Le modèle le plus simple opte pour une représentation à une seule articulation [4] en simplifiant la clavicule, la scapula et l'humérus comme un bloc se mouvant par rapport au thorax. La facilité d'utilisation de ce modèle est certainement son principal intérêt. Il est particulièrement utile lorsque l'on cherche à représenter sommairement le complexe d'épaule, comme dans le cas d'analyse de la contribution des mouvements des membres supérieurs lors de la marche [4]. Les simplifications de ce modèle semblent alors acceptables permettant une estimation suffisante. Par contre, ce modèle est trop sommaire pour être utilisé en analyse fine de la cinématique de l'épaule, puisque les contributions non négligeables de la clavicule [16, 24] et de la scapula [24, 41] ne sont pas définies.

Afin d'avoir une estimation plus précise, il convient de se tourner vers des modèles plus sophistiqués. Les travaux de Borstad and Ludewig [9] et de Bourne et al.

[10] sur le rythme scapulohuméral, noté RSH, (voir section 2.2.5.1), ont été réalisés à partir de modèles à deux articulations : une articulation scapulothoracique, notée ST, soit entre la scapula et le thorax, et une articulation glénohumérale, notée GH, entre l’humérus et la scapula. Contrairement au modèle précédent à une articulation où les mouvements de la scapula et de la clavicule étaient ignorés — ou plus précisément intégrés à ceux de l’humérus —, dans ces modèles à deux articulations le mouvement de la clavicule est intégré à celui de la scapula. Ainsi, la fiabilité de la représentation de la cinématique de l’épaule est augmentée. Un avantage de cette approche est la possibilité d’estimer les attitudes de la scapula et de l’humérus aussi précisément qu’avec des modèles plus complexes sans se soucier de capter la cinématique de la clavicule, ce qui, à cause de sa forme cylindrique à faible diamètre, peut s’avérer difficile. Ces modèles ont cependant le défaut de leur qualité puisqu’ils ne permettent pas d’estimer l’attitude de la clavicule par rapport au thorax (articulation sternoclaviculaire, notée SC) ni celle de la scapula par rapport à la clavicule (articulation acromioclaviculaire, notée AC), qui permettrait d’explorer des problématiques peu étudiées, telles que la dislocation AC [68].

Afin d’exprimer indépendamment le déplacement des trois os, il faut donc se tourner vers des modèles plus complexes. Deux types permettent ceci : les modèles intégrant trois articulations [24, 29, 44, 51] ou quatre articulations [15, 55, 82]. Pour les premiers, ils intègrent en chaîne cinématique arborescente (section 2.2.5) la SC, la AC et la GH. Quant aux modèles à quatre articulations, ils y ajoutent la ST. La chaîne cinématique arborescente (*open-loop*) devient alors une boucle fermée (*closed-loop*), l’articulation ST apposant des contraintes de fermeture de boucle forçant ainsi la scapula à demeurer en contact avec le thorax. La simulation de l’épaule avec ces deux types de modèles est certainement la plus fiable et la différenciation d’un modèle à l’autre se fait principalement par l’utilisation de plus ou moins de contraintes cinématiques appliquées à chacune des articulations. Ces contraintes, représentées par le concept de degrés de liberté à chacune des

articulations, sont discutées dans la section suivante.

### 2.2.2 Les degrés de liberté

Le contrôle des degrés de liberté d'une articulation est une façon de permettre d'interdire certains mouvements d'un segment par rapport à l'autre. On dénombre six mouvements possibles (trois translations et trois rotations) entre deux solides, donc six degrés de liberté par articulation qui peuvent être soit libres ou soit contraints. Ainsi, un nombre de degrés de liberté égal à zéro représente deux segments indissociables dont aucun mouvement n'est possible l'un par rapport à l'autre. Inversement, un nombre de degrés de liberté égal à six représente une articulation permettant tous les mouvements. Aussi, un certain nombre de combinaisons est possible et les plus caractéristiques d'entre elles portent un nom. Par exemple, l'articulation qui libère ses trois degrés de liberté de translation et aucun en rotation est appelée articulation plate ou bien celle à un seul degré de liberté en rotation est appelée liaison charnière (*hinge joint*). Le type le plus utilisé pour décrire les mouvements de l'épaule est la liaison rotule ou sphéroïde (*ball-and-socket joint*) qui libère trois degrés de liberté de rotation et aucun en translation<sup>1</sup>.

Le calcul du nombre de degrés de liberté dans une chaîne cinématique arborescente est égal à la somme de degrés de liberté de chaque articulation. Par contre, lorsque la chaîne est en boucle fermée, c'est-à-dire qu'au moins un segment possède plus d'un parent, le nombre de degrés de liberté ( $F$ ) est réduit par la contrainte cinématique qu'implique la fermeture de boucle. Tondu [78] rapporte une équation proposée par Grüber-Kutzbach et étendue par Tsai pour déterminer le nombre de

---

<sup>1</sup>Il n'est pas possible de citer une source particulière pour ce paragraphe, puisque ceci relève de la connaissance générale. Il convient cependant de souligner les travaux de Tondu [79] vu la qualité de la revue qu'il fait sur les types d'articulations associés à leurs degrés de liberté et qui a fortement influencé cette section.

degrés de liberté pour un système :

$$F = 6 \times (n - 1 - j) + \sum_{i=1}^j f_i - f_p \quad (2.1)$$

où  $F$  est le nombre de degrés de liberté,  $n$  est le nombre de segments impliqués,  $j$  est le nombre d'articulations,  $f_i$  est le nombre de degrés de liberté à l'articulation  $i$  et  $f_p$  est le nombre de degrés de liberté passifs.

Comme il a été décrit dans la section précédente, la majeure partie des modèles actuels utilisent trois ou quatre articulations, mais, selon les études, le nombre de degrés de liberté varie grandement. Pour la chaîne cinématique arborescente, le modèle le plus libre à l'heure actuelle possède neuf degrés de liberté, soit le produit de trois rotations par trois segments [37, 38]. Pour les systèmes en boucle fermée, le plus libre est le modèle de Maurel and Thalmann [55] qui intègre une articulation sphéroïde à la SC, à la AC et à la GH et une articulation à cinq degrés de liberté pour la ST, ce qui fait un total, selon l'équation 2.1, de huit degrés de liberté ( $F = 6 \times (4 - 1 - 4) + (3 + 3 + 3 + 5) - 0 = 8$ ). À l'autre bout du spectre, le modèle le plus contraint est celui proposé par Holzbaur et al. [40] qui ne contient que trois degrés de liberté de rotation à l'articulation GH. Les angles des autres articulations sont ensuite calculés par des équations de régression en fonction de l'attitude de l'humérus. Ce concept, nommé mouvement couplé, est repris dans la section 2.2.5.1. Finalement, d'une façon similaire à la fermeture de boucle, il est possible de réduire le nombre de degrés de liberté en contraignant la cinématique d'un ou plusieurs segments à suivre un objet. C'est notamment cette approche qui est utilisée par Blana et al. [8] dans son amélioration du modèle de Van Der Helm [82].

Le choix du nombre de degrés de liberté, et conséquemment du modèle préconisé, repose essentiellement sur deux principes : le type et le nombre de mesures que le chercheur souhaite réaliser et la fiabilité des paramètres calculés qu'il désire

avoir. En effet, un modèle très contraint tel celui de Holzbaur et al. [40] permet de faire un minimum de mesures puisqu'il ne demande comme données d'entrée que trois angles afin d'estimer la cinématique de tout le complexe d'épaule. Par contre, évidemment, celui-ci suppose que tout le monde bouge son épaule de façon similaire, ce que contredisent les travaux de Sheikhzadeh et al. [73]. *A contrario*, lorsqu'aucune supposition n'est faite sur les mouvements de la clavicule et de la scapula, leur cinématique peut, théoriquement, être parfaitement reproduite. Par contre, la mesure indirecte de l'os par des repères cutanés, due à l'emballage des os par les muscles, le tissu adipeux et la peau, est une source d'erreur majeure lors de la collecte de données [50], puisque ces structures, appelées tissus mous, ne suivent pas totalement les mouvements des os. Ces modèles nécessitent donc un traitement numérique sophistiqué et un placement des repères cutanés (voir section 2.3.1.2) adéquat afin de minimiser l'effet du mouvement des tissus mous [13] ou tout simplement d'utiliser un système invasif de suivi sous-cutané de l'os. Il est cependant évident que d'un point de vue éthique, il est impensable de visser des tiges intracorticales ou d'utiliser un système à rayons X à tous les sujets dont on désire étudier l'épaule. Considérant qu'aucun placement de repères cutanés n'est parfait, ce type de modèle peut être sujet à de grandes erreurs dont l'étendue est difficile à estimer, particulièrement pour les mouvements de type rotation axiale d'un os — soit la rotation d'un os sur lui-même —, puisque ce mouvement entraîne très peu de déplacement cutané. Hamming et al. [33] font une estimation de cette erreur pour l'articulation GH et obtiennent des différences de mesure significative avec leur référence allant jusqu'à 30° sur la rotation axiale lors de l'utilisation d'un brassard<sup>2</sup> comme matériel de mesure cutané.

---

<sup>2</sup> *cuff* dans le texte.



## 2.2.3 Rotation spatiale

### 2.2.3.1 Description des rotations

Il existe plusieurs façons de décrire l'orientation tridimensionnelle, appelée attitude, d'un segment. La plus simple est de la représenter par une matrice carrée, de dimension trois, orthogonale et unitaire que l'on nomme matrice de rotation. Lorsqu'un vecteur de coordonnées d'un point est multiplié *matriciellement* par une matrice de rotation, le vecteur obtenu représente les nouvelles coordonnées du même point après la rotation autour d'un système d'axe défini par la matrice. Cette matrice a la forme générale suivante :

$$R = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}.$$

En outre, toute matrice de rotation possède les propriétés suivantes :

- le produit scalaire de deux lignes<sup>3</sup> est nul. En d'autres termes, chaque couple de lignes représente des vecteurs perpendiculaires ;
- le produit vectoriel de deux lignes successives donne la troisième. En d'autres termes, les trois lignes représentent un système de vecteurs orthogonaux ;
- la norme de chaque ligne est égale à 1 ;
- le déterminant de la matrice est égal à 1 ;
- ses matrices inverse et transposée sont équivalentes, soit  $R^T = R^{-1}$ , et donc :

$$RR^T = RR^{-1} = R^T R = R^{-1} R = I_3.$$

---

<sup>3</sup>Il est à noter que tous les concepts appliqués aux lignes s'appliquent également aux colonnes.

Lorsqu'une rotation se fait dans un espace en trois dimensions et que celle-ci est interprétée par la méthode d'angle de Cardan et d'Euler, méthode la plus utilisée en biomécanique, un minimum de trois rotations successives sont nécessaires pour représenter n'importe quelle attitude. De la même façon qu'une rotation tridimensionnelle est représentée par une matrice de rotation, on représente chacune de ces rotations successives par une matrice qui est construite de façon homologue à celle d'une rotation dans un plan (en deux dimensions), à laquelle on ajoute une dimension unitaire. Puisqu'il y a trois axes principaux ( $x$ ,  $y$  et  $z$ ), il existe trois matrices de base :

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\psi & -s\psi \\ 0 & s\psi & c\psi \end{bmatrix}$$

$$R_y = \begin{bmatrix} c\theta & 0 & s\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\theta & 0 & c\theta \end{bmatrix}$$

$$R_z = \begin{bmatrix} c\phi & -s\phi & 0 \\ s\phi & c\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

où  $\psi$  est la première rotation,  $\theta$  est la seconde rotation,  $\phi$  est la troisième rotation, respectivement autour des axes  $x$ ,  $y$  et  $z$ ,  $c\theta \equiv \cos(\theta)$  et  $s\theta \equiv \sin(\theta)$ . Il suffit, ensuite, de faire une multiplication matricielle de ces matrices selon l'ordre souhaité — cet ordre est nommé séquence de rotation. En effet, la multiplication matricielle n'étant pas commutative, l'ordre dans lequel sont effectuées ces multiplications devient alors critique et peut influencer grandement les résultats. Par exemple, un simple coup d'œil suffit pour voir que les deux matrices suivantes, respectivement obtenues par la séquence  $zyx$  (équation 2.2) et par la séquence  $xyz$  (équation 2.3),

sont différentes :

$$\begin{aligned}
R_z(\phi)R_y(\theta)R_x(\psi) &= \begin{bmatrix} c\phi & -s\phi & 0 \\ s\phi & c\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\theta & 0 & s\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\theta & 0 & c\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\psi & -s\psi \\ 0 & s\psi & c\psi \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} c\phi c\theta & -s\phi c\psi + c\phi s\theta s\psi & s\phi s\psi + c\phi s\theta c\psi \\ s\phi c\theta & c\phi c\psi + s\phi s\theta s\psi & -c\phi s\psi + s\phi s\theta c\psi \\ -s\theta & c\theta s\psi & c\theta c\psi \end{bmatrix} \quad (2.2)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
R_x(\psi)R_y(\theta)R_z(\phi) &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\psi & -s\psi \\ 0 & s\psi & c\psi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\theta & 0 & s\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\theta & 0 & c\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\phi & -s\phi & 0 \\ s\phi & c\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} c\phi c\theta & -s\phi c\theta & s\theta \\ c\phi s\theta s\psi + s\phi c\psi & -s\phi s\theta s\psi + c\phi c\psi & -c\theta s\psi \\ -c\phi s\theta c\psi + s\phi s\psi & s\phi s\theta c\psi + c\phi s\psi & c\theta c\psi \end{bmatrix}. \quad (2.3)
\end{aligned}$$

Karduna et al. [43] et Senk and Chèze [72] ont investigué l'effet de plusieurs séquences sur le calcul des angles respectivement à l'AC et à la GH et ont obtenu d'importantes variations, allant jusqu'à 60°, sur tous les degrés de liberté.

Il est alors possible d'extraire les angles à partir d'une matrice de rotation. En égalisant les membres des différentes cellules de la matrice de rotation et en utilisant de simples identités trigonométriques, on en déduit les différents angles. Par exemple, si l'on reprend l'équation 2.3,  $\theta$  s'obtient avec cette simple équation :

$$\theta = s^{-1}(R_{13}).^4$$

Il est ensuite possible de retrouver les deux autres angles en divisant, pour chacun, deux cellules afin d'obtenir des relations tangentielles simples. Par exemple,

---

<sup>4</sup>Cette relation doit tout de même être utilisée précautionneusement, puisqu'une seconde solution existe à cette équation, car  $s(\pi - \theta) = s(\theta)$  [76].

toujours avec l'équation 2.3,  $\phi$  s'obtient avec cette équation :

$$\phi = \tan^{-1} \left( \frac{-R_{32}}{R_{33}} \right).$$

Eberly [19] et Slabaugh [76] recensent les algorithmes de résolution des différentes séquences possibles permettant d'extraire les angles ainsi que le domaine dans lequel ces angles peuvent être utilisés.

### 2.2.3.2 Problématique

La principale critique que l'on peut adresser à l'utilisation des angles de Cardan est la présence de singularités causant des instabilités numériques appelées blocage de Cardan (*gimbal lock*). Afin d'aider à comprendre le phénomène de blocage de Cardan, il convient de visualiser le mécanisme des cardans pour bien comprendre leur interrelation. La représentation la plus aisée de ce concept est d'assimiler des cardans à des anneaux où chacun tourne autour d'un axe différent et fixe par rapport à son anneau en entraînant tous les cardans sous-jacents avec lui<sup>5</sup> (Figure 2.2). Ainsi, la rotation d'un cardan fait également tourner son cardan fils qui, lui-même, en tournant provoque la rotation de son fils jusqu'au dernier cardan qui fait finalement tourner le segment étudié. Ceci est la représentation physique directe d'une séquence de Cardan et permet d'apprécier l'effet de la séquence d'angles.

Un blocage de Cardan apparaît lorsque le cardan *un* et le cardan *trois* deviennent alignés à cause d'une rotation de 90° du cardan *deux* (Figure 2.3). Cependant, contrairement à ce que pourrait laisser penser le nom de ce phénomène, celui-ci ne provoque pas de « blocage » en soi des cardans, mais limite le type de rotations possibles.

En effet, la rotation des cardans *un* et *trois*, contrairement à tous les autres cas où le cardan *deux* n'est pas à 90°, provoquera le même mouvement. On parle alors

---

<sup>5</sup>Il est à noter que dans un système en trois dimensions, trois cardans suffissent pour représenter toutes les positions possibles.

de la perte d'un degré de liberté. Par exemple, le segment à l'intérieur des cardans de la figure 2.2 est en mesure de faire du tangage (autour de l'axe 1), du lacet (autour de l'axe 2) et du roulis (autour de l'axe 3). Cependant, le même segment, après un lacet de  $90^\circ$  est limité à deux mouvements : le lacet (autour de l'axe 2 et le roulis (autour de l'axe 1 ou/et 3). Il n'existe pas d'autre moyen que faire un peu de lacet afin de dissocier les mouvements donnés par les axes 1 et 3 pour pouvoir effectuer le mouvement de tangage.

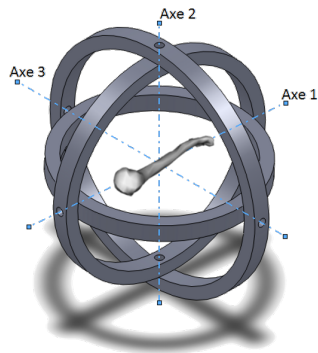


Figure 2.2 – L'imbrication de trois cardans permet la représentation de toutes les rotations possibles de l'humérus solidaire au cardan *trois*.

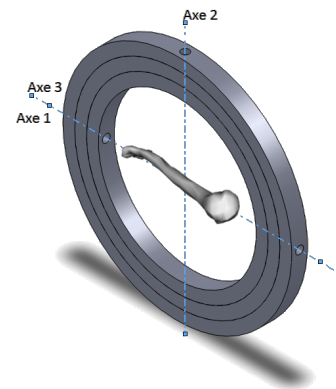


Figure 2.3 – La rotation du cardan *deux* aligne les cardans *un* et *trois*. Leur mouvement, et par conséquent celui de l'humérus, est donc similaire.

Mathématiquement, pour une séquence  $xyz$ , le raisonnement est le suivant :

$$\begin{aligned}
R &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c(\psi) & -s(\psi) \\ 0 & s(\psi) & c(\psi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c(\theta) & 0 & s(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -s(\theta) & 0 & c(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c(\phi) & -s(\phi) & 0 \\ s(\phi) & c(\phi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c(\psi) & -s(\psi) \\ 0 & s(\psi) & c(\psi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c(\phi) & -s(\phi) & 0 \\ s(\phi) & c(\phi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ s(\psi)c(\phi) + c(\psi)s(\phi) & -s(\psi)s(\phi) + c(\psi)c(\phi) & 0 \\ -c(\psi)c(\phi) + s(\psi)s(\phi) & c(\psi)s(\phi) + s(\psi)c(\phi) & 0 \end{bmatrix}. \tag{2.4}
\end{aligned}$$

Alors que d'un point de vue strictement mathématique, le blocage de Cardan ne représente pas une aberration, en pratique, ce problème se manifeste par des angles non physiologiques à cause de l'« interférence croisée »<sup>6</sup> des axes de rotation.

Il existe évidemment certaines techniques pour contourner le problème, comme l'utilisation des quaternions, l'utilisation d'un quatrième cardan ou un choix judicieux de la séquence d'angles. Premièrement, la décomposition des matrices de rotation en quaternion, de l'ensemble des hypercomplexes, est une méthode sûre et efficace de représenter les déplacements en trois dimensions. Cette méthode est particulièrement utilisée dans l'aéronautique où la présence de blocage de Cardan peut être catastrophique<sup>7</sup>. En effet, de par leur nature quadridimensionnelle et puisque les rotations par quaternions sont calculées par rapport à un seul axe mobile qui se positionne en fonction de la rotation désirée, ils sont exempts du phénomène de blocage de Cardan pour les rotations tridimensionnelles. Par contre, justement à cause

---

<sup>6</sup>L'Office québécois de la langue française ne propose aucune traduction pour ce contexte de l'expression *crossstalk* qui est une interférence d'un signal par un autre.

<sup>7</sup>Un incident impliquant la navette Apollo 11 où le pilote Mike Collins demande un quatrième cardan pour Noël (*How about sending me a fourth gimbal for Christmas*) témoigne de l'importance d'éviter les blocages de Cardan.

de cet unique axe mobile, il est très difficile de se représenter mentalement ce qu'un quaternion de rotation représente. Alors que ceci est sans conséquence en robotique [65] ou en animation [74], en biomécanique, où un des objectifs principaux est de communiquer avec des cliniciens qui s'intéressent à l'aspect fonctionnel d'un mouvement, cela devient essentiel. En fait, c'est certainement le point qui explique que cette méthode mathématiquement plus stable ne soit pas celle qui prédomine dans la modélisation en biomécanique. Une seconde méthode est l'ajout d'un quatrième cardan qui ne soit ni aligné avec le premier ni avec le troisième cardan augmentant ainsi la redondance d'information. Bien que cette méthode soit tout à fait acceptable et efficace d'un point de vue mathématique, elle souffre du même problème que l'utilisation de quaternions : en ajoutant un axe de rotation, on augmente l'effet d'interférence croisée et l'on obtient donc un mouvement cliniquement difficile à interpréter. Ainsi, il n'y a, à ma connaissance, aucune étude en biomécanique qui a utilisé cette méthode. Finalement, un choix judicieux de la séquence d'angles peut prévenir le problème, sans toutefois complètement l'enrayer. En effet, changer la séquence d'angles change la position où apparaît le blocage de cardan. Il peut donc être possible de choisir la séquence de façon à ce que cette singularité soit à l'extérieur d'un mouvement anatomique, ou du moins le plus loin possible du mouvement étudié. Senk and Chèze [72] ont, en ce sens, investigué l'effet de plusieurs séquences à la GH. Basés sur le critère de réduction des blocages de Cardan, ils ont proposé une autre séquence que celle priorisée par l'*International Society of Biomechanics* (ISB) [87]. Cependant, il est impossible de prendre en compte toutes les positions possibles avec une seule séquence pour des articulations très mobiles comme l'épaule. Ainsi, soit il est admis que certaines positions moins fréquentes ne pourront pas être étudiées et la communauté scientifique conserve une séquence unique, soit les chercheurs choisissent une séquence d'angles à la pièce en fonction du mouvement étudié, ce qui pose, par contre, des problèmes de standardisation. Malgré tout, en guise de conclusion de cette section, il est à souligner que la repré-

sensation en angles de Cardan demeure la plus utilisée, particulièrement grâce à sa facilité de compréhension qu'elle apporte dans le domaine clinique.

#### **2.2.4 Le nom des mouvements**

Nommer un mouvement ou un degré de liberté est une opération délicate. En effet, deux approches justifiables, mais peu compatibles peuvent être utilisées : une approche mécanique et une approche clinique. La première, l'approche mécanique, s'intéresse plus particulièrement à la relation qui existe entre la rotation et l'axe autour de laquelle se fait cette rotation. Cette approche rigoureuse d'un point de vue mathématique est, en contrepartie, plus difficile à analyser et à comprendre d'un point de vue clinique. La principale difficulté vient du déplacement des axes dans l'espace lors des trois rotations successives caractéristiques des représentations en angles de Cardan (section 2.2.3.1). En effet, la première rotation d'un segment est cliniquement facile à comprendre, puisqu'elle s'effectue autour d'un axe fixe par rapport au segment proximal. Il en est de même pour la troisième dont la rotation s'effectue autour d'un axe fixe par rapport à la position finale du segment étudié. La seconde rotation, quant à elle, s'effectue autour d'un axe intermédiaire, appelé axe flottant, dont l'orientation est totalement dépendante de la rotation du premier axe limitant sa représentation clinique. Effectivement, une rotation autour de l'axe flottant donne un résultat souvent intuitivement inattendu. L'autre approche, l'approche clinique, est basée sur l'action réalisée par le segment étudié en termes anatomiques. Il existe toutefois plusieurs interprétations possibles pour un même mouvement de l'épaule, ce qui a mené à une nomenclature diversifiée, contradictoire et parfois peu cohérente [87]. La principale problématique entre ces deux approches est l'axe flottant qui, comme mentionné précédemment, ne représente cliniquement rien. En effet, son orientation est variable ainsi que, par conséquent, son interprétation, alors que le clinicien s'attend à ce qu'un mouvement donné réalise toujours la même action (par exemple, la flexion du bras élève le bras devant soi, ce qui n'est



pas le cas si le bras est déjà en abduction). En 2005, l'ISB présentait un article afin d'unifier la nomenclature pour décrire les mouvements du membre supérieur [87]. De plus, la nomenclature de l'ISB se veut une approche hybride entre l'approche mécanique et celle plus clinique. Ainsi, les noms des mouvements sont basés sur une définition des axes de rotation la plus physiologique possible, ainsi que le choix d'une séquence d'angles qui limite l'effet de l'axe flottant pour une interprétation clinique facilitée. L'annexe I reprend les grandes lignes de ce que propose l'ISB pour la partie de l'épaule.

La nomenclature, et incidemment la séquence d'angles, proposée par l'ISB demeure assez standard en comparaison avec la plupart des études en ce qui concerne les articulations SC, AC et ST. Cependant, deux particularités importantes sont à noter concernant l'articulation GH. Premièrement, en utilisant la séquence *xyz*, ils abandonnent du même coup la nomenclature traditionnelle *flexion/abduction* [41] pour *plan d'élévation/élévation*. Ils justifient ce choix par le fait que selon la séquence d'angles choisie (avec la nomenclature *flexion/abduction*), un même mouvement peut être à dominance de flexion ou à prédominance d'abduction et que ceci est entièrement arbitraire (voir figure 2.4). Ainsi, en utilisant le couple *plan d'élévation/élévation*, il devient plus aisé d'interpréter les angles obtenus dans des contextes plus variés. La seconde particularité est le fait que l'élévation soit appelée *élévation négative*. En effet, à cause de la définition des axes utilisée, une *élévation* est positive lorsque le bras s'abaisse, ce qui va à l'encontre du sens commun. En appelant *élévation négative* l'action de monter l'humérus, le signe la représentant devient alors positif et donc plus intuitif.

Il existe un consensus assez net quant à l'utilisation de ces recommandations en ce qui concerne la clavicule et la scapula [40, 43, 51]. Par contre, il n'y a, à ma connaissance, aucune étude qui utilise la dénomination *élévation négative* pour décrire le mouvement d'élévation de l'humérus. Les chercheurs utilisent plutôt l'expression *élévation* qui porte cliniquement moins à confusion [11, 29, 46]. En fait,

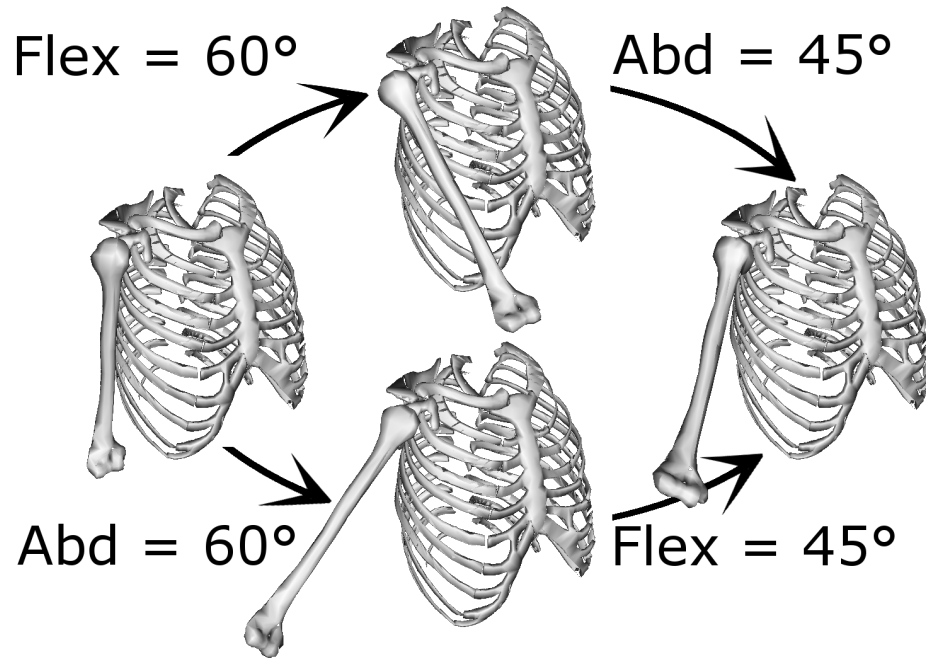


Figure 2.4 – Les séquences *flexion/abduction* du haut et *abduction/flexion* du bas aboutissent au même résultat, soit une élévation de l’humérus dans le plan scapulaire, même si la première indique une prédominance de *flexion* alors que celle du bas a une prédominance d’*abduction*. Bien que cette différence soit importante lors de l’analyse clinique du mouvement, elle n’est imputable qu’au traitement mathématique d’extraction des angles dépendants du choix de la séquence d’angles.

le choix de la séquence lui-même est sujet à controverse. En effet, Senk and Chèze [72] ont étudié l’effet de la séquence sur l’articulation GH et en sont venus à la conclusion que la séquence proposée par l’ISB était sujette aux blocages de Cardan (section 2.2.3.2). Ils proposent finalement la séquence *abduction/flexion/rotation* sans toutefois faire mention de la facilité d’interprétation clinique de cette séquence, mais qui se verra, fort probablement, adresser les mêmes critiques par l’ISB que celles présentées plus tôt.

### 2.2.5 Modèles

Comme il est discuté dans la section 2.2.1, il existe plusieurs modèles pour représenter l'épaule. Cependant, les modèles les plus simples, à une ou deux articulations, sont trop approximatifs pour être utilisés lorsque le but est de tenter de représenter finement la cinématique de l'épaule. Le but du projet de maîtrise étant justement une représentation fine de la cinématique du complexe articulaire du membre supérieur, ces modèles sont mis de côté pour la partie suivante de la revue de littérature scientifique et se concentre sur les modèles les plus complets, soit ceux intégrant trois articulations — SC, AC et GH—, ou quatre articulations — les trois précédentes plus la ST.

Dans leur revue des modèles squelettiques et musculosquelettiques de l'épaule, Yang et al. [88] classent les modèles en trois catégories : les modèles en chaîne cinématique arborescente, les modèles en boucle fermée et les modèles musculaires, respectivement classés selon eux comme étant de plus en plus « précis »<sup>8</sup>. De par leur nature, les modèles d'épaule à trois articulations [21, 39] sont des modèles arborescents (Figure 2.5) et ceux à quatre articulations [7, 47, 55, 80], à cause de l'articulation ST, sont en boucle fermée (Figure 2.6). Finalement, dès qu'un modèle intègre des chemins musculaires [40, 49, 82], il est automatiquement classé dans la catégorie musculosquelettique et donc dans la catégorie la plus précise. Si empiriquement cette hypothèse s'avère être plutôt vraie, il m'apparaît difficile d'argumenter qu'un modèle musculosquelettique est nécessairement meilleur qu'un modèle purement squelettique au niveau de la cinématique articulaire, indépendamment du type de chaîne employée. En fait, ces deux types de modèle n'ont pas du tout la même visée, ils sont complémentaires. Un modèle squelettique tente de représenter la cinématique tridimensionnelle des segments tandis que l'autre tente plutôt d'utiliser cette cinématique pour en déduire les longueurs musculaires asso-

---

<sup>8</sup>*accurate* dans le texte.

ciées à une configuration spatiale particulière, le plus souvent lors d’une élévation de l’humérus par rapport au thorax.

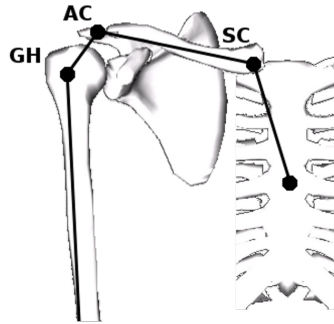


Figure 2.5 – Dans un modèle arborescent, chaque segment ne possède qu’un seul et unique parent.

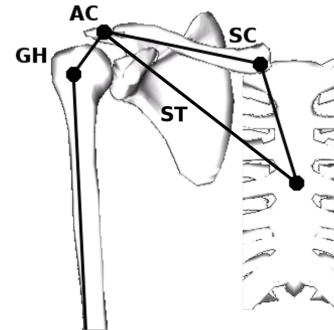


Figure 2.6 – Dans un modèle en boucle fermée, au moins un segment possède au moins deux parents. Ici, l’articulation sternoclaviculaire relie la scapula et le thorax refermant ainsi la boucle.

Puisqu’aucune preuve n’existe indiquant qu’un modèle arborescent soit nécessairement moins précis qu’un modèle en boucle fermée et considérant que la classification *arborescent/boucle fermée/musculosquelettique* proposée par Yang et al. [88] semble manquer de rigueur, une nouvelle classification est proposée ici. Celle-ci vise à regrouper les modèles selon leur mode de fonctionnement, soit les modèles avec couplage de mouvements (*coupling motion*) et les modèles sans couplage, divisés en deux catégories, avec ou sans contraintes de fermeture de boucle.

### 2.2.5.1 Modèles avec couplage de mouvements

Un couplage de mouvement est une association cinématique en rotation et/ou en translation entre deux segments [42]. Concrètement, cela se traduit par l’expression du mouvement d’un segment en fonction du mouvement d’un autre segment. Spécifiquement pour l’épaule, ce concept est intimement lié à celui du rythme scapulo-huméral (RSH), qui est la représentation en équations de la relation cinématique

qui existe entre le déplacement de la GH et de la ST. Ces équations de régression peuvent servir à définir les contraintes qui sont appliquées aux différents degrés de liberté lors de la modélisation par couplage de mouvement.

Le modèle le plus complet, en ce qui concerne l'estimation du RSH, est certainement le modèle développé par Groot and Brand [29]. Ceux-ci ont enregistré, par palpation, la cinématique de la clavicule, de la scapula et de l'humérus de 10 sujets puis ont mis en relation deux degrés de liberté en rotation de la clavicule et trois degrés de liberté en rotation de la scapula avec les valeurs d'élévation et de rotation de l'humérus par rapport au thorax. Deux modèles musculosquelettiques dérivent directement des travaux réalisés sur ce modèle [15, 40]. Le premier, celui de Charlton and Johnson [15], reprend intégralement les équations de Groot and Brand [29] et les applique dans une procédure de cinématique inverse afin d'optimiser la position des segments par rapport à la cinématique acquise expérimentalement. Le second modèle dérivé est celui nommé le *Stanford Upper Extremity Model* [40] et est fort reconnu dans la communauté scientifique (177 citations en date du 24 octobre 2012). Trois degrés de liberté sont définis pour décrire les orientations de tous les segments de l'épaule, ceux-ci étant tous à l'humérus. Les équations utilisées pour coupler les mouvements sont celles de Groot and Brand [29], où seulement l'*élévation* de l'humérus est utilisée — comparé à l'*élévation* combinée à la *rotation axiale* de l'humérus chez Groot and Brand [29] — afin d'estimer les angles articulaires de la SC et de la AC. Le groupe de *Stanford* fait ainsi l'hypothèse simplificatrice que la rotation de l'humérus a un impact négligeable d'un point de vue clinique sur les attitudes de la clavicule et de la scapula.

Plusieurs avantages sont associés à l'utilisation de modèles avec couplage de mouvements et expliquent certainement leur grande popularité dans la communauté scientifique et clinique. Le plus important est leur facilité d'utilisation. En effet, premièrement, peu de repères cutanés (voir Section 2.3.1.2) sont nécessaires pour reconstruire la cinématique de tout le complexe d'épaule puisqu'aucune acqui-

sition du mouvement de la clavicule ni de la scapula n'est nécessaire. Ensuite, dans le même ordre d'idée, la cinématique de l'humérus étant relativement facile à acquérir, même par des repères cutanés, ce type de modèle ne nécessite pas de repères invasifs, telles des tiges intracorticales. Ainsi ces modèles facilitants permettent d'obtenir des résultats rapides, par exemple, dans le cas des modèles musculosquelettiques, des forces musculaires des muscles de la coiffe des rotateurs associées à une position du bras chez une population saine.

On comprend bien l'intérêt clinique de tels types de modèles. Par contre, plusieurs problèmes limitent leur utilisation particulièrement dans le milieu de la recherche. Le point majeur est l'impossibilité de modéliser certains mouvements, par exemple un simple haussement d'épaules. En effet, puisqu'aucune élévation dans le plan frontal ne sera enregistrée à l'humérus, aucun mouvement à la clavicule ni à la scapula ne pourrait être estimé. Ensuite, ces modèles ne sont validés que pour une population saine nécessitant donc des recherches supplémentaires afin qu'ils soient utilisés chez une population symptomatique. Finalement, les dernières recherches tendent à démontrer qu'une même personne n'a pas de patron constant entre l'élévation et l'abaissement du bras [10, 56] ce qui n'est pas modélisé, à l'heure actuelle, par les équations du RSH.

### 2.2.5.2 Modèles sans couplage

**2.2.5.2.1 Modèles avec contrainte de fermeture de boucle** Les modèles qui n'intègrent pas d'équations liant des degrés de liberté entre eux sont dits sans couplage de mouvements. Le modèle certainement le plus reconnu dans cette catégorie est celui de Van Der Helm [82], 289 citations en date du 24 octobre 2012. Yang et al. [88] qualifient ce modèle de « parfait »<sup>9</sup>. Ceux-ci émettent toutefois des limitations quant à l'implémentation pratique du modèle (notion développée à la Section 2.3.1.2). Le modèle représente les segments par des solides simples, tels des

---

<sup>9</sup>*perfect* dans le texte.

cylindres (un pour la clavicule, deux pour la scapula et un pour l’humérus) ou des ellipsoïdes (un pour le thorax). Les articulations SC, AC et GH, possèdent trois degrés de liberté en rotation alors qu’une quatrième, la ST, impose des contraintes cinématiques en liant deux points de la scapula à l’ellipsoïde représentant le thorax. Cependant, la plus grande force du modèle demeure la partie musculaire qui ne sera pas discutée dans le cadre de cette revue qui concerne les modèles cinématiques. Garner and Pandy [25] reprennent les grandes lignes du modèle de Van Der Helm. L’originalité de leur démarche réside en l’utilisation des données du *Visible Human Project*. Ceci leur permet d’avoir une représentation basée sur une anatomie plus réaliste que par des formes géométriques simples.

Un autre modèle important de cette catégorie est celui de Maurel and Thalmann [55]. Tout comme celui de Van Der Helm, il intègre quatre articulations, dont la ST qui referme la boucle. Par contre, la contrainte appliquée à cette articulation est moins importante puisqu’elle permet cinq degrés de liberté plutôt que quatre pour Van Der Helm. Afin de minimiser l’effet d’avoir autant de degrés de liberté, le modèle possède une amplitude de mouvement à la ST réduite. Il semblerait que ce choix de réduire l’amplitude de mouvement au lieu de réduire le nombre de degrés de liberté fasse référence à leur façon d’acquérir les données cinématiques afin de réduire la redondance et les conflits lors de la reconstruction.

La principale critique que l’on pourrait adresser à l’utilisation d’un modèle en boucle fermée est l’impossibilité de modéliser les instabilités de la scapula, notamment pour les problématiques « d’ailes d’ange » où la scapula a une forte tendance à décoller du thorax. En effet, la contrainte appliquée à la scapula qui force celle-ci à demeurer en contact avec le thorax empêche toute reconstruction cinématique de ce phénomène. À ma connaissance, aucune étude n’a été faite pour mesurer ceci.

**2.2.5.2.2 Modèles arborescents** La dernière catégorie ne possède pas de contraintes quant à la cinématique. Ainsi, les modèles de cette catégorie sont en

mesure de représenter plus fidèlement les cinématiques articulaires. Par contre, ces modèles, par la diminution de la redondance d'information, possèdent les défauts de leurs qualités. Puisqu'ils sont plus fortement perturbés par le phénomène d'occlusion de repères, cela aura tendance à créer des cinématiques plus rapidement erronées et parfois non anatomiques.

Il existe une panoplie de modèles développés selon ce mode qui ne diffèrent que par leur nombre de degrés de liberté. Afin de ne pas alourdir la présentation, un seul est cité en exemple dans cette section puisqu'il intègre le plus de degrés de liberté, soit neuf. Ce modèle est un modèle musculosquelettique présenté en deux parties [37, 38]. Il possède trois articulations (SC, AC et GH), toutes définies par une articulation rotule. Celui-ci avait été créé dans un but de permettre l'optimisation des positions du bras en fonction des forces musculaires, mais il est possible de l'utiliser dans toute sorte d'autres contextes où la cinématique articulaire de l'épaule doit être représentée.

Le principal avantage des modèles sans couplage de mouvement est leur plus grande polyvalence par rapport à l'autre catégorie. En effet, cela étant encore plus vrai pour les modèles arborescents, aucune hypothèse simplificatrice n'est faite concernant la cinématique des os, si ce n'est que le type d'articulation choisit (Section 2.2.2). Il est alors théoriquement possible de représenter toutes les cinématiques. Dans un même ordre d'idée, le nombre de degrés de liberté élevé des modèles permet des ajustements plus fins des angles articulaires.

En contrepartie, la cinématique osseuse est beaucoup plus difficile à acquérir, particulièrement pour la scapula et la clavicule qui glissent sous la peau. Lorsqu'elle est estimée à l'aide de repères cutanés, il devient important de développer des algorithmes qui minimisent l'effet du mouvement de la peau. Sinon, la solution la plus souvent employée est l'utilisation de techniques invasives (voir Section 2.3) lors de l'acquisition des données. De plus, ces modèles sont en général moins réalistes lorsqu'ils sont utilisés en cinématique directe, alors qu'une grande attention doit



être portée aux données d'angle d'entrée, puisque leur nombre élevé de degrés de liberté permet des mouvements largement non anatomiques [55]. Le même problème peut survenir lors de la cinématique inverse notamment lors d'occlusion de repères, comme mentionné précédemment. Il est possible de minimiser cet effet en augmentant le nombre de repères, ce qui allonge cependant le temps d'expérimentation.

## 2.3 Mesure de la cinématique

Il existe plusieurs méthodes pour collecter les données cinématiques des segments. Le choix d'une méthode plutôt qu'une autre se fait principalement sur des critères de précision, des coûts et des niveaux de risque *souhaités/acceptés*, ainsi que du type de modèle cinématique (Section 2.2.5) utilisé [35]. Hill et al. [35] proposent une classification intéressante à cinq catégories de ces méthodes : les techniques utilisant un lien physique, les techniques d'imagerie, les techniques par photographies, les systèmes électromagnétiques et finalement les autres techniques<sup>10</sup>.

Cette revue reprend les grandes lignes de cette classification. Cependant, certaines techniques plus marginales, par exemple, celle proposée par Engin and Tumer [21] qui localise les segments par les sons émis par des repères sur la peau, sont mises de côté et une classification plus générale est proposée : les techniques non invasives et les techniques invasives. Les deux sections suivantes décrivent succinctement les différentes techniques de ces deux catégories et exposent les avantages et inconvénients de celles-ci.

### 2.3.1 Techniques non invasives

Les techniques non invasives permettent l'investigation de la cinématique osseuse sans l'introduction de matériel à l'intérieur de la peau. Généralement, ces techniques sont moins onéreuses et éthiquement plus acceptables que les techniques

---

<sup>10</sup>*linkages, imaging, photographic techniques, electromagnetic devices* et *others* dans le texte.

invasives. En contre-partie, elles sont souvent moins valides que ces dernières. Trois catégories sont présentées dans cette revue, soit la palpation, l'utilisation de repères cutanés et l'imagerie par résonance magnétique.

### 2.3.1.1 Palpation

Une première technique non invasive est la technique dite par palpation [27, 64, 83]. La technique consiste pour l'expérimentateur à palper des points anatomiques sur le sujet étudié. Une fois l'emplacement localisé, une sonde est utilisée par l'expérimentateur pour pointer l'endroit. Un système optoélectronique capte la position de la sonde et calcule ses coordonnées tridimensionnelles. Cette opération est répétée pour chaque repère anatomique nécessaire pour reconstruire la chaîne cinématique.

Groot [27] a investigué la variabilité de la méthode par palpation et calcule une « erreur de palpation »<sup>11</sup> d'environ 2°. Cette technique ne permet cependant pas de faire de mesures dynamiques (en mouvement). La façon de partiellement résoudre ce problème est de faire des mesures statiques à plusieurs positions intermédiaires d'un mouvement et d'interpoler la cinématique entre ces positions. L'hypothèse qui sous-tend cette pratique est que la vitesse du mouvement n'influence pas le patron moteur. Or, cette hypothèse s'avère être probablement fausse. En effet, les études faites sur le sujet [10, 30, 77] montrent des différences significatives entre les mouvements dynamiques sans arrêt et ceux avec pauses. Des divergences existent cependant sur l'interprétation et la portée clinique de cette différence. Pour l'étude la plus ancienne [30], elle est considérée comme étant assez faible pour être une estimation adéquate en clinique, ce qui contraste avec les études plus récentes [10, 77] qui montrent plutôt que ces différences sont importantes et devraient être prises en considération d'un point de vue clinique. La pertinence de cette technique s'en trouve donc ébranlée.

---

<sup>11</sup>*palpation error* dans le texte.

Malgré tout, le principal avantage de la technique par palpation est sa facilité d'exécution, avantage particulièrement prisé en recherche clinique. Alors qu'il est possible d'utiliser cette méthode avec confiance en statique, celle-ci doit être interprétée précautionneusement lors de mouvements dynamiques.

### 2.3.1.2 Repères cutanés

Une seconde technique est l'utilisation de repères cutanés et l'estimation de la position des segments en fonction de la cinématique de ces repères. Ces repères collés à la peau peuvent être de différentes natures : visuel, électromagnétique, voire même sonore, tel que mentionné dans l'introduction.

Les systèmes optoélectroniques utilisent des repères visuels [12, 34]. Dans le cas d'un système dit actif, comme dans le système d'Optotrak<sup>®</sup>, les repères émettent eux-mêmes la lumière, chacun à une fréquence propre, qui est ensuite captée par les caméras. Le principal avantage de ce système est lors de l'analyse postacquisition où l'étiquetage des marqueurs se fait automatiquement grâce à la fréquence distincte de lumière émise par chacun des repères. En contrepartie, ceux-ci doivent être équipés d'une source d'alimentation qui augmente considérablement le poids de l'équipement trainé par le sujet et qui, additionné à l'encombrement dû aux fils d'alimentation, pourraient modifier les patrons moteurs utilisés et donc influencer les résultats. En surplus, il est raisonnable de croire que ce poids supplémentaire augmente l'effet des tissus mous. Afin de résoudre ce problème, il est possible d'utiliser un système passif, tel Vicon<sup>®</sup>, où les repères réfléchissent la lumière qui est émise par les projecteurs des caméras. Ces repères sont légers et peuvent être de très petites dimensions — de l'ordre du millimètre —, ce qui permet d'en apposer un nombre élevé sans avoir de conséquence notable sur la cinématique.

Au niveau de la validité, Lempereur et al. [46] ont comparé la cinématique de la scapula obtenue par un système optoélectronique et la méthode par palpation en considérant cette dernière comme étant une méthode valide. Ils ont obtenu

une différence significative dans les angles les plus élevés d'un maximum de  $15^\circ$ . L'hypothèse est que cette différence est probablement due à un glissement sous-cutané de la scapula. En se basant sur les données de Matsui et al. [54], ils arrivent également à la conclusion que l'emplacement des repères a une grande importance permettant de réduire l'effet de ces glissements sous-cutanés (jusqu'à 8 mm pour des repères sur la scapula) et ainsi réduire l'erreur de mesure.

Les systèmes électromagnétiques, pour leur part, utilisent un dispositif magnétique pour capter les orientations segmentaires [3]. Les systèmes Flock of Birds, IsoTrak et FastTrak fonctionnent tous à peu de choses près sous le même principe. Il y a premièrement un émetteur servant de repère global qui émet un champ magnétique dans l'espace où le sujet est testé. Des récepteurs, attachés sur la peau du sujet, sensibles à l'intensité et l'orientation du champ, déduisent leur position et leur orientation relativement à l'émetteur. En assumant que le récepteur suive le repère osseux sur lequel il a été apposé, on en déduit l'orientation et la position de chaque segment. Ces systèmes ont une excellente précision spatiale (précision statique de 1.8 mm et  $0.5^\circ$  [51]) et sont portatifs puisqu'un seul récepteur est nécessaire par segment. Par contre, ils sont sensibles à tout ce qui pourrait déformer le champ magnétique, particulièrement les objets ferromagnétiques [63], telles certaines prothèses. Aussi, tout comme les repères cutanés visuels, ces dispositifs sont soumis aux erreurs dues aux déplacements sous-cutanés des segments, voire peut-être même plus affectés par l'absence de redondance d'information due à la présence d'un seul capteur par segment.

Que ce soit l'une ou l'autre des techniques par repères cutanés utilisées, le principe demeure le même : un repère est collé à la peau à un endroit qui suit le mieux possible les mouvements de l'os. L'aspect non invasif associé à la méthode par repères cutanés en fait une de prédilection. Plusieurs limitations sont cependant à dégager. La principale est l'impossibilité de faire une mesure directe de l'os, mais plutôt de mesurer le déplacement du segment par l'intermédiaire de la peau alors

que la peau est soumise à de nombreux artéfacts qui introduisent des erreurs considérables sur la cinématique osseuse. Cappozzo et al. [13] ont estimé cette erreur jusqu'à 40 mm pour le membre inférieur. Cependant, ceci est très dépendant du segment et du mouvement mesurés, ce qui rend impossible l'établissement d'une règle simple permettant d'estimer l'erreur. Beaucoup de recherches ont été faites afin de minimiser les effets des mouvements de tissus mous [17, 60, 67, 69]. En ce qui concerne le membre supérieur, le segment le plus étudié est certainement la scapula à cause de sa position et de ses mouvements par rapport à la peau qui favorisent les erreurs de mesure [85]. Cependant, il n'existe pas à ce jour de méthode réellement efficace pour contrer cet effet indésirable, sinon d'utiliser un modèle de placement de repères qui minimise les erreurs [54, 69] et d'affecter une pondération (*weighting*) [69] différente aux repères, connaissances qui sont à compléter. Une deuxième limitation est le poids du système. En effet, hormis pour les systèmes passifs qui sont spécialisés dans la légèreté, ces systèmes par repères cutanés peuvent vite devenir lourds, puisqu'un dispositif d'alimentation par piles est nécessaire en plus d'un dispositif de transmission de données, avec ou sans fils. Considérant que les données les plus récentes montrent qu'un poids modifie les patrons cinématiques [45], l'ajout de poids n'est probablement pas sans conséquence. Il n'y a cependant, à ma connaissance, aucune étude qui quantifie cet effet.

Comme mentionné lors de cette section, les techniques par repères cutanés souffrent des mouvements inopinés de ces repères par rapport à l'os qu'ils représentent. Ceci est principalement dû aux mouvements des tissus mous, tels les muscles et les tissus graisseux, ainsi qu'aux déplacements sous-cutanés des segments [13]. De plus, particulièrement pour les repères visuels, ils peuvent être momentanément perdus s'ils sont couverts ou si la ligne de champs de vision est obstruée. Afin de réduire l'effet de ces deux phénomènes, il est possible (1) d'utiliser plus de repères que le minimum requis (c.-à-d. trois repères par segment) (2) d'utiliser une chaîne cinématique ou (3) d'utiliser un modèle avec fermeture de boucle, puisque

ces trois techniques augmentent la redondance d'information. En plus de diminuer l'effet des occlusions des repères, ceci permet de réduire l'erreur de reconstruction [5, 14].

### **2.3.1.3 Imagerie par résonance magnétique**

La dernière technique des méthodes non invasives est l'imagerie par résonance magnétique (IRM). L'IRM permet de faire des représentations virtuelles complètes de toutes les structures souhaitées, en l'occurrence, la géométrie osseuse. Cette méthode est la plus valide de toutes les techniques avec une précision de 1 mm sur l'épaisseur [68] tout en demeurant sécuritaire puisqu'elle n'est pas invasive. Par contre, trois grandes limitations font que l'IRM n'est pas largement utilisée en recherche et en clinique. La première est le coût associé à l'achat et l'utilisation d'un tel appareil. Ensuite, à cause de la vitesse de capture des images, il n'est pas possible de faire des acquisitions dynamiques. En fait, selon la résolution souhaitée, le temps d'acquisition par image varie de 2.5 s à 4 min 26 s [26, 36, 68]. Ainsi le sujet doit maintenir des positions statiques à différents angles pendant le mouvement, plutôt que de réaliser un mouvement continu et fluide. Or, de même que pour la technique par palpation (Section 2.3.1.1), celle-ci fait l'hypothèse simplificatrice que la vitesse n'influence pas le patron moteur [10]. Finalement, une dernière limitation est la contrainte d'espace imposée par la machine. Bien que l'IRM se fasse maintenant dans un appareillage ouvert, l'espace restreint limite les mouvements possibles à étudier.

### **2.3.2 Techniques Invasives**

À l'instar des techniques non invasives, les techniques invasives permettent la mesure de la cinématique osseuse. Elles se font, par contre, par l'introduction de matériel à l'intérieur du corps ce qui permet une mesure directe des positions et orientation des os. Les avantages et problématiques de deux méthodes invasives sont

présentés dans cette section, soit l'utilisation de tiges intracorticales et l'utilisation d'un système à rayons roentgens.

### 2.3.2.1 Tiges intracorticales

La méthode par tiges intracorticales est une technique permettant de prendre une mesure directe de la cinématique des os en dessous de la peau. Elle consiste à visser dans les os des tiges munies d'un dispositif de repérage, généralement visuel ou électromagnétique [24, 44, 51]. Le principal avantage d'une telle approche est l'élimination des effets de glissement de la peau puisque les repères sont directement attachés à l'os qu'ils représentent. D'un autre côté, ils sont soumis aux mêmes limitations que leur pendant non invasif, soit des occlusions de repères lorsqu'ils sont visuels [66] ou la distorsion du champ pour les repères électromagnétiques [63]. À ces limitations s'ajoute une autre importante d'ordre éthique. En effet, à cause des risques associés à la chirurgie, notamment le risque d'infection [2], il n'est pas souhaitable d'effectuer des recherches sur de grandes cohortes. De plus, il est impensable d'appliquer ces méthodes en clinique où facilité et rapidité d'utilisation priment. Par contre, cette méthode revêt son importance entre autres lors de protocoles de validation d'un nouveau modèle, notamment de repères non invasifs [6, 52]. De plus, cette méthode est certainement la plus appropriée en ce qui concerne l'analyse de la cinématique osseuse avec des cadavres [24]. Évidemment, l'analyse cadavérique elle-même possède ses limitations concernant la cinématique. Effectivement, les modèles cadavériques ne permettent pas de faire l'analyse de mouvements volontaires. Ceci dit, il est possible d'imaginer un dispositif, tels les modèles présentés par Sins et al. [75], permettant de tirer sur le deltoïde, ou celui développé par Favre et al. [22], actionnant un système de cordes autour des segments du complexe d'épaule, pour simuler un mouvement actif. Néanmoins, à ma connaissance, aucune étude n'utilise un tel modèle. Malgré tout, il est peu probable qu'une telle mobilisation puisse être considérée comme équivalente à une mobilisa-

tion réellement active. Aussi, il est généralement accepté qu'il existe une différence entre des mobilisations active et passive [18, 57].

### 2.3.2.2 Roentgen photogrammétrie

La technique roentgen photogramétrique, aussi appelée fluoroscopie, est une autre technique qui nécessite généralement une intervention chirurgicale. Des rayons roentgens, mieux connus sous le nom de rayons X [71], sont projetés à travers un sujet vers un capteur situé derrière ce sujet. L'intensité du rayon est modulée par la densité et la nature des tissus qu'il traverse et est mesurée par le capteur. Les données sont mappées et à partir de l'image produite, on en déduit l'attitude des segments. Aujourd'hui, afin de réduire la quantité de rayons roentgens utilisés, des billes de tantale, de moins de 1 mm, sont insérées dans l'os du sujet — celles-ci, qui sont sans danger pour le sujet puisqu'elles n'interagissent pas avec les structures du corps, ne seront d'ailleurs jamais retirées. Ces billes ont la particularité d'absorber les rayons roentgens de façon plus importante que les structures corporelles. Elles apparaissent alors très facilement sur les radiographies, ce qui permet de réduire la quantité de rayons émis lors de la prise de données [71]. Depuis les années 1940, la technique s'est améliorée et est devenue de la roentgen stéréophotogrammétrie. Le principe demeure le même à la différence que deux fluoroscopes sont utilisés simultanément, ce qui permet de déduire les positions tridimensionnelles des billes et donc des os qu'elles représentent. Finalement, la roentgen stéréocinémaphotogrammétrie, en diminuant l'intervalle de temps nécessaire entre deux acquisitions, a été développée permettant de prendre des séquences de mouvements en 3D. Il y a peu dans, la littérature scientifique, qui parle de cette innovation, si bien qu'il est difficile d'en déduire la limite maximale de fréquence d'acquisition. Ceci dit, Högfors et al. [38], dans son étude, avait une fréquence de 4 Hz. Cette vitesse d'acquisition est assez lente par rapport à la vitesse du mouvement du bras et oblige ainsi à interpoler les positions intermédiaires, ce qui limite la précision, d'autant



que la vitesse d'exécution influence la cinématique osseuse [30]. Plus récemment, Akbarshahi et al. [1] ont utilisé un système combiné d'imagerie par résonance magnétique (IRM)/Fluoroscopie. La méthode qu'ils proposent consiste essentiellement à prendre un cliché tridimensionnel des segments à l'aide d'un système IRM, puis avec un fluoroscope haute vitesse, d'acquérir la cinématique bidimensionnelle. En recalant les images de la cinématique 2D avec l'image statique 3D, il leur est possible d'obtenir la cinématique tridimensionnelle des segments à une vitesse plus élevée, soit 30 Hz. Par contre, tout comme les tiges intracorticales, une autre limitation à cette technique est au niveau éthique, premièrement de par l'implantation de billes à l'intérieur de l'os, mais également par l'utilisation de rayons roentgen qui ne sont pas sans danger lors d'une utilisation prolongée d'où les recherches qui tentent de diminuer au minimum la quantité de rayons nécessaires [35].

Il existe également une possibilité de faire une acquisition non invasive par roentgen photogrammétrie [81, 89]. Le principe demeure essentiellement le même qu'avec l'injection de billes à la différence que le contour des structures osseuses est utilisé pour reconstruire les segments. Cette méthode a l'avantage d'avoir la précision des méthodes invasives tout en étant non invasive. Cependant, considérant que le but initial de l'utilisation des billes de tantale est de permettre un contraste afin de réduire la quantité de rayons roentgen utilisés, cette méthode non invasive qui n'utilise pas ces billes doit combiner au matériel à la fine pointe de la technologie — soit un ou des fluoroscopes à pulsion qui réduisent les dangers des rayons roentgen — d'autres techniques sophistiquées (mathématique et IRM) [81] pour la reconstruction. Pour l'instant, l'acquisition tridimensionnelle directe demeure impossible et une technique de recalage est nécessaire. Le coût du matériel nécessaire est également une des limites principales de cette méthode. Finalement, les dangers relatifs à cette technologie sont encore peu connus.

## 2.4 De l'analyse planaire (2D) à spatiale (3D)

Le passage de la représentation d'un objet dans le plan, soit d'un espace à deux dimensions, à la représentation dans un espace tridimensionnel n'est pas du tout aisé et mérite une attention particulière. En effet, il existe plusieurs simplifications mathématiques pour représenter un mouvement en deux dimensions et ces simplifications ne se généralisent pas. Elles s'avèrent donc être fausses lorsque l'on ajoute une dimension. Le problème principal vient du fait que les opérations mathématiques se complexifient grandement et sont moins intuitives. Alors qu'on se représente facilement une rotation dans le plan, la rotation dans l'espace, appelée attitude, nécessite l'introduction de nouveaux concepts dont un des plus importants est la séquence d'angles utilisée. Malgré tout, à cause des mouvements non-planaires des segments de l'épaule entre eux (particulièrement de la scapula par rapport aux autres os), une représentation bidimensionnelle est une approximation non satisfaisante de la cinématique osseuse [28]. Ainsi, les sections qui suivent discutent des problématiques associées à l'analyse spatiale (en trois dimensions) de l'épaule en biomécanique.

### 2.4.1 Séquence d'angle

Premièrement, il n'est pas aussi trivial qu'il y paraît de rappeler que la rotation dans un plan se fait autour d'un seul axe (celui perpendiculaire au plan), alors qu'une rotation spatiale se fait autour de trois axes (en représentation en angle de Cardan) ou autour d'un seul axe mobile (en représentation par quaternion ou par axes hélicoïdaux). En guise de rappel (le sujet étant discuté à la section 2.2.3) et sans entrer dans les détails, les représentations par des quaternions ou par des axes hélicoïdaux sont des techniques de représentation tridimensionnelle qui ne sont pas soumises aux problèmes de séquence d'angle ni de blocage de Cardan. Par contre, ceux-ci sont cliniquement ininterprétables et donc rarement utilisés en

biomécanique. La représentation en angle de Cardan et d'Euler, quant à elle, impose le choix d'une séquence d'angles au biomécanicien qui étudie un mouvement. Or, comme il est détaillé dans Karduna et al. [43], la séquence choisie peut avoir des conséquences inattendues sur les résultats qui se reflètent jusque dans l'interprétation clinique des résultats, si bien que, par moment, l'interprétation d'un même mouvement peut être contradictoire uniquement en fonction de la séquence d'angles choisie [61]. On comprend alors la tentative de l'ISB [87] de standardiser le tout afin de permettre une meilleure comparaison entre les études. Cependant, les critères utilisés par l'ISB n'ont pas su répondre entièrement aux problématiques des chercheurs puisque l'année suivante, Senk and Chèze [72] proposaient, sur la base du critère de réduction des blocages de Cardan, une nouvelle séquence pour l'articulation GH. Cette séquence a été reprise et confirmée quelques années plus tard sur la base du critère de similitude des résultats avec la technique des axes hélicoïdaux [61]. Ceci dit, il n'existe aucune raison mathématique de considérer les axes hélicoïdaux comme une base de référence plus valable pour décrire les attitudes des segments que n'importe quelle autre technique. De plus, il n'y a aucune évidence indiquant que la réduction des blocages de Cardan aide à mieux interpréter cliniquement un mouvement. Au final, le choix des séquences d'angles demeure un sujet controversé et il ne semble pas y avoir de consensus qui se dessine.

## 2.4.2 Soustraction d'angles

La conséquence directe de l'utilisation des angles de Cardan est la difficulté à comparer deux positions entre elles. Effectivement, lorsque deux rotations successives ont lieu selon le même axe, il n'existe pas de problème particulier à soustraire l'angle initial à l'angle final afin de connaître l'amplitude de mouvement [86]. Cependant, lorsque deux axes de rotation ou plus sont utilisés, le déplacement des axes rend mathématiquement faux le fait d'appliquer cette même procédure [86] et un calcul matriciel est alors nécessaire. La raison de ceci est qu'une rotation est

décrite par une matrice de rotation. Or, les matrices de rotations ne sont ni associatives ni commutatives. Ainsi, l'ordre dans lequel sont effectuées les opérations est important et influence significativement le résultat [43].

Comme vu dans la Section 2.2.3.1, l'extraction d'angles permet de récupérer l'angle associé à une matrice de rotation. À cause de la similitude avec l'analyse en deux dimensions, il devient tentant de soustraire deux angles correspondants — autour de deux axes portant le même nom — afin de connaître l'étendue de mouvement parcourue par un segment [61, 86], ce qui est effectivement régulièrement fait [10, 11, 48]. Cependant, cette procédure passe outre l'aspect non commutatif des matrices qui sous-tendent le calcul de ces angles et introduit des erreurs qui peuvent être substantielles. Même si le problème fut pointé par Woltring [86], la nécessité d'utiliser des méthodes simples et rapides pour les cliniciens pousse la communauté scientifique à proposer des méthodes parfois mathématiquement erronées, mais qui s'avèrent être cliniquement satisfaisantes [62]. Il n'y a cependant, à ma connaissance, aucune étude qui identifie les limites cliniquement acceptables de la soustraction d'angles.

## PARTIE 3

### ARTICLES

#### 3.1 Problématique

Il n'existe pas, à l'heure actuelle, une solution idéale concernant l'utilisation d'un modèle de l'épaule, le chercheur étant confronté à plusieurs choix qui limiteront l'analyse ou la portée des résultats des études. Ce premier choix est l'utilisation ou non d'une méthode invasive (voir Section 2.3) pour la mesure de la cinématique. Un choix invasif, telles des tiges intracorticales ou de la roentgen cinémaphotogrammétrie, aura pour conséquence de limiter le nombre de sujets testés dus aux problèmes éthiques engendrés par la méthode. À l'inverse, une méthode non invasive, comme les méthodes par repères visuels ou électromagnétiques, sera grandement soumise à des problèmes de déplacements cutanés et risquerait d'invalider les résultats. Pour leur part, les méthodes par IRM palient cette problématique en permettant une mesure précise non invasive, mais les mouvements permis à l'intérieur de la machine sont restreints et le coût de l'équipement est très élevé.

Aussi, il est d'intérêt de permettre en clinique l'utilisation des modèles cinématiques de l'épaule, puisque certaines pathologies de l'épaule peuvent être décelées ainsi. Ceux-ci doivent donc être accessibles, faciles et rapides d'utilisation. La méthode dite de palpation s'est avérée intéressante jusqu'à maintenant selon ces critères, mais elle ne permet pas de faire une analyse dynamique. Ainsi, la méthode par repères cutanés est un compromis intéressant entre ces variables. Par contre, les modèles (voir Section 2.2.5) proposés suivant cette méthode doivent être combinés avec un placement de repères cutanés et des méthodes de reconstruction plus sophistiqués afin de réduire les effets de glissement de peau, ce qui n'est pas encore le cas.

Également, particulièrement en milieu clinique, la comparabilité des résultats ainsi que la facilité de leur interprétation sont primordiales. En ce sens, l'utilisation de la soustraction d'angles (voir Section 2.4) s'avère une pratique intuitive intéressante, voire souvent indispensable. En effet, celle-ci est à la fois rapide, directe et ne nécessite pas de calculs complexes moins intuitifs. Cependant, il est nécessaire de connaître les limites de la soustraction d'angles en trois dimensions afin d'encadrer celle-ci et de la confiner, dans un modèle cinématique, à ses limites.

Le premier article répond à cette dernière problématique. Il passe ainsi en revue les différentes situations possibles où la méthode de soustraction d'angles, appelée méthode vectorielle<sup>1</sup>, est acceptable d'un point de vue clinique. Le second article est l'élaboration d'un modèle cinématique de l'épaule qui répond aux critères énoncés.

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

Cet article a été coécrit par Benjamin Michaud, auteur de ce mémoire de maîtrise, Monique Jackson, François Prince et Mickaël Begon qui ont contribué, dans différentes mesures, à toutes les parties de l'article. Plus précisément, Benjamin Michaud a fait les recherches dans la littérature scientifique pour dégager les cas un, deux et trois ainsi que les calculs et le développement théorique du cas quatre. Il a également proposé les éléments présents dans l'introduction, la discussion et la conclusion. Finalement, il a été responsable de la création des figures. De son côté, Monique Jackson s'est chargée de la rédaction de l'article. Messieurs Prince et Begon ont été impliqués dans la correction de celui-ci.<sup>2</sup>

---

<sup>1</sup>*vectorial approach* dans le texte.

<sup>2</sup>Il est à noter que l'article étant antérieur aux recommandations de Lundberg et al. [53], celles-ci ne sont donc pas applicables.

*Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis?*

Published in *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*

DOI: 10.1080/10255842.2012.696104

Benjamin Michaud, Monique Jackson, Francois Prince,  
Mickaël Begon

Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement,  
Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Canada

Keywords: range of motion; three-dimensional kinematics; joint angles; rotation matrix

Address for correspondence:

Benjamin Michaud

Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Canada

## Abstract

To determine the range of motion of a joint between an initial and final orientation, it is convenient to subtract initial joint angles from final joint angles, a method referred to as the vectorial approach. However, for three-dimensional movements, the vectorial approach is not mathematically correct. To determine joint range of motion, the rotation matrix between the two orientations should be calculated and angles describing the range of motion extracted from this matrix, a method referred to as the matrical approach. As the matrical approach is less straightforward to implement it is of interest to identify situations where the vectorial approach leads to insubstantial errors. Within this paper the vectorial approach was compared to the matrical approach and theoretical justification given for situations in which the vectorial approach can reasonably be used. The main findings are that the vectorial approach can be used if 1) the motion is planar (Woltring, 1994), 2) the angles between the final and initial orientation are small (Woltring, 1991), 3) the angles between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment are small, and finally 4) when only one large angle occurs between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment and the angle sequence is chosen in such a way that this large angle occurs on the first axis of rotation. These findings provide specific criteria to consider when choosing the angle sequence to use for movement analysis.



# 1 Introduction

Range of motion is a common measure in clinical movement analysis with numerous uses including reporting the effects of surgical interventions (McGrory et al., 1995), describing joint function (Veeger and van der Helm, 2007) and predicting sports related injury (Myers et al., 2006). Range of motion is defined by relating an initial orientation to a subsequent orientation. Three-dimensional (3D) orientations are commonly depicted using Cardan/Euler angle sequences, which define the orientation of the distal segment relative to the proximal segment by a set of three sequential rotations. Hence, range of motion is determined by relating the initial set of angles to the subsequent set.

As noted by Phadke et al. (2011) there is a tendency for authors to treat the rotations as if they were vectors, for example using the difference between the initial and final angles to describe range of motion (Bourne et al., 2007; Braman et al., 2009; Levasseur et al., 2007). Moreover, clinical software will often output the Cardan/Euler angles at different points in time and therefore it is convenient to simply subtract the initial angles from those at a subsequent point in time to determine range of motion. This method, which we will refer to as the *vectorial approach*, is not, however, correct for 3D movements (Woltring, 1991, 1994). Cardan/Euler angles are computed from a rotation matrix and as such vectorial properties of additivity and commutativity do not hold as the angles are not geometrically independent.

Errors arising from assuming that Cardan/Euler angles are independent have been identified within the literature. Pierrynowski and Ball (2009) questioned the use of independently calculating the arithmetic average for each of the three Cardan/Euler angles to obtain summary statistics. Arithmetic averaging was found to lead to inaccuracies in all three angles and therefore matrix-based methods of averaging were suggested.

Thus, it follows that a matrix based method is required to accurately determine range of motion. To relate one orientation to another, the corresponding rotation matrix between the two orientations should be calculated and Cardan/Euler angles describing the range of motion subsequently extracted. We will refer to this

method as the *matrical approach*.

As the vectorial approach is more straightforward to implement and also more commonly used than the matrical approach it is of some interest to identify situations in which the vectorial approach leads to insubstantial errors. The aim of this paper was thus to compare the vectorial approach to the matrical approach and provide theoretical justification for situations in which the vectorial approach can reasonably be used. The theory was then applied such that the reader may better visualise the specific situations presented and understand the magnitude of errors introduced.

## 2 Theory

Within this section the vectorial approach is theoretically compared to the matrical approach. The mathematical notations used are given in Table 1.

Note that there are two ways in which the vectorial and matrical approaches can be compared. Firstly, the angles between the initial and final orientations of the distal segment can be considered known ( $x_m = x_v, y_m = y_v, z_m = z_v$ ) and the final orientations of the distal segment calculated using the two approaches compared, i.e.  $R_f$  from vectorial compared to  $R_f$  from matrical. Secondly, the final orientation of the distal segment can be considered known ( $R_f$  from vectorial =  $R_f$  from matrical) and the angles between the initial and final orientations of the distal segment as calculated by the two approaches compared, i.e.  $x_v$  compared to  $x_m, y_v$  to  $y_m$  and  $z_v$  to  $z_m$ . Within this paper the second method was considered as this improved the clarity of the resulting equations.

### 2.1 Case 1

The first situation identified within the literature where the vectorial approach can be used is the planar case (Woltring, 1994). In this two-dimensional situation,

where rotations occur about a single axis, the vectorial approach is mathematically correct and leads to the same result as the matrical approach,

$$R(\theta_0 + \theta_v) = R(\theta_0, \theta_m) = R_f$$

$$\theta_v = \theta_m \iff \theta_0, \theta_v \text{ and } \theta_m \text{ occur about collinear axes.}$$

## 2.2 Case 2

A second situation identified within the literature where the vectorial approach can reasonably be used is when all angles of the final orientation of the distal segment are small with respect to the initial orientation i.e.  $x_m \approx y_m \approx z_m \approx 0$ .

Using the vectorial approach,  $R_f$  is defined as:

$$R_f = R_p R_v(x_0 + x_v, y_0 + y_v, z_0 + z_v). \quad (2.1)$$

Using the matrical approach,  $R_f$  is defined as:

$$\begin{aligned} R_f &= R_p R_0(x_0, y_0, z_0) R_m(x_m, y_m, z_m) \\ &\approx R_p R_0(x_0, y_0, z_0) R_m(0, 0, 0) \\ &\approx R_p R_0(x_0, y_0, z_0) I_3 \\ &\approx R_p R_0(x_0, y_0, z_0). \end{aligned} \quad (2.2)$$

As previously stated, we considered the case where the  $R_f$  calculated by the vectorial and matrical approaches were equal, thus comparing (2.1) and (2.2), we conclude:

$$\begin{aligned} R_p R_v(x_0 + x_v, y_0 + y_v, z_0 + z_v) &\approx R_p R_0(x_0, y_0, z_0) \\ R_v(x_0 + x_v, y_0 + y_v, z_0 + z_v) &\approx R_0(x_0, y_0, z_0) \end{aligned} \quad (2.3)$$

and as the initial angles ( $x_0$ ,  $y_0$  and  $z_0$ ) are the same for each approach, from (

2.3) we conclude:

$$x_v \approx x_m \approx 0, \quad y_v \approx y_m \approx 0, \quad z_v \approx z_m \approx 0.$$

Thus, in this case, the vectorial approach applies in a first-order, linear approximation sense (Woltring, 1991).

### 2.3 Case 3

Now consider the case where the initial orientation of the distal segment is closely aligned with the proximal segment i.e. the three initial angles are almost zero ( $x_0 \approx y_0 \approx z_0 \approx 0$ ).

Similarly to the previous case, using the vectorial approach,  $R_f$  is defined as:

$$\begin{aligned} R_f &= R_p R_v(x_0 + x_v, y_0 + y_v, z_0 + z_v) \\ &\approx R_p R_v(0 + x_v, 0 + y_v, 0 + z_v) \\ &\approx R_p R_v(x_v, y_v, z_v). \end{aligned} \tag{3.1}$$

Using the matrical approach,  $R_f$  is defined as:

$$\begin{aligned} R_f &= R_p R_0(x_0, y_0, z_0) R_m(x_m, y_m, z_m) \\ &\approx R_p R_0(0, 0, 0) R_m(x_m, y_m, z_m) \\ &\approx R_p I_3 R_m(x_m, y_m, z_m) \\ &\approx R_p R_m(x_m, y_m, z_m). \end{aligned} \tag{3.2}$$

Comparing (3.1) and (3.2), we conclude:

$$\begin{aligned} R_m(x_m, y_m, z_m) &\approx R_v(x_v, y_v, z_v) \\ \therefore x_v &\approx x_m, \quad y_v \approx y_m, \quad z_v \approx z_m. \end{aligned}$$

When the initial orientation of the distal segment is closely aligned with the proximal segment, the vectorial approach is a good estimation of the angles of the

final orientation with respect to initial orientation. However, it is uncommon that the initial orientation is closely aligned with the proximal segment. This leads to the next case: what if one or more of the angles cannot be considered as close to zero?

## 2.4 Case 4

Now consider the case where the initial orientation of the distal segment is not closely aligned with the proximal segment. In effect at least one of the three angles between the axes is not close to zero. Note that the rotation matrices given by the two approaches are too large to be presented therefore we present our findings based on axes of rotation. The assumption that allows axes of rotation to be considered rather than rotation matrices is (Woltring, 1991):

$$\theta \text{ from } R_v \text{ equals } \theta \text{ from } R_m \iff \text{the axes of rotation are collinear.} \quad (4.1)$$

By extension, we made the assumption that if all three axes of rotation are collinear then the three angles calculated by each approach from the final rotation matrix are equal.

Consider the angle sequence  $zyx$  (vertical, coronal, sagittal) which is often used for the shoulder (Wu et al., 2005; Ludewig et al., 2009; Bourne et al., 2007). Initially consider the case where the chosen sequence results in a large angle on the first axis of rotation i.e. assume  $z_0 \gg y_0 \approx x_0 \approx 0$ . To facilitate the visualization it was assumed that  $R_p = I_3$ .

### 2.4.1 First rotation ( $z$ -axis)

By definition the first rotation occurs about the  $z$ -axis

$$\vec{z} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}.$$

Using the vectorial approach, the orientation of the  $z$ -axis is defined by:

$$\begin{aligned}\vec{z}_v &= R_p \vec{z} \\ &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}.\end{aligned}\tag{4.2}$$

Using the matrical approach, the orientation of the  $z$ -axis is defined by:

$$\begin{aligned}\vec{z}_m &= R_p R_0(z_0, y_0, x_0) \vec{z} \\ &= \begin{bmatrix} s(z_0)s(x_0) + c(z_0)s(y_0)c(x_0) \\ -c(z_0)s(x_0) + s(z_0)s(y_0)c(x_0) \\ c(y_0)c(x_0) \end{bmatrix}.\end{aligned}$$

Assuming  $y_0 \approx x_0 \approx 0$ :

$$\begin{aligned}\vec{z}_m &\approx \begin{bmatrix} s(z_0)s(0) + c(z_0)s(0)c(0) \\ -c(z_0)s(0) + s(z_0)s(0)c(0) \\ c(0)c(0) \end{bmatrix} \\ &\approx \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}.\end{aligned}\tag{4.3}$$

Comparing the vectorial approach (4.2) to the matrical approach (4.3), it can be seen that axes of rotation are approximately collinear:

$$\vec{z}_v \approx \vec{z}_m,$$

and considering (4.1), we conclude

$$z_v \approx z_m.\tag{4.4}$$

### 2.4.2 Second rotation (*y*-axis)

By definition the second rotation occurs about the *y*-axis

$$\vec{y} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}.$$

Using the vectorial approach, the orientation of the *y*-axis is defined by:

$$\begin{aligned} \vec{y}_v &= R_p R(z_0 + z_v) \vec{y} \\ &= \begin{bmatrix} -s(z_v + z_0) \\ c(z_v + z_0) \\ 0 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} -c(z_0)s(z_v) - s(z_0)c(z_v) \\ -s(z_0)s(z_v) + c(z_0)c(z_v) \\ 0 \end{bmatrix}. \end{aligned} \tag{4.5}$$

Similarly, using the matrical approach, the orientation of the *y*-axis is defined by:

$$\vec{y}_m = R_p R_0 R(z_m) \vec{y}.$$

Assuming  $y_0 \approx x_0 \approx 0$ :

$$\vec{y}_m \approx \begin{bmatrix} -c(z_0)s(z_m) - s(z_0)c(z_m) \\ -s(z_0)s(z_m) + c(z_0)c(z_m) \\ 0 \end{bmatrix}. \tag{4.6}$$

Comparing the vectorial approach (4.5) to the matrical approach (4.6), and based on (4.4), it can be seen that:

$$\vec{y}_v \approx \vec{y}_m,$$

and considering (4.1), we conclude

$$y_v \approx y_m. \quad (4.7)$$

### 2.4.3 Third rotation (*x-axis*)

Finally, by definition the third rotation occurs about the *x-axis*

$$\vec{x} = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}.$$

Using the vectorial approach, the orientation of the *x-axis* is defined by:

$$\vec{x}_v = R_p R(z_0 + z_v) R(y_0 + y_v) \vec{x}.$$

Assuming  $y_0 \approx x_0 \approx 0$ :

$$\vec{x}_v \approx \begin{bmatrix} c(z_v + z_0) c(y_v) \\ s(z_v + z_0) c(y_v) \\ -s(y_v) \end{bmatrix}. \quad (4.8)$$

Similarly, using the matricial approach, the orientation of the *x-axis* is defined by:

$$\vec{x}_m = R_p R_0 R(z_m) R(y_m) \vec{x}.$$

Assuming  $y_0 \approx x_0 \approx 0$ :

$$\vec{x}_m \approx \begin{bmatrix} c(z_m + z_0) c(y_m) \\ s(z_m + z_0) c(y_m) \\ -s(y_m) \end{bmatrix}. \quad (4.9)$$



Comparing the vectorial approach (4.8) to the matrical approach (4.9), and based on (4.4) and (4.7), it can be seen that:

$$\vec{x}_v \approx \vec{x}_m,$$

and considering (4.1), we conclude

$$x_v \approx x_m. \tag{4.10}$$

As (4.4), (4.7) and (4.10) show all three angles are approximately equal. Thus, it is possible to conclude that the vectorial approach (subtracting final orientation of the distal segment from initial orientation) is a good approximation to the matrical approach (calculating rotation matrix of the final orientation with respect to initial orientation) when the first angle of rotation of the initial orientation relative to the proximal segment is large and the other two angles are near zero.

Now consider the situation where the chosen sequence results in a large angle on the second and/or third axis of rotation. For this demonstration, we again assume  $z_0 \gg y_0 \approx x_0 \approx 0$  and now consider the sequence  $yzx$ .

#### 2.4.4 First rotation (*y-axis*)

By definition the first rotation occurs about the *y-axis*

$$\vec{y} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}.$$

Using the vectorial approach, the orientation of the *y-axis* is defined by:

$$\begin{aligned} \vec{y}_v &= R_p \vec{y} \\ &= \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}. \end{aligned} \tag{4.11}$$

Using the matricial approach, the orientation of the  $y$ -axis is defined by:

$$\begin{aligned}\vec{y}_m &= R_p R_0(y_0, z_0, x_0) \vec{y} \\ &= \begin{bmatrix} -s(z_0) c(y_0) c(x_0) + s(y_0) s(x_0) \\ c(z_0) c(x_0) \\ s(z_0) s(y_0) c(x_0) + c(y_0) s(x_0) \end{bmatrix}.\end{aligned}$$

Assuming  $y_0 \approx x_0 \approx 0$ :

$$\begin{aligned}\vec{y}_m &\approx \begin{bmatrix} -s(z_0) c(0) c(0) + s(0) s(0) \\ c(z_0) c(0) \\ s(z_0) s(0) c(0) + c(0) s(0) \end{bmatrix} \\ &\approx \begin{bmatrix} -s(z_0) \\ c(z_0) \\ 0 \end{bmatrix}.\end{aligned}\tag{4.12}$$

Comparing (4.11) and (4.12) the assumption (4.1) cannot be respected as  $z_0 \gg 0$ . Therefore we conclude that  $\vec{y}_v \neq \vec{y}_m$  and thus the angles  $y_v$  and  $y_m$  are not equal. Both  $z$  and  $x$ -axes are dependent on this angle therefore it is possible to say that the angles  $z_v$  and  $z_m$  are not equal, and that the angles  $x_v$  and  $x_m$  are not equal. The above demonstration is equivalent when there is more than one large angle so other cases are not presented.

For the above analysis we considered the rotation matrix of the proximal segment with respect to the global frame to be an identity matrix ( $I_3$ ) but the results are similar when this is not the case. Moreover, the reasoning and results are similar for all Cardan/Euler angle sequences and therefore they are only shown for one sequence. We considered the situation where the final orientations of the distal segment as calculated by the two approaches were equal and the angles between the initial and final orientations of the distal segment were compared. The results and interpretation are equivalent if the converse situation is considered i.e. the angles between the initial and final orientations of the distal segment as calculated by the two approaches are equal and the final orientations of the distal segment

compared.

## 2.5 Summary of Theory

The vectorial approach is commonly used when analysing joint motion due to its inherent simplicity. Treating rotations as if they are vectors eliminates the need to calculate the rotation matrix when comparing orientations, making the determination of range of motion simpler. Within this study, situations in which the vectorial approach could reasonably be used were identified. The situations considered are summarised below:

1. When joint motion is purely planar the vectorial approach can be used without error. An example of such a situation are studies that analyse motion in 2D, such as some gait analysis studies (Lieberman et al., 2010). However, in 3D motion analysis, joint motion is rarely planar and as such this situation is seldom encountered.
2. When there is relatively little motion of the distal segment, the vectorial approach can reasonably be used. For example, studies in which isometric contractions are performed (Arampatzis et al., 2006) and studies that analyse quiet standing (Zabjek et al., 2005). However, the inherent large range of motion of most human joints often results in substantial motion of the distal segment and as such this case is seldom encountered.
3. When the distal segment is initially closely aligned with the proximal segment, the vectorial approach can reasonably be used for any angle sequence. In movement analysis the joint coordinate systems of segments are generally based on anatomical landmarks (Wu et al., 2005), and as such, the joint coordinate systems of distal and proximal segments are generally not aligned. Mathematically aligning the proximal and distal segments could solve this problem (Hagemeister et al., 2011), however, aligning distal and proximal segments could result in movements that are not anatomically interpretable.

4. When the initial orientation of the distal segment is not closely aligned with the orientation of the proximal segment, the vectorial approach can reasonably be used if and only if the angle sequence is selected such that there is only one large angle between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment and this large angle occurs as the first rotation.

The findings of this investigation provide a new criterion to consider when choosing the angle sequence to use for clinical movement analysis. Careful selection of an angle sequence will facilitate use of the vectorial approach, simplifying the determination of range of motion.

### 3 Application of Case 4

#### 3.1 Comparison of vectorial and matrical approaches for a particular situation

The inaccuracy that one can accept in experimentation is largely dependent on the objectives of the study. Because of this, it is difficult to state if the errors introduced using the vectorial approach are of such a magnitude that they must be considered. In this section graphs of the absolute differences between vectorial and matrical approaches are presented for a particular situation (Figure 1). These graphs, in effect, show the errors that are introduced when using the vectorial approach such that the reader can determine if the level of error will affect their particular application.

The following example was chosen: the range of motion about each axis given by the matrical approach was set to  $40^\circ$ , i.e.  $x_m = 40^\circ$ ,  $y_m = 40^\circ$  and  $z_m = 40^\circ$ . The angle between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment was set to  $40^\circ$  about the  $z$ -axis while the other two angles were varied from  $-45^\circ$  to  $45^\circ$ , i.e.  $x_0 = [-45^\circ, 45^\circ]$ ,  $y_0 = [-45^\circ, 45^\circ]$  and  $z_0 = 40^\circ$ . The rotation matrix of the final orientation with respect to the global frame ( $R_f$ ) was

calculated using the matrical approach,

$$R_f = R_p R(z_0, y_0, x_0) R(z_m, y_m, x_m).$$

As previously stated  $R_f$  calculated using the vectorial approach was considered equal to  $R_f$  calculated using the matrical approach,

$$R_p R(z_0 + z_v, y_0 + y_v, x_0 + x_v) = R_f.$$

Angles between the final orientation of the distal segment and the proximal segment were extracted from this matrix. The initial orientation of the distal segment was subtracted from these angles to give the vectorial based range of motion about each axis,  $x_v$ ,  $y_v$  and  $z_v$ . Absolute differences between the angles given by the two approaches were subsequently calculated.

The top images of Figure 1 show the absolute differences between the two approaches for the three angles ( $z$ ,  $y$  and  $x$  respectively) when the rotation sequence was chosen in such a way that the large angle between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment occurred on the first axis of rotation ( $zyx$  sequence). The bottom images show the absolute differences between the two approaches when the rotation sequence was chosen in such a way that the large angle between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment *did not* occur on first axis of rotation ( $yzx$  sequence). An absolute difference of  $0^\circ$  represents a situation in which the vectorial approach gave the same result as the matrical approach and is shown in white, while a maximum absolute difference of  $180^\circ$  is shown in black.

It is clearly evident that when the angle sequence was chosen in such a way that the large angle between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment *did not* occur on the first axis of rotation more error was introduced than when the angle sequence was chosen to ensure that the large angle occurred on the first axis of rotation. Also of note is that the error introduced is independent of the angle about the first axis of rotation between the initial

orientation of the distal segment and the proximal segment. This is apparent for the second angle sequence,  $yzx$ , where the error can be seen to be independent of  $y_0$ . Thus, large angles between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment about the first axis of rotation will not introduce error, unlike large angles about the second and third axes. This is in agreement with the theory presented in Case 4.

Regardless of angle sequence the error was different about each axis and also non-linear. This is due to the fact that matrix multiplication is not commutative and also because the angles extracted from matrices of rotation are defined by trigonometric functions. The errors were therefore, in general, difficult to predict. However, for a  $zyx$  sequence  $0^\circ$  for both  $x_0$  and  $y_0$  did not introduce error, as expected.

### 3.2 Visual representation

The differences between the two methods can also be shown visually. For all previous sections we considered the case where the rotation matrices of the final orientation of the distal segment with respect to the global frame ( $R_f$ ) calculated by the two methods were equal. For this visualisation we considered the converse situation; where the angles calculated by the two approaches between the final orientation and initial orientation were the same, i.e.  $x_v = x_m$ ,  $y_v = y_m$  and  $z_v = z_m$ , and the final orientations ( $R_f$ ) were compared.

Figure 2 visually shows the differences between the two methods for the glenohumeral joint (humerus with respect to scapula). The angles of the final orientation of the distal segment with respect to the initial orientation were set to  $40^\circ$  for both the vectorial and the matricial approach, i.e.  $x_m = x_v = 40^\circ$ ,  $y_m = y_v = 40^\circ$  and  $z_m = z_v = 40^\circ$ . The angles of the initial orientation relative to the proximal segment were set to  $40^\circ$  for the  $z$ -axis (vertical) and  $5^\circ$  for the  $y$ -axis (sagittal) and  $x$ -axis (coronal). The top images present the case when the large angle (on the  $z$ -axis) occurs on the first axis of rotation,  $zyx$ , while the bottom images show the case where the large angle occurs on the second axis of rotation,  $yzx$ .

For the  $zyx$  sequence (top images) the final orientations calculated by the two approaches are almost the same ( $4^\circ$  of error on  $x$ -axis,  $2^\circ$  of error on  $y$ -axis and  $0^\circ$  of error on  $z$ -axis). However, for the  $yzx$  sequence (bottom images) the final orientation determined using the vectorial approach is clearly offset when compared to that obtained using the matricial approach ( $53^\circ$  of error on  $x$ -axis,  $43^\circ$  of error on  $y$ -axis and  $23^\circ$  of error on  $z$ -axis).

These figures show that when only one large angle occurred between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment, and the angle sequence was chosen such that this large angle occurred on the first axis of rotation, the vectorial approach did not introduce substantial error as demonstrated in Case 4. This was not the case when the large angle occurred on the second axis of rotation, where the vectorial approach introduced substantial error.

## 4 Discussion

In all but a few select cases use of the vectorial approach will introduce error. This can be clearly seen in Figure 1, where regardless of the angle sequence chosen there were few combinations of  $x_0$ ,  $y_0$  and  $z_0$  that resulted in no error. While the errors introduced were not always substantial, in some cases the error was as large as  $180^\circ$ . Furthermore, as the pattern of these errors could not be predicted, the inaccuracies introduced by use of the vectorial approach must be considered as they could lead to misinterpretation of a particular phenomenon.

The errors are introduced by the angles between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment ( $x_0$ ,  $y_0$  and  $z_0$ ). These angles depend on subject morphology and are therefore expected to be different between subjects. Thus, the error introduced by use of the vectorial approach is not a systematic error that can easily be compensated for when considering a population.

In contrast, the matricial approach can be used within a study without error in any situation and therefore researchers are encouraged to use the matricial approach. There is, however, a particular situation in which the matricial approach cannot be used. This is in the comparison of the ranges of motion between stud-

ies, when only selected data is provided. In such situations it is of interest to understand the error introduced by use of the vectorial approach to determine if the angles from one study can be “simply subtracted” from those of another study.

## 5 Conclusions

The answer to the question posed in this paper “Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis?” is complex. While the vectorial approach facilitates fast and simple determination of joint range of motion, care must be taken to avoid introduction of error. If 1) the motion is planar, 2) the angles between the final and initial orientation of the distal segment are small, 3) the angles between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment are small, or 4) only one large angle occurs between the initial orientation of the distal segment and the proximal segment and the angle sequence is chosen in such a way that this large angle occurs on first axis of rotation, the vectorial approach can reasonably be used. Otherwise it is suggested that the matricial approach be instead used to determine range of motion.

## 6 Acknowledgements

This work was supported by a scholarship from *la fondation des étoiles*, and funding from *laboratoire orthopédique Médicus* and the *Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada* (NSERC).

## References

Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., and Brggemann, G.-P. (2006). Effect of different ankle- and knee-joint



- positions on gastrocnemius medialis fascicle length and emg activity during isometric plantar flexion. *Journal of Biomechanics*, 39(10):1891 – 1902.
- Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L., and Oxland, T. R. (2007). Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements: An in vivo study in healthy volunteers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(2):150–162.
- Braman, J. P., Engel, S. C., LaPrade, R. F., and Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6):960–967.
- Hagemeister, N., Senk, M., Dumas, R., and Chèze, L. (2011). Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(8):755–761.
- Levasseur, A., Tétreault, P., de Guise, J., Nuño, N., and Hagemeister, N. (2007). The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics*, 22(7):758–766.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D’Andrea, S., Davis, I. S., Mang’Eni, R. O., and Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463:531–535.
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., and LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *Journal of Bone and Joint Surgery American*, 91(2):378–389.
- McGrory, B., Morrey, B., Cahalan, T., An, K., and Cabanela, M. (1995). Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 77(6):865–869.
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., and Lephart, S. M. (2006). Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness

- in throwers with pathologic internal impingement. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3):385–91.
- Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F., and Ludewig, P. M. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics*, 44(4):700–705.
- Pierrynowski, M. R. and Ball, K. A. (2009). Oppugning the assumptions of spatial averaging of segment and joint orientations. *Journal of Biomechanics*, 42(3):375 – 378.
- Veeger, H. and van der Helm, F. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10):2119 – 2129.
- Woltring, H. J. (1991). Representation and calculation of 3-d joint movement. *Human Movement Science*, 10(5):603–616.
- Woltring, H. J. (1994). 3-d attitude representation of human joints: A standardization proposal. *Journal of Biomechanics*, 27(12):1399–1414.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., and Buchholz, B. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.
- Zabjek, K. F., Leroux, M. A., Coillard, C., Rivard, C.-H., and Prince, F. (2005). Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. *Clinical Biomechanics*, 20(5):483 – 490.

Table 1: Mathematical notations.

Notation	Description
$x_0, y_0, z_0$	Angles of initial orientation of distal segment with respect to proximal segment;
$x_v, y_v, z_v$	Angles of final orientation of distal segment with respect to initial orientation by vectorial approach;
$x_m, y_m, z_m$	Angles of final orientation of distal segment with respect to initial orientation by matrical approach;
$\vec{n}$	$n$ -axis of rotation (where $n = x, y$ or $z$ );
$\vec{n}_v$	Orientation of the $n$ -axis calculated using vectorial approach;
$\vec{n}_m$	Orientation of the $n$ -axis calculated using matrical approach;
$R_p(z_p, y_p, x_p)$	Rotation matrix ( $R$ ) of proximal segment with respect to global frame;
$R_0(z_0, y_0, x_0)$	$R$ of initial orientation of distal segment with respect to proximal segment;
$R_v(z_0 + z_v, y_0 + y_v, x_0 + x_v)$	$R$ of final orientation of distal segment with respect to proximal segment using vectorial approach;
$R_f = R_p R_v$	$R$ of final orientation of distal segment with respect to global frame, calculated using vectorial approach;
$R_m(z_m, y_m, x_m)$	$R$ of final orientation of distal segment with respect to its initial orientation using matrical approach;
$R_f = R_p R_0 R_m$	$R$ of final orientation of distal segment with respect to global frame, calculated using matrical approach;
Note for every $R$ the angle sequence is given by the order of the dependent variables e.g. the sequence for $R(z, y, x)$ is $zyx$ ;	
$\theta$	An angle $x, y$ or $z$ ;
$c(\theta)$	$\cos(\theta)$ ;
$s(\theta)$	$\sin(\theta)$ ;
$I_3$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ .

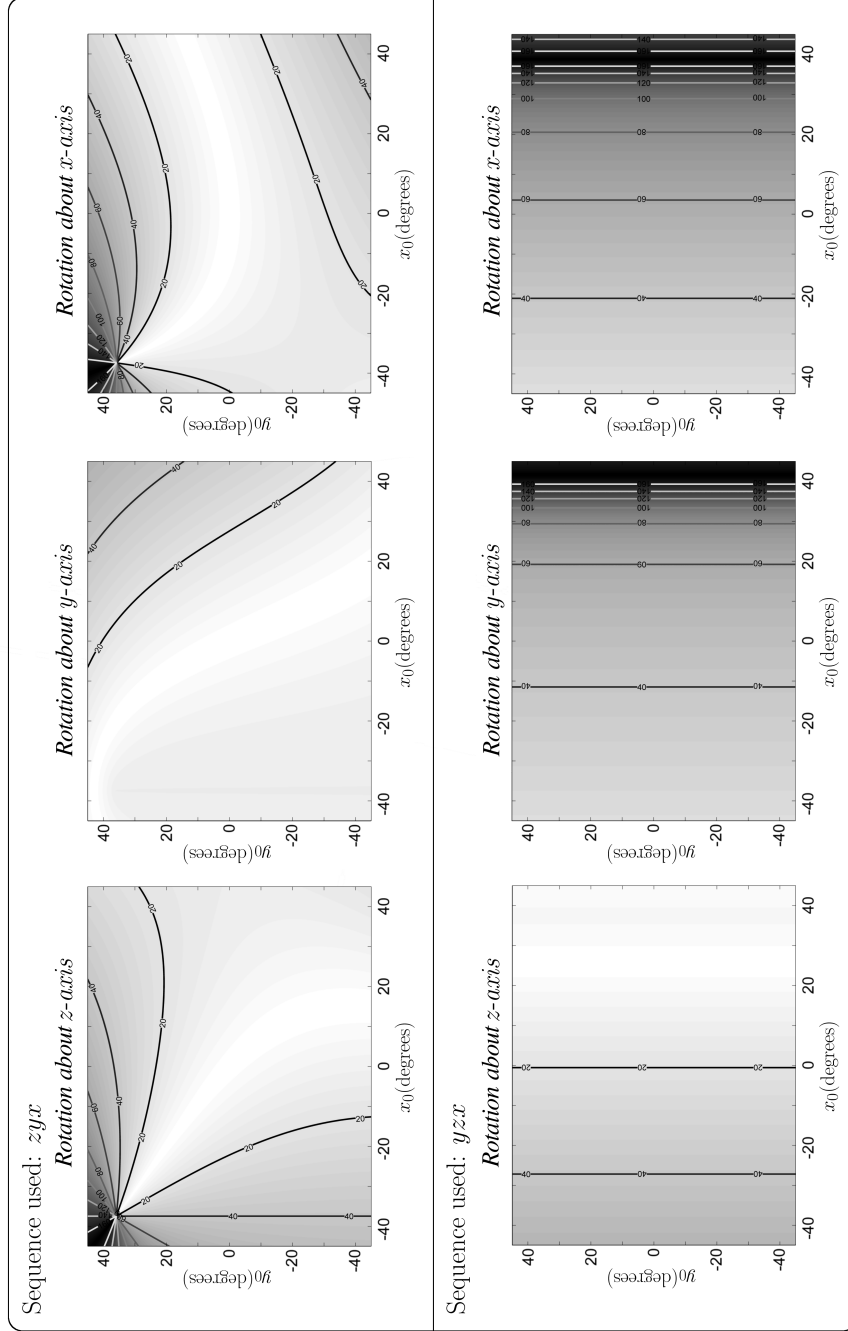


Figure 1: Absolute differences between the vectorial and matricial approaches for a particular combination of angles. The minimum absolute difference is  $0^\circ$  (shown in white) and the maximum absolute difference is  $180^\circ$  (shown in black). Differences between these two limits are linearly shaded with contour lines added every  $20^\circ$ .

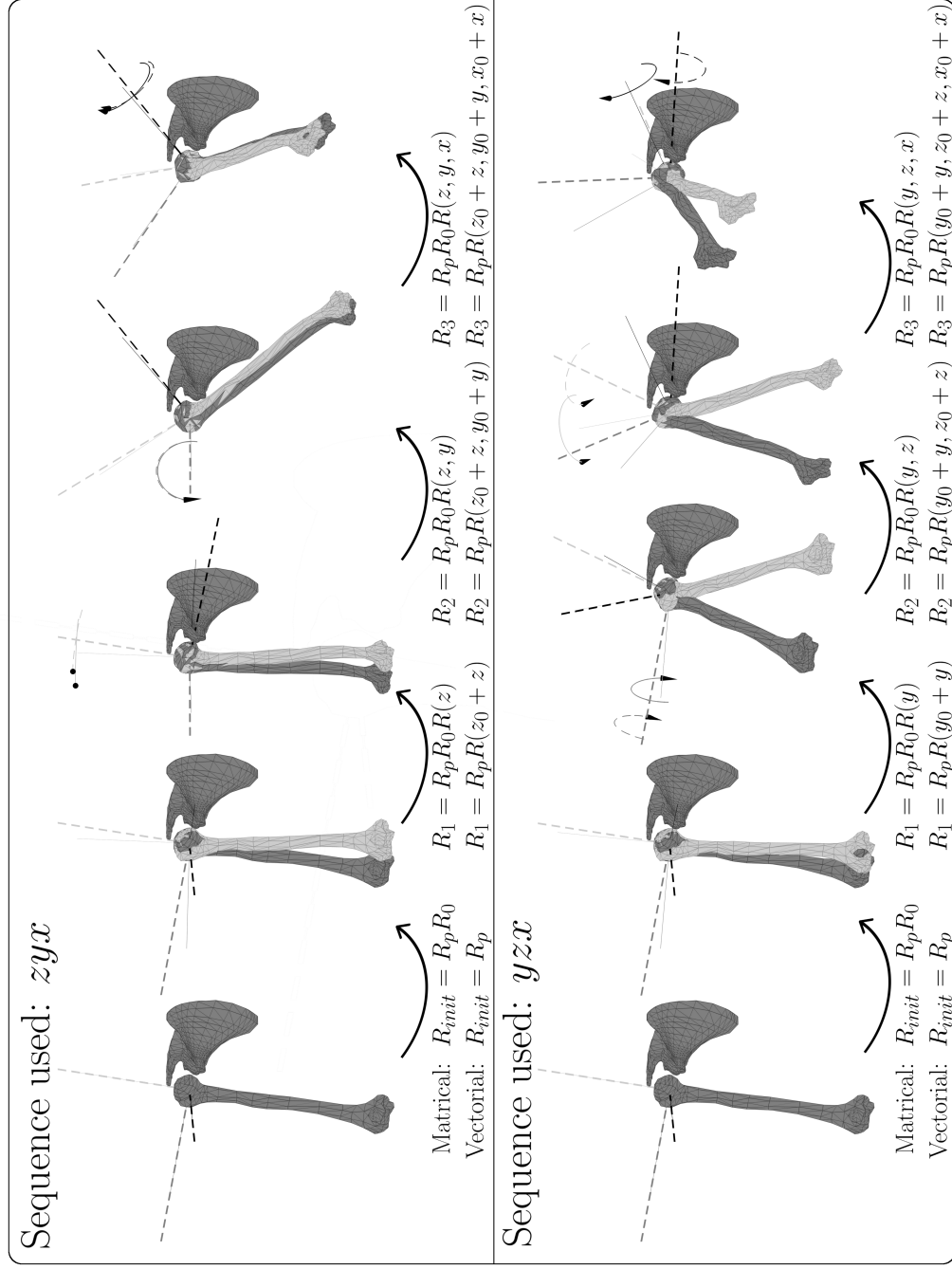


Figure 2: Comparison of the segment orientations obtained using vectorial and matrical approaches. The orientations of the humerus calculated using the vectorial approach are shown in dark gray with dashed lines to represent the segments axes. The orientations of the humerus calculated using the matrical approach are shown in light gray with continuous lines to represent the segments axes.

### 3.3 Vers une application du développement théorique

L'article précédent propose plusieurs situations où l'approche vectorielle est acceptable. Plusieurs des cas sont cependant triviaux et n'apparaissent à peu près jamais en biomécanique. Le cas *planaire*, où il n'y a qu'un seul axe de rotation, n'est applicable que pour les analyses en deux dimensions. Ainsi, le cas qui s'avère le plus intéressant est le cas numéro quatre, qui permet l'utilisation de la soustraction lors de rotations tridimensionnelles admettant un mouvement de large amplitude. Essentiellement, ce qui est proposé dans cet article est que la position à soustraire soit environ alignée avec le segment proximal à au moins deux axes. Aussi, le choix de la séquence d'angles doit être fait afin de s'assurer qu'une éventuelle rotation de grande amplitude se calcule en premier lors des trois rotations successives. Ces résultats permettent d'établir des bornes qui justifieraient l'utilisation de la soustraction si elle est bien encadrée.

Traditionnellement, l'amplitude de mouvement est calculée par la simple soustraction de la position initiale à la position finale. Cependant, ceci n'assure nullement que la position initiale soit toujours alignée sur au moins deux axes du segment proximal. Afin de s'en assurer, il est possible d'introduire une position, que l'on appellera position de référence. En choisissant cette position de façon à ce que tous les segments étudiés respectent la condition, il devient alors possible de soustraire les angles obtenus, ce qui est fort pratique en clinique. Le second article qui compose ce mémoire propose un modèle de reconstruction cinématique, intégrant cette position de référence, qui permet une meilleure utilisation clinique.

### 3.4 Implication des coauteurs de l'article 2

Cet article a été coécrit par Monique Jackson, Benjamin Michaud, Patrice Tétrault et Mickaël Begon qui ont contribué, dans différentes mesures, à toutes les parties de l'article. Plus précisément, Mickaël Begon a produit tout le programme

de traitement de données et d'analyse des résultats et est à l'origine du projet. Benjamin Michaud a bonifié, complété et corrigé certains aspects du programme produit par Mickaël Begon. En outre, il a fait l'acquisition des données, ainsi que les analyses statistiques et produit les figures de l'article. Patrice Tétreault a veillé à la pertinence clinique du modèle. Monique Jackson s'est chargée de la rédaction de l'article.

*Improvements in measuring shoulder joint  
kinematics*

Published in *Journal of Biomechanics* DOI:  
10.1016/j.jbiomech.2012.05.042

Monique Jackson<sup>a</sup>, Benjamin Michaud<sup>a</sup>, Patrice Tétreault<sup>b</sup>,  
Mickaël Begon<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement,  
Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Canada

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

Keywords: shoulder, 3D kinematics, joint angles, reference  
configuration, chain model

Address for correspondence:

Monique Jackson

Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Canada



## Abstract

For many clinical applications it is necessary to non-invasively determine shoulder motion during dynamic movements, and in such cases skin markers are favoured. However, as skin markers may not accurately track the underlying bone motion the methods currently used must be refined. Furthermore, to determine the motion of the shoulder a model is required to relate the obtained marker trajectories to the shoulder kinematics. In 2005 the International Society of Biomechanics (ISB) proposed a shoulder model based on the position of bony landmarks. A limitation of the ISB recommendations is that the reference positions of the shoulder joints are not standardized. The aims of this research project were to develop a method to accurately determine shoulder kinematics using skin markers, and to investigate the effect of introduction of a standardized reference configuration. Fifteen subjects, free from shoulder pathology, performed arm elevations while skin marker trajectories were tracked. Shoulder kinematics were reconstructed using a chain model and extended Kalman filter. The results revealed significant differences between the kinematics obtained with and without introduction of the reference configuration. The curves of joint angle tended towards  $0^\circ$  for  $0^\circ$  of humerus elevation when the reference configuration was introduced. In conclusion, the shoulder kinematics obtained with introduction of the reference configuration were found to be easier to interpret than those obtained without introduction of the reference configuration.

# 1 Introduction

An in-depth understanding of shoulder motion would help clinicians to better comprehend mechanisms of shoulder injury and improve treatment regimes. However, the shoulder's complicated anatomy, together with its inherent large range of motion, makes it difficult to accurately describe the three-dimensional (3D) motion. Motion capture systems in combination with skin mounted markers can be used to non-invasively determine shoulder kinematics during dynamic movements (Karduna et al., 2001; Šenk and Chèze, 2006). However, skin markers may not accurately track the motion of the underlying bones (Leardini et al., 2005) and may be occluded, both of which potentially result in inaccuracies in the estimated kinematics. Nevertheless, for many clinical applications it is necessary to non-invasively determine shoulder kinematics during dynamic movements, hence the known limitations of data collection with skin markers must be addressed.

To determine shoulder kinematics using a motion capture system a model is required to relate the marker trajectories to the joint kinematics. The International Society of Biomechanics (ISB) has recommended standardized joint coordinate systems, based on anatomical landmarks, to define the shoulder segments and describe their relative motion (Wu et al., 2005). The ISB suggest that the local coordinate systems (LCS) of proximal and distal segments be aligned by adjusting the initial position of the distal segment (anatomical alignment). For the glenohumeral joint this forces the humerus into a non-physiological position, with the humerus inside the thorax. Levasseur et al. (2007) and Hagemeister et al. (2011) investigated the effect of instead mathematically aligning the LCS. For elevations in the scapular plane this method of LCS alignment was found to aid in interpretation of shoulder kinematics and reduce inter-specimen variability. Within this study we investigate aligning the LCS by introduction of a reference configuration. Appropriate choice of reference configuration is expected to result in kinematics that are easily interpretable.

The aims of this study were: (1) to improve on methods currently used to obtain shoulder kinematics during dynamic movements using skin markers, and (2) to develop a refined shoulder model, introducing a standardized reference

configuration.

## 2 Methods

### 2.1 Model

A kinematic chain model of the upper extremity (Figure 1) was developed to reconstruct shoulder kinematics. Use of a chain model, which inherently imposes constraints on the motions at the joints, has been shown to overcome the problem of apparent joint dislocation (Lu and O'Connor, 1999). The chain model consisted of four rigid segments to represent the thorax, clavicle, scapula and humerus, with the dimensions of each personalized to the participant. Six degrees of freedom (dof),  $q_{1-6}$ , defined the position and orientation of the thorax relative to the pelvis (PT). The sternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC) and glenohumeral (GH) joints were each defined with three rotational dof,  $q_{7-9}$ ,  $q_{10-12}$  and  $q_{13-15}$ , respectively.

The PT, SC, AC and GH joint centres were each determined using the functional symmetrical centre of rotation estimation (SCoRE) method (Ehrig et al., 2006). The origin of the thorax was subsequently set coincident with the calculated PT joint centre. The axis of rotation of the elbow, which was modelled as a hinge joint, was also determined using a functional method (O'Brien et al., 2000).

The axes and angle sequences of each segment were defined based on the ISB's recommendations (Wu et al., 2005). Notable differences were that the origins of the clavicle and scapula LCS were coincident with the functionally determined SC and AC joint centres respectively, instead of coincident with bony landmarks, and that the functional axis of rotation of the elbow was used to define the mediolateral axis of the humerus rather than basing the axis on the epicondyle positions.

### 2.2 Reference Configuration

A reference configuration was defined such that the shoulder kinematics could be linked to clinically interpretable movements. The reference configuration was

based on the attitudes of the four segments during a *relaxed* trial, except for the humerus attitude which was corrected. Correction involved aligning the humerus' mediolateral axis with that of the scapula and subsequently the humerus' longitudinal axis with that of the thorax.

### 2.3 Data Collection

Fifteen males ( $25 \pm 4$  years,  $73.1 \pm 10.6$  kg,  $1.76 \pm 0.06$  m), free from shoulder pathology, took part in the study after giving informed consent. Thirty-five markers were placed on the trunk and dominant upper limb (Figure 2): pelvis (4), thorax (6), clavicle (5), scapula (9), upper arm (7) and forearm (4). This included technical markers (Cappozzo et al., 2005), that were located in areas that minimized marker movement relative to the underlying bone during muscle contractions and voluntary movements (represented in black), and anatomical markers (Wu et al., 2005), located on bony landmarks (represented in white). As anatomical markers may not accurately replicate the movement of the underlying segments (Brochard et al., 2011; Elliott et al., 2007) these markers were not considered during dynamic trials. Marker trajectories were collected at 60 Hz using an 8-camera motion analysis system (Vicon, UK).

Two static postures were recorded: anatomical position and relaxed posture. The positions of each marker relative to the model defined LCS were determined during the trial in anatomical position, while the trial in the relaxed posture was used to define the reference configuration. Functional movements, including flexion, abduction, rotation and circumduction, were then recorded to determine the centre of rotation of each joint. Finally four dynamic movements were performed; full-can (thumb pointing upwards) flexion; empty-can (thumb pointing downwards) flexion; full-can abduction; empty-can abduction.

### 2.4 Data Reduction and Statistical Analysis

Shoulder kinematics were reconstructed with and without introduction of the reference configuration using an extended Kalman filter. As this method is robust to

marker occlusions it minimizes the chance that segments suddenly change position when an occlusion occurs (Cerveri et al., 2003). When the reference configuration was introduced joint angles were obtained by calculating matrix of rotation between the reference configuration and the attitude at any given instant, and extracting the joint angles from these matrix. When the reference configuration was not introduced the joint angles were simply the angles of the distal segment relative to the proximal segment at any given instant.

Joint angles at each  $5^\circ$  of thoracohumeral elevation were extracted using the above two methods. Wilcoxon tests were performed to check for equality of medians for each dof with the significance level set to 0.05.

### **3 Results**

Results are presented for full-can flexion (Figure 3), and are representative of those obtained for the other tested movements. The joint angles calculated with and without introduction of the reference configuration were found to be significantly different for all dof ( $p < 0.05$ ). When the reference configuration was introduced the curves of joint angle tended towards  $0^\circ$  for  $0^\circ$  of humerus elevation. Exceptions were glenohumeral plane of elevation and rotation, as these were dependent on the movement (flexion/abduction, full/empty-can). Conversely, when the reference configuration was not introduced, there was no standard angle at  $0^\circ$  of humerus elevation.

### **4 Discussion**

The kinematic data of this study were reconstructed using a chain model of the shoulder and extended Kalman filter. This improved methodology allowed data to be obtained during dynamic movements, even when skin movement artefact was present and markers were occluded. Furthermore, the origin of each segment was defined coincident with functionally determined joint centres, refining the ISB's recommendations.

Difficulties were, however, encountered in determining axial rotation of the clavicle due to unavoidable movement of this bone under the skin. As chain models link all segments, a limitation of such models is that errors in the determined kinematics of one segment may be propagated to other segments. So in this case error in clavicle orientation may be propagated to the scapula. However, within a chain model the orientations of the segments which are known with more confidence are used to help determine the orientation of segments which are known with less confidence (Roux et al., 2002). Thus the method limited errors in clavicle orientation as much as possible.

Within this study a standardized reference configuration was defined. When the reference configuration was introduced the joint angles obtained were relative to a constant configuration, the ‘relaxed’ posture, which is easy to conceptualize. In contrast, when the reference configuration was not introduced, motion was relative to the shoulder attitude when the LCS are aligned, a posture which is harder to conceptualize. Moreover, this posture is not physically obtainable as the humerus would be inside the thorax. In effect, introduction of the reference configuration led to kinematics that were found to be easier to interpret than those obtained without introduction of the reference configuration.

Furthermore, introduction of the reference configuration facilitates estimation of range of motion (ROM). As the initial position of the motion is near zero, the ROM can be estimated by simply taking the joint angle at the point of interest. On the other hand, if the reference configuration is not introduced ROM estimation requires calculation of the matrix of rotation between the initial and final position and subsequent extraction of angles (Michaud et al., Submitted). This is useful in that clinicians/researchers can just use the ROM data and do not have to reconstruct the joint kinematics to determine the ROM.

### **Conflict of interest statement**

None of the authors have any conflicts of interest to disclose.

### **Acknowledgements**

This work was supported by the *fondation des étoiles*, funding from *laboratoire*

*orthopédique Médecus* and the *Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada* (NSERC).

## References

- Brochard, S., Lempereur, M., and Rémy-Néris, O. (2011). Double calibration: An accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 44(4):751–754.
- Cappozzo, A., Croce, U. D., Leardini, A., and Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: Theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2):186 – 196.
- Cerveri, P., Pedotti, A., and Ferrigno, G. (2003). Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science*, 22(3):377 – 404.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., and Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2798–2809.
- Elliott, B. C., Alderson, J. A., and Denver, E. R. (2007). System and modelling errors in motion analysis: Implications for the measurement of the elbow angle in cricket bowling. *Journal of Biomechanics*, 40(12):2679–2685.
- Hagemeister, N., Senk, M., Dumas, R., and Chèze, L. (2011). Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(8):755–761.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., and Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: A validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2):184–190.

- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D., and Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21(2):212 – 225.
- Levasseur, A., Tétreault, P., de Guise, J., Nuño, N., and Hagemeister, N. (2007). The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics*, 22(7):758–766.
- Lu, T.-W. and O’Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2):129–134.
- Michaud, B., Jackson, M., Prince, F., and Begon, M. (Submitted). Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis? Submitted for publication.
- O’Brien, J., Bodenheimer, R., Brostow, G., and Hodgins, J. (2000). Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data. In McCool, M., editor, *Graphics Interface 2000, Proceedings*, pages 53–60. Graphics Interface 2000 Conference, Montreal, Canada, May 15-17, 2000.
- Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.-P., and Bouttens, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9):1279 – 1283.
- Šenk, M. and Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21:S3–S8. Proceedings of the 5th Meeting of the International Shoulder Group.
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., and Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.



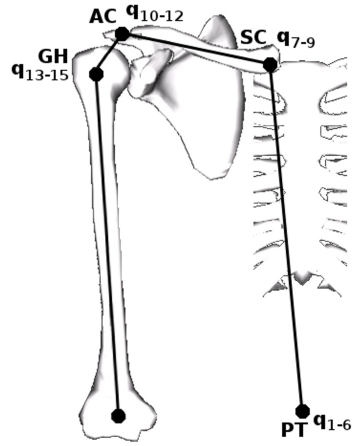


Figure 1: Four segment kinematic chain model.

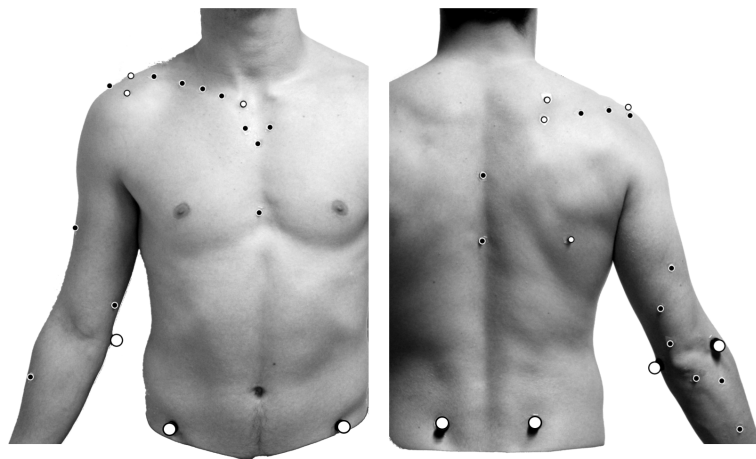


Figure 2: Marker placement including anatomical (white) and technical (black) markers.

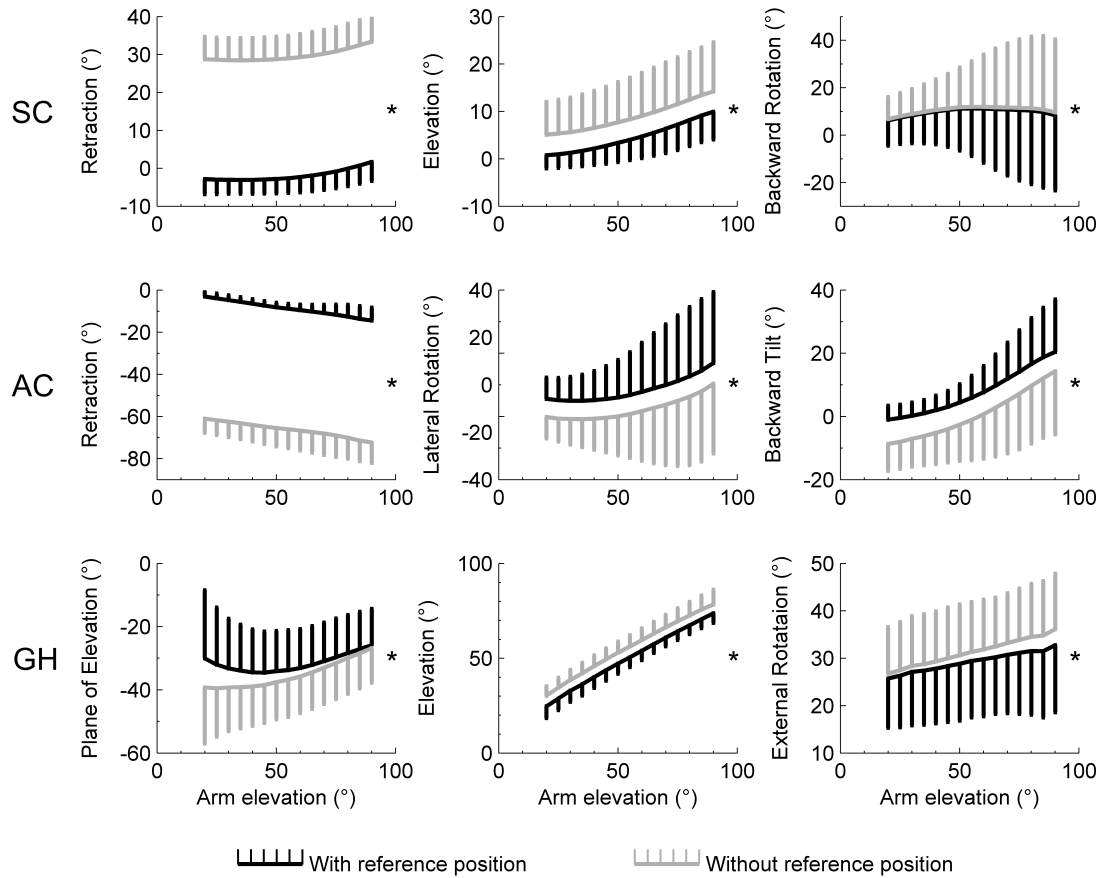


Figure 3: Comparison of joint angles at the SC, AC and GH joints determined with and without introduction of the reference configuration during full-can flexion. The values given are the mean and standard deviation of the joint angles obtained for the 15 subjects, where the standard deviations are represented using one sided error bars. (\*) indicates a significant difference with ( $p < 0.05$ ).

## PARTIE 4

### DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif principal de ce mémoire de maitrise est de développer un modèle de l'épaule qui soit à la fois cliniquement utile et scientifiquement juste. Les deux articles présentés dans la section précédente vont donc dans ce sens. Le premier article traite ainsi d'une problématique dans l'analyse tridimensionnelle soit la *vectorialisation* du concept d'angle de Cardan. Différents cas sont mis en évidence afin de montrer à quel moment il est mathématiquement possible d'utiliser la technique qui est largement répandue qu'est la soustraction d'angles. Pour sa part, le second article présente un nouveau modèle du complexe de l'épaule adapté à la clinique. Les sections suivantes discutent séparément des articles en question d'un point de vue plus appliqué que ce qui a été fait dans leur discussion respective dans le cadre de leur publication. Ensuite, la dernière section de la discussion générale fait une synthèse de ces deux articles.

#### 4.1 Discussion de l'article 1

Le premier article présenté dans ce mémoire, *Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis ?*, montre les situations où la méthode usuelle de la soustraction d'angles est une approximation satisfaisante de la méthode mathématiquement exacte, appelée méthode matricielle, lors du calcul de l'amplitude de mouvement par des angles de Cardan. La première constatation est qu'il y a, somme toute, relativement peu de cas permettant une telle simplification. En effet, quatre cas sont identifiés, dont trois sont rares, voire inexistants, dans les analyses biomécaniques actuelles.

Le premier cas présenté est lorsque les positions initiale et finale sont strictement dans le même plan. Ceci, pour des mouvements du complexe d'épaule, est à peu

près impossible à moins d'utiliser un modèle cinématique qui n'inclut ni la clavicule ni la scapula. La raison est que ces deux os se déplacent nécessairement dans les trois plans [56]. Cependant, en ne s'intéressant qu'à des mouvements très simples de l'humérus, c'est-à-dire que ses positions initiale et finale d'*élévation* sont dans un seul plan et qu'aucune *rotation axiale* n'est effectuée, il devient possible d'utiliser ce cas. Cette situation ne s'applique pas dans le cadre des modèles préconisés dans ce projet de maîtrise, où la cinématique de l'épaule doit être finement représentée.

Le second cas est lorsque les positions initiale et finale sont environ au même endroit. Ce cas — appelé isométrie — n'est pas, dans la théorie, impossible à réaliser, bien au contraire. Cependant, dans la pratique, les analyses d'isométries s'intéressent rarement à l'étendue de mouvement (dont la valeur serait environ égale à  $0^\circ$ ), mais s'intéressent plutôt à l'analyse des forces déployées pendant le mouvement.

Le troisième cas, plus théorique, est lorsque la position initiale est mathématiquement alignée sur son segment parent. Encore une fois, il n'est pas impossible de réaliser ce cas. Ceci impliquerait, par contre, que la définition des axes soit faite en fonction de la position initiale et que tous les segments soient alignés entre eux à cette position. Or, la définition des axes proposée par l'ISB est faite dans le but de représenter un élément anatomique du corps et non une position. Par exemple, l'axe  $x$  de la scapula concorde avec l'épine de celle-ci. Ceci facilite grandement l'interprétation clinique et la représentation mentale du mouvement — puisque l'on comprend bien autour de quoi tourne le segment —, deux caractéristiques cliniques importantes. Aussi, les définitions des axes données par l'ISB n'ont-elles, au niveau de leur facilité d'interprétation, à ma connaissance, jamais subi la critique. Par contre, il en résulte que la position de  $0^\circ$  à tous les degrés de liberté est une position anatomiquement impossible à atteindre, ce qui la rend incompatible avec un alignement mathématique de la position initiale. Considérant qu'il n'y a, *a priori*, aucune raison de vouloir se départir de la définition des axes proposée par l'ISB, le

cas 3 ne peut s'appliquer.

Le quatrième et dernier cas pointé dans l'article est une extension du cas précédent puisqu'il permet un grand angle entre la position initiale et son segment parent à condition que cet angle soit réalisé en premier dans la séquence d'angles, ce qui est, en quelque sorte, un alignement mathématique moins contraignant que le cas précédent. Contrairement aux autres cas, celui-ci n'est pas *de facto* incompatible avec l'anatomie de l'épaule et sera donc discuté plus en profondeur dans la Section 4.3.

## 4.2 Discussion de l'article 2

Le second article, *Improvements in measuring shoulder joint kinematics*, présente un nouveau modèle de cinématique articulaire. Celui-ci est calqué, en partie, sur le modèle de l'ISB [87] pour trois points majeurs, soit le nombre de degrés de liberté utilisé par articulation, la définition des axes de rotation et la séquence d'angles utilisée. Ainsi, il intègre trois articulations, soit les articulations sternoclaviculaire (SC), acromioclaviculaire (AC) et glénohumérale (GH). Chacune de ces articulations est représentée par trois degrés de liberté avec leur séquence d'angles respectivement de  $zyx$ ,  $zyx$  et  $zyzz$ <sup>1</sup>. La raison de ces choix est d'utiliser un modèle qui est accepté par la majorité des chercheurs comme étant un modèle valide, mais surtout pertinent et cliniquement compréhensible. En ce sens, la séquence d'angle  $zyzz$ , à la GH, est intéressante puisqu'elle permet une représentation mathématiquement valide tout en s'approchant du mouvement clinique de *flexion horizontale* [31] pour le degré de liberté appelé *plan d'élévation*.

Une première distinction faite avec le modèle de l'ISB est sur la définition des centres de rotation (CoR). Pour sa part, l'ISB suggère l'utilisation de repères osseux comme références pour les CoR. Or, ces repères ne sont pas, à proprement parler, situés aux CoR, mais simplement à proximité de ceux-ci. Cette différence introduit

---

<sup>1</sup>Les noms associés à ces différentes séquences sont répertoriés dans l'Annexe I.

une variable supplémentaire à prendre en compte et risque d'induire des erreurs sur la mesure de la cinématique dont l'ordre de grandeur est difficile à déterminer. L'utilisation d'une méthode fonctionnelle, telle la méthode SCoRE [20] qui est proposée dans l'article, permet au contraire d'estimer avec précision et validité les CoR. De plus, puisque cette méthode n'utilise pas de repères anatomiques, elle n'est pas soumise aux incertitudes dues aux différentes morphologies. En somme, la méthode SCoRE améliore sensiblement le positionnement des CoR et diminue la variabilité sur ce positionnement.

Un deuxième point d'amélioration est le fait que la reconstruction de la cinématique se fasse par un filtre de Kalman étendu. L'intérêt principal de cette méthode, lorsqu'elle est comparée à l'optimisation globale, est la robustesse de la reconstruction de la cinématique même lorsque le nombre de repères est diminué [23], ce qui confère une polyvalence d'utilisation au modèle. En effet, la capacité du modèle à résister aux occlusions de repères lors d'un mouvement lui permet de reconstruire des mouvements de situations où les occlusions sont pratiquement inévitables.

Finalement, un autre point d'amélioration est l'introduction d'une position de référence. Le principal avantage de ce point est l'amélioration de la compréhension des angles donnés pour chaque articulation. En effet, le principal problème de la définition proposée par l'ISB est la difficulté à interpréter l'amplitude de mouvement. En fait, selon cette définition, il y a deux façons d'interpréter des résultats : soit on utilise les angles directement tel qu'ils sont donnés par le modèle, soit on recalcule l'amplitude de mouvement en fonction d'une autre position arbitrairement choisie. Le premier cas est certainement le plus difficile à interpréter. Pour s'en convaincre, il suffit de s'interroger sur ce qui se passe lorsque tous les angles sont à  $0^\circ$ . À cet angle, les segments ont tous leurs axes de rotation alignés entre eux, ce qui amène la scapula en importante rotation interne et tire ainsi l'humérus à l'intérieur du thorax, ce qui est évidemment anatomiquement impossible. Interpréter les amplitudes de mouvement en fonction de cette position hypothétique devient

alors périlleux et augmente le risque de mésinterprétation. La seconde façon est de choisir un angle comme « position initiale » et de soustraire celui-ci à la position finale<sup>2</sup>. La plupart du temps, cet angle sera la position de départ du mouvement ou la position la moins élevée lors de l’acquisition. Cette procédure manque cependant de rigueur dans ce sens où elle est peut-être complètement différente d’une personne à l’autre voire d’un essai à l’autre pour une même personne. L’introduction d’une position de référence résout ce problème. Premièrement, elle force une position anatomiquement réaliste comme « position initiale » — c’est-à-dire que la position à 0° d’*élévation* de l’humérus est obtenue lors d’une position détendue du sujet —, ce qui s’interprète plus facilement et facilite la compréhension de ce qui se passe ensuite. De plus, en définissant la position de référence comme une position en position détendue, on standardise cette position entre les sujets ce qui diminue l’effet de la morphologie sur la variabilité. Ceci se remarque par la diminution de cette variabilité observée sur tous les degrés de liberté (données non rapportées dans l’article).

En conclusion, pour tous les points vus dans cette section, le modèle présenté dans cet article est une amélioration des modèles existants, particulièrement celui de l’ISB, en proposant un modèle cinématique complet, robuste et polyvalent.

### 4.3 Synthèse des articles

Le dernier point d’amélioration donné dans l’article sur la méthode apporte quelque chose de supplémentaire qui n’a pas encore été discuté. En effet, l’introduction d’une position de référence comme position initiale si elle est sélectionnée adéquatement (suivant les cas montrés dans l’article sur la soustraction d’angles) rend légitime la soustraction de la position finale par celle initiale.

---

<sup>2</sup>À noter que mathématiquement, dans un tel contexte, la soustraction est une fréquente erreur conceptuelle. Comme vu dans l’article 1, il est nécessaire de calculer la matrice de rotation entre les deux attitudes. La Section 2.4.2 reçoit ce concept plus en profondeur concernant le complexe de l’épaule.

Dans les données non rapportées de l'article 2, il est possible de voir que les articulations SC et AC, en ce qui concerne les positions de référence par rapport au segment parent, respectent les conditions du cas numéro quatre soit de n'avoir qu'un seul grand angle et qu'il soit sur le premier axe de rotation. Ainsi, l'introduction de la position de référence donne la possibilité de soustraire les angles d'une position à un instant  $t$  par ceux de la position de référence afin d'obtenir l'amplitude de mouvement, sans passer par la méthode matricielle. Cliniquement, ceci est d'importance, car il devient alors mathématiquement acceptable d'estimer cette amplitude de mouvement à partir de la simple courbe des angles en fonction du temps, sans calculs complexes de matrices de rotation.

Cette interprétation ne tient cependant pas en ce qui concerne l'articulation GH. En fait, par définition, l'utilisation de la séquence  $zyzz$  limite la possibilité d'utiliser la méthode soustractive. La raison est que l'*élévation*<sup>3</sup> est effectuée en second dans cette séquence alors que la position de référence ne sera jamais de  $0^\circ$  sur ce degré de liberté (sinon, tel que mentionné précédemment, l'humérus se retrouverait dans une position non anatomique). La principale solution pour contrer cette problématique serait d'utiliser une autre séquence d'angles, telle celle proposée par Senk and Chèze [72]. Deux problèmes se posent cependant. Dans un premier temps, les séquences de Cardan, incluant celle de Senk and Chèze, qui pourraient éventuellement remplacer celle de l'ISB souffrent toutes du même problème d'interprétation à cause de l'axe flottant qui donne des mouvements très peu intuitifs. Ceci irait en contradiction avec le but de l'article qui est de proposer un modèle facilement interprétable cliniquement. Dans un second temps, puisque la morphologie de chaque individu est différente, la position détendue l'est également pour chacun. Ainsi, il est peu probable qu'une séquence d'angle unique suffise pour permettre à toutes les morphologies de respecter le cas numéro quatre. L'idée d'utiliser une séquence spécifique pour chaque personne pourrait être avancée pour pallier à

---

<sup>3</sup>*élévation négative* selon la nomenclature de l'ISB.



ce problème. Cependant, deux séquences ne peuvent être comparées entre elles, ce qui limiterait fortement la portabilité et la capacité d'interprétation des résultats. Cela est, encore une fois, en contradiction avec l'objectif de l'article.

Ainsi, à moins qu'une personne ne s'intéresse qu'aux mouvements de la clavicule ou de la scapula uniquement, il est impossible de recommander l'utilisation de la méthode soustractive lors de l'analyse du complexe de l'épaule.



## PARTIE 5

### CONCLUSION

Une des particularités de la biomécanique, lorsqu'on la compare aux autres domaines de la physique, est le fort rapprochement entre les chercheurs et les cliniciens. En effet, régulièrement, le but de la recherche en biomécanique est de fournir des outils aux cliniciens dans le but de déceler une anomalie, un défaut ou un problème chez leur clientèle, qu'elle soit asymptomatique, symptomatique ou même sportive. Dès lors, des impératifs tels que la rapidité des mesures et des calculs et la possibilité de comprendre intuitivement les résultats deviennent des facteurs essentiels d'un modèle utile et efficace.

Comme il a été discuté dans ce mémoire, il n'est pas toujours évident de trouver le juste milieu entre ces impératifs et ceux de la validité et justesse scientifique. Au niveau de la cinématique tridimensionnelle, cet équilibre est d'autant plus difficile à trouver qu'il est facile de commettre des erreurs fondamentales de compréhension sans même s'en apercevoir. Ainsi, plusieurs cliniciens, en suivant leur intuition provenant de la géométrie en deux dimensions, utilisent des simplifications erronées et commettent des erreurs importantes sur les mesures qui se reflèteront sur l'interprétation des résultats. Ceci peut vraisemblablement avoir de graves conséquences en augmentant considérablement les chances de faux diagnostics.

Évidemment, un des principaux aspects traités dans ce mémoire de maîtrise, soit l'utilisation de la soustraction d'angles de Cardan dans un univers tridimensionnel appliqué au complexe de l'épaule, n'est qu'un de ces aspects sur lequel il y a disparité entre les impératifs clinique et scientifique. Ainsi, alors que la soustraction vectorielle d'angle est fort intéressante pour sa simplicité de calcul, il se trouve qu'elle est fondamentalement erronée. Ceci dit, le problème ne réside probablement pas dans l'utilisation de celle-ci, mais plutôt dans la méconnaissance

des conséquences de son utilisation. Le premier article donne une réponse partielle à cette question en énonçant les cas où il est possible d'utiliser cette technique sans causer trop d'erreurs. Cependant, même dans les cas presque idéaux, les erreurs sont inévitables et l'amplitude des erreurs commises n'est pas encore bien quantifiée.

Ainsi, lorsqu'on tente d'implémenter la technique soustractive dans un contexte autre que théorique, en l'occurrence par la création d'un modèle cinématique du complexe de l'épaule, il apparaît qu'il est pratiquement impossible de trouver un cas où celle-ci est entièrement utilisable. En fait, souvent, ce qui est gagné à permettre la soustraction d'angles est perdu du côté de la compréhension intuitive du modèle, ce qui est évidemment indésirable, au contraire.

En conclusion, je recommande, afin d'éviter les problèmes fondamentaux sur les calculs tridimensionnels, d'utiliser la méthode matricielle pour calculer les angles qui séparent deux positions. Par conséquent et en contrepartie, un modèle cinématique efficace cliniquement ne devrait plus permettre uniquement une reconstruction de la cinématique articulaire valide et juste, mais devrait également offrir un ensemble de fonctionnalités facilitantes n'utilisant aucun raccourci mathématique. Ainsi, l'aspect technique de l'analyse tridimensionnelle serait conforme à la réalité scientifique sans en compromettre l'aspect clinique.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] Akbarshahi, M., Schache, A. G., Fernandez, J. W., Baker, R., Banks, S., and Pandy, M. G. (2010). Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of Biomechanics*, 43(7) :1292–1301.
- [2] Amis, A. A., Cuomo, P., Rama, R. B. S., Giron, F., Bull, A. M., Thomas, R., and Aglietti, P. (2008). Measurement of knee laxity and pivot-shift kinematics with magnetic sensors. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 18(3) :196–203.
- [3] An, K.-N., Jacobsen, M., Berglund, L., and Chao, E. (1988). Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies. *Journal of Biomechanics*, 21(7) :613–620.
- [4] Bao, H. and Willems, P. (1999). On the kinematic modelling and the parameter estimation of the human shoulder. *Journal of Biomechanics*, 32(9) :943–950.
- [5] Begon, M., Wieber, P.-B., and Yeadon, M. R. (2008). Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of Biomechanics*, 41(3) :581–586.
- [6] Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., and Renström, P. (2007). In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 454 :81–88.
- [7] Berthounaud, E., Herzberg, G., Zhao, K. D., An, K. N., and Dimnet, J. (2005). Three-dimensional in vivo displacements of the shoulder complex from biplanar radiography. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 27 :214–222. 10.1007/s00276-005-0315-x.

- [8] Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K., and Kirsch, R. F. (2008). A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics*, 41(8) :1714–1721.
- [9] Borstad, J. D. and Ludewig, P. M. (2002). Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics*, 17(9-10) :650–659.
- [10] Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L., and Oxland, T. R. (2007). Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements : An in vivo study in healthy volunteers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(2) :150–162.
- [11] Braman, J. P., Engel, S. C., LaPrade, R. F., and Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6) :960–967.
- [12] Brochard, S., Lempereur, M., and Rémy-Néris, O. (2011). Double calibration : An accurate, reliable and easy-to-use method for 3d scapular motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 44(4) :751–754.
- [13] Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M., and Croce, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2) :90–100.
- [14] Challis, J. H. (1995). A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics*, 28(6) :733 – 737.
- [15] Charlton, I. and Johnson, G. (2006). A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 220(8) :801–812.

- [16] Codman, E. A. (1934). *The Shoulder, Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in or About the Subacromial Bursa*, volume 98. Thomas Todd, Boston.
- [17] Cutti, A. G., Paolini, G., Troncossi, M., Cappello, A., and Davalli, A. (2005). Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait & Posture*, 21(3) :341–349.
- [18] Ebaugh, D. D., McClure, P. W., and Karduna, A. R. (2005). Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20(7) :700–709.
- [19] Eberly, D. (2008). Euler angle formulas. *Geometric Tools, LLC*.
- [20] Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., and Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15) :2798–2809.
- [21] Engin, A. E. and Tumer, S. T. (1989). Three-dimensional kinematic modelling of the human shoulder complex—part i : Physical model and determination of joint sinus cones. *Journal of Biomechanical Engineering*, 111(2) :107–112.
- [22] Favre, P., Sheikh, R., Fucentese, S. F., and Jacob, H. A. (2005). An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clinical Biomechanics*, 20(8) :822–833.
- [23] Fohanno, V., Colloud, F., Begon, M., and Lacouture, P. (2010). Estimation of the 3d kinematics in kayak using an extended kalman filter algorithm : a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(sup1) :55–56.
- [24] Fung, M., Kato, S., Barrance, P. J., Elias, J. J., McFarland, E. G., Nobuhara, K., and Chao, E. Y. (2001). Scapular and clavicular kinematics during humeral

- elevation : A study with cadavers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3) :278–285.
- [25] Garner, B. A. and Pandy, M. G. (1999). A kinematic model of the upper limb based on the visible human project (vhp) image dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2 :107–124.
- [26] Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Englmeier, K.-H., Reiser, M., and Eckstein, F. (2000). Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder – a 3d open-mri study. *Journal of Biomechanics*, 33(5) :609–613.
- [27] Groot, J. H. D. (1997). The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12(7-8) :461–472.
- [28] Groot, J. H. D. (1999). The scapulo-humeral rhythm : effects of 2-d roentgen projection. *Clinical Biomechanics*, 14(1) :63–68.
- [29] Groot, J. H. D. and Brand, R. (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16(9) :735–743.
- [30] Groot, J. H. D., Valstar, E. R., and Arwert, H. J. (1998). Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 13(8) :593–602.
- [31] Guay, M. (2005). *Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur : os, articulations, muscles*. Les presses de l'université de Montréal.
- [32] Hallström, E. and Kärrholm, J. (2009). Shoulder rhythm in patients with impingement and in controls. *Acta Orthopaedica*, 80(4) :456–464. PMID : 19857179.
- [33] Hamming, D., Braman, J. P., Phadke, V., LaPrade, R. F., and Ludewig, P. M. (2012). The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff. *Journal of Biomechanics*, 45(7) :1161 – 1168.



- [34] Hébert, L., Moffet, H., McFadyen, B., and St-Vincent, G. (2000). A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the optotrak probing system. *Clinical Biomechanics*, 15(1) :1–8.
- [35] Hill, A., Bull, A., Dallalana, R., Wallace, A., and Johnson, G. (2007). Glenohumeral motion : review of measurement techniques. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15 :1137–1143. 10.1007/s00167-007-0318-8.
- [36] Hodge, D. K., Beaulieu, C. F., Thabit, G. H., Gold, G. E., Bergman, A. G., Butts, R. K., Dillingham, M. F., and Herfkens, R. J. (2001). Dynamic mr imaging and stress testing in glenohumeral instability : Comparison with normal shoulders and clinical/surgical findings. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(5) :748–756.
- [37] Högfors, C., Karlsson, D., and Peterson, B. (1995). Structure and internal consistency of a shoulder model. *J Biomech*, 28(7) :767–777.
- [38] Högfors, C., Peterson, B., Sigholm, G., and Herberts, P. (1991). Biomechanical model of the human shoulder joint–ii. the shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics*, 24(8) :699–709.
- [39] Högfors, C., Sigholm, G., and Herberts, P. (1987). Biomechanical model of the human shoulder–i. elements. *Journal of Biomechanics*, 20(2) :157–166.
- [40] Holzbauer, K. R. S., Murray, W. M., and Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6) :829–840.
- [41] Inman, V. T., Saunders, J. B., and Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 26(A) :1–30.

- [42] Jr, P. S. S., Brismée, J.-M., and Cook, C. (2007). Coupling behavior of the thoracic spine : A systematic review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(5) :390–399.
- [43] Karduna, A. R., McClure, P. W., and Michener, L. A. (2000). Scapular kinematics : effects of altering the euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33(9) :1063–1068.
- [44] Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., and Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics : A validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2) :184–190.
- [45] Kon, Y., Nishinaka, N., Gamada, K., Tsutsui, H., and Banks, S. A. (2008). The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(6) :943–946.
- [46] Lempereur, M., Brochard, S., Burdin, V., and Rémy-néris, O. (2010). Difference between palpation and optoelectronics recording of scapular motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(1) :49–57.
- [47] Lenarcic, J. and Klopčar, N. (2006). Positional kinematics of humanoid arms. *Robotica*, 24(01) :105–112.
- [48] Levasseur, A., Tétreault, P., de Guise, J., Nuño, N., and Hagemester, N. (2007). The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics*, 22(7) :758–766.
- [49] Lindsay, N. (2001). Modelling of the shoulder mechanism : A report describing the development of a three-dimensional biomechanical model of the human shoulder complex. In *Report No. 106*.
- [50] Lucchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A., and Croce, U. D. (1998). Skin

- movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 31(11) :977–984.
- [51] Ludewig, P. M. and Reynolds, P. T. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39 :90–104.
- [52] Lundberg, A. (1996). On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Human Movement Science*, 15(3) :411 – 422.
- [53] Lundberg, A., Aguilera, A., Cappozzo, A., Michaud, B., Garrido, B., Baten, C., Duck, D., Samnegard, E., Barbier, F., Zahalka, F., Hazime, F. A., Dalleau, G., Stylianides, G., Sadeghi, H., Boucher, J., Raso, J., Manal, K., Roren, L., Chèze, L., Eslami, M., Ève Mathieu, M., Simoneau, M., Damavandi, M., Richard, N., Salvia, P., Lacouture, P., Allard, P., Gardiner, P., Peace, R., Armand, S., Whitaker, T., Arndt, T., della Croce, U., Robert-Lachaine, X., and Begon, M. (Soumis, 2012). Entropy in the list of authors in scientific papers. *Annals of Improbable Research*.
- [54] Matsui, K., Shimada, K., and Andrew, P. D. (2006). Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *Journal of Orthopaedic Science*, 11 :180–184. 10.1007/s00776-005-1000-y.
- [55] Maurel, W. and Thalmann, D. (2000). Human shoulder modeling including scapulo-thoracic constraint and joint sinus cones. *Computers & Graphics*, 24(2) :203–218.
- [56] McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., and Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3) :269–277.

- [57] McQuade, K. and Smidt, G. L. (1998). Dynamic scapulohumeral rhythm : the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 2 :125–133.
- [58] Mell, A. G., LaScalza, S., Guffey, P., Ray, J., Maciejewski, M., Carpenter, J. E., and Hughes, R. E. (2005). Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1, Supplement 1) :S58–S64.
- [59] Michel, C., Arcand, R., Crevier, H., Dovonou, N., Martin, R., Pelletier, P., and Phaneuf, R. (2010). Protrait national des troubles musculo-squelettiques (tms) 1998-2007. Technical report, Institut national de santé publique du Québec (INSPQ).
- [60] Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C., and Lacouture, P. (2007). Comparison of the score and ha methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40(15) :3487 – 3492.
- [61] Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F., and Ludewig, P. M. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics*, 44(4) :700–705.
- [62] Pierrynowski, M. R. and Ball, K. A. (2009). Oppugning the assumptions of spatial averaging of segment and joint orientations. *Journal of Biomechanics*, 42(3) :375–378.
- [63] Poulin, F. and Amiot, L.-P. (2002). Interference during the use of an electromagnetic tracking system under or conditions. *Journal of Biomechanics*, 35(6) :733–737.
- [64] Pronk, G. M. and van der Helm, F. C. (1991). The palpator, an instrument for measuring the three-dimensional positions of bony landmarks in a fast and easy way. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 15 :15–21.

- [65] Roberts, K. S. (1990). Coordinating a robot arm and multi-finger hand using the quaternion representation. In *Robotics and Automation*.
- [66] Rosenhahn, B., Brox, T., Kersting, U., Smith, A., Gurney, J., and Klette, R. (2006). A system for marker-less motion capture. *Künstliche Intelligenz*, (1) :44–51.
- [67] Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.-P., and Bouttens, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9) :1279–1283.
- [68] Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M., Tanaka, H., and Yoshikawa, H. (2007). The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open mri. *Clinical Biomechanics*, 22(3) :304–312.
- [69] Schwartz, C., Lempereur, M., Burdin, V., Jacq, J., and Remy-Neris, O. (2007). Shoulder motion analysis using simultaneous skin shape registration. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 533–536.
- [70] Scibek, J. S., Carpenter, J. E., and Hughes, R. E. (2009). Rotator cuff tear pain and tear size and scapulohumeral rhythm. *Journal of athletic training*, 44(2) :148–159.
- [71] Selvik, G. (1990). Roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Radiologica*, 31(2) :113–126.
- [72] Senk, M. and Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21(Supplement 1) :S3–S8. Proceedings of the 5th Meeting of the International Shoulder Group.

- [73] Sheikhzadeh, A., Yoon, J., Pinto, V. J., and Kwon, Y. W. (2008). Three-dimensional motion of the scapula and shoulder during activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(6) :936–942.
- [74] Shoemake, K. (1985). Animating rotation with quaternion curves. *SIGGRAPH*, 19(3).
- [75] Sins, L., Tétreault, P., Hagemeister, N., and Petit, Y. (2011). *Validation of a device to simulate shoulder abduction by kinematics and deltoid forces evaluation*. Number 14-17 septembre.
- [76] Slabaugh, G. G. (1999). Computing euler angles from a rotation matrix.
- [77] Sugamoto, K., Harada, T., Machida, A., Inui, H., Miyamoto, T., Takeuchi, E., Yoshikawa, H., and Ochi, T. (2002). Scapulohumeral rhythm : Relationship between motion velocity and rhythm. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 401 :119–124.
- [78] Tondu, B. (2007). Estimating shoulder-complex mobility. *Applied Bionics and Biomechanics*, 4(1) :19–29.
- [79] Tondu, B. (2008). A kinematic model of the upper limb with a clavicle-like link for humanoid robots. *International Journal of Humanoid Robotics*, 5(1) :87–118.
- [80] Tondu, B., Ippolito, S., Guiochet, J., and Daidie, A. (2005). A seven-degrees-of-freedom robot-arm driven by pneumatic artificial muscles for humanoid robots. *The International Journal of Robotics Research*, 24(4) :257–274.
- [81] Van de Velde, S., Hosseini, A., Kozanek, M., Gill, T. J., Rubash, H. E., and Li, G. (2010). Application guidelines for dynamic knee joint analysis with a dual fluoroscopic imaging system. *Acta Orthopaedica Belgica*, 76(1) :107–113.

- [82] Van Der Helm, F. C. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27 :551–569.
- [83] van der Helm, F. C. T. and Pronk, G. M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117(1) :27–40.
- [84] Veeger, H. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12) :1711 – 1715.
- [85] Šenk, M. and Chèze, L. (2010). A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device : a feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3) :397–401.
- [86] Woltring, H. J. (1991). Representation and calculation of 3-d joint movement. *Human Movement Science*, 10(5) :603–616.
- [87] Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., and Buchholz, B. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion–part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981–992.
- [88] Yang, J., Feng, X., Kim, J. H., and Rajulu, S. (2010). Review of biomechanical models for human shoulder complex. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 1(3) :271–293.
- [89] Zheng, G., Gollmer, S., Schumann, S., Dong, X., Feilkas, T., and Ballester, M. A. G. (2009). A 2d/3d correspondence building method for reconstruction of a patient-specific 3d bone surface model using point distribution models and calibrated x-ray images. *Medical Image Analysis*, 13(6) :883–899.





## Annexe I

### Nomenclature des mouvements de l'épaule proposée par l'ISB

Cette annexe présente les différentes définitions des axes, séquences de rotation et noms des mouvements associés à ces rotations donnés à chaque articulation du complexe de l'épaule telles que proposées par l'ISB [87].

La première articulation du complexe est celle de la clavicule par rapport au thorax, soit l'articulation sternoclaviculaire (SC) (Figure I.1). L'axe transverse ( $x$ ) suit la clavicule longitudinalement et l'axe vertical ( $z$ ) est colinéaire à celui du thorax. Ils définissent ensemble le troisième axe, l'axe sagittal ( $y$ )<sup>1</sup>. La séquence proposée est  $zyx$  et chaque rotation est respectivement nommée : *protraction/rétraction*, *dépression/élévation* et *rotation axiale*<sup>2</sup>.

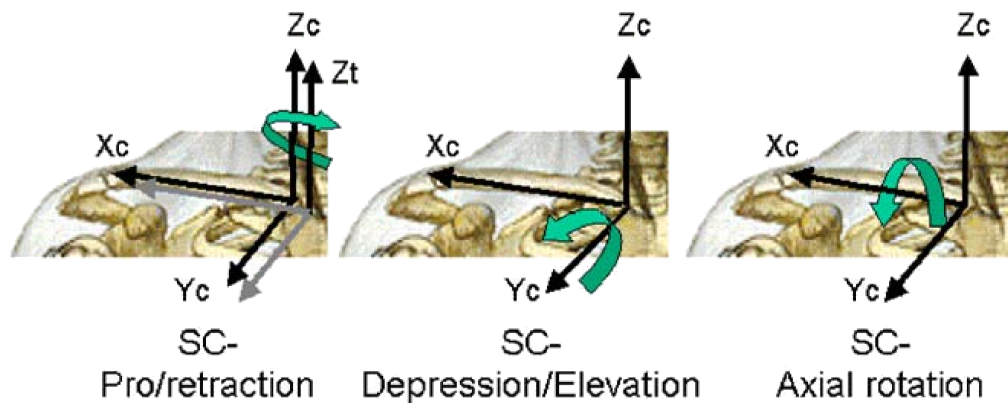


Figure I.1 – Définition des axes et de la convention de signe pour l'articulation sternoclaviculaire.

La seconde rotation du complexe est celle de la scapula par rapport à la clavicule, soit l'articulation acromioclaviculaire (AC) (Figure I.2). L'axe vertical ( $z$ )

<sup>1</sup>Les axes  $x$ ,  $y$  et  $z$  ont respectivement été changés pour  $y$ ,  $z$  et  $x$  afin de représenter plus fidèlement ce qui se fait au laboratoire, ce qui ne change cependant rien aux noms des mouvements. Les figures tirées de l'article de Wu et al. [87] ont été modifiées en conséquence.

<sup>2</sup>*Pro/retraction*, *depression/elevation* et *axial rotation* dans le texte.

est colinéaire à celui de la clavicule et l'axe transverse ( $x$ ) suit l'épine de la scapula. Ensemble, ils définissent le troisième axe, l'axe sagittal ( $y$ ). La séquence d'angles est  $zyx$  également et les rotations sont respectivement nommées : *protraction/rétraction*, *rotation latérale/médiale* et *bascule antérieure/postérieure*<sup>3</sup>.

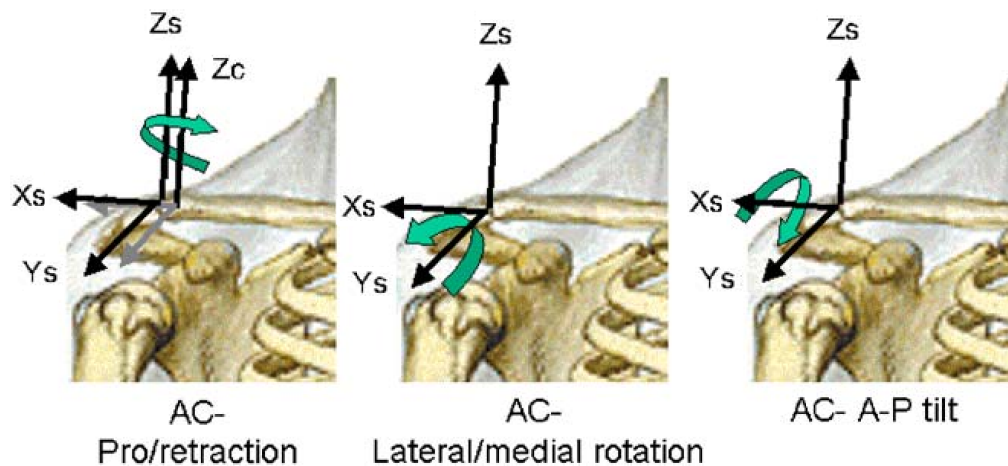


Figure I.2 – Définition des axes et de la convention de signe pour l'articulation acromioclaviculaire.

La troisième rotation est celle de l'humérus par rapport à la scapula, soit l'articulation glénohumérale (GH) (Figure I.3). L'axe vertical ( $z_1$ ) est colinéaire à celui de la scapula et l'axe transverse ( $y$ ) est colinéaire à celui de l'humérus. Le troisième axe, l'axe vertical ( $z_2$ ), est colinéaire à celui de l'humérus. La séquence proposée est la séquence d'Euler  $z_1y z_2$  et les rotations sont respectivement nommées : *plan d'élévation*, *élévation négative* et *rotation axiale*<sup>4</sup>.

Finalement, ils définissent également les mouvements de la scapula par rapport au thorax, soit à l'articulation scapulothoracique (ST), et de l'humérus par rapport au thorax, soit à l'articulation humérothoracique. Leur définition des axes est la même que celles précédemment présentées (AC et GH), à l'exception faite que l'axe ( $y$ ) est toujours colinéaire à celui du thorax. En ce qui concerne le nom des

<sup>3</sup>*Pro/retraction, lateral/medial rotation et anterior/posterior tilt* dans le texte.

<sup>4</sup>*Plane of elevation, negative elevation et axial rotation* dans le texte.

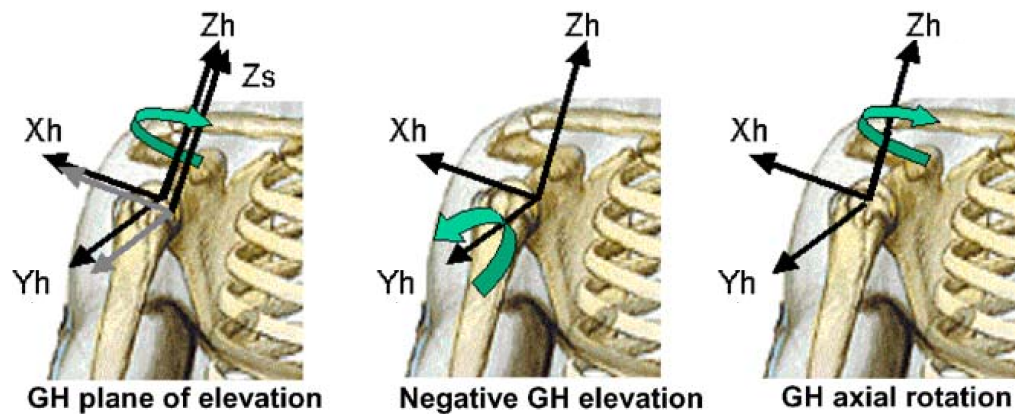


Figure I.3 – Définition des axes et de la convention de signe pour l'articulation glénohumérale.

mouvements, ils sont identiques à leur homologue.