UCLouvain

École polytechnique de Louvain

Modélisation biomécanique 3D de l'épaule par une approche multicorps

Évaluation de l'amplitude physiologique

Auteur: **Gauthier De Haene**
Promoteurs: **Sébastien Timmermans, Paul Fisette**
Lecteur: **Nicolas Docquier**
Année académique 2025–2026
Master [120] : ingénieur civil mécanicien

Résumé

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain, mais cette mobilité exceptionnelle se fait au prix d'une stabilité faible. Ce manque de stabilité la rend particulièrement vulnérable aux blessures. La pathologie de l'épaule est la troisième cause de consultation en médecine musculo-squelettique. Comprendre et modéliser sa cinématique est donc essentiel pour caractériser son amplitude physiologique et orienter la planification chirurgicale.

Ce mémoire présente un modèle cinématique 3D de l'épaule, implémenté dans le logiciel Robotran, incluant quatre articulations et une contrainte de contact scapulo-thoracique. Deux mouvements sont simulés, l'abduction et la flexion. L'amplitude maximale est déterminée automatiquement par détection d'un contact osseux.

Pour l'abduction et la flexion, l'amplitude maximale physiologique obtenue est respectivement de 157,2° et 166,6°, en accord avec la littérature. Une étude paramétrique montre qu'une réduction de la longueur de la clavicule entraîne une diminution de l'amplitude maximale physiologique. La validation repose sur la vérification que les longueurs des unités musculo-tendineuses simulées restent dans les bornes physiologiques.

Ce modèle constitue un outil cinématique personnalisable, avec des perspectives d'application en planification chirurgicale et en rééducation.

Remerciements

Je tiens en premier lieu à remercier mon promoteur Sébastien Timmermans, qui m'a accompagné tout au long de cette année. Chaque fois que je me suis retrouvé bloqué, il a pris le temps nécessaire pour m'aider à avancer. Ce mémoire n'aurait pas la forme qu'il a aujourd'hui sans son aide.

Je remercie également le professeur Paul Fisette, co-promoteur de ce travail, pour son soutien institutionnel et les orientations qu'il a apportées au projet.

Je remercie le Dr Olivier Cornu et le Dr Pierre Saussez, chirurgiens orthopédiques, pour le temps qu'ils m'ont accordé et pour leur regard clinique précieux sur les applications du modèle. Je remercie également Adrien Ricker et François Decerf, kinésithérapeutes, pour leurs avis sur les aspects pratiques de la rééducation de l'épaule.

Sur le plan personnel, je remercie mes parents pour leur soutien et leurs encouragements constants tout au long de cette année. Je remercie mes deux sœurs et mes grands-parents pour leur présence et leur motivation régulière. Enfin, je remercie ma petite amie, qui a su faire face à mes moments difficiles et m'aider à les surmonter avec bienveillance.

Table des matières

Résumé . . . 3
Remerciements . . . 5

1 Introduction **11**

2 Anatomie de l'épaule **12**
2.1 Les os . . . 12
2.2 Les articulations . . . 13
2.3 Les muscles et ligaments . . . 14
2.4 Mouvements étudiés . . . 14
2.5 Le rythme scapulo-huméral (RSH) . . . 16
2.6 Amplitude maximale physiologique (ROM) . . . 17

3 État de l'art **18**
3.1 Historique de la modélisation biomécanique de l'épaule . . . 18
3.1.1 Modèles en chaîne ouverte . . . 18
3.1.2 Modèles en chaîne fermée . . . 19
3.1.3 Modèles musculosquelettiques . . . 19
3.2 Modèle de Garner et Pandy . . . 20
3.3 Système ISB . . . 22
3.4 Positionnement du mémoire . . . 24

4 L'implémentation du modèle biomécanique de l'épaule dans Robotran **25**
4.1 Objectif . . . 25
4.2 Logiciel utilisé : Robotran . . . 25
4.2.1 Approche symbolique . . . 25
4.2.2 Chaîne d'outils . . . 25
4.2.3 Hypothèses du modèle . . . 26
4.2.4 Contraintes holonomes . . . 26
4.2.5 Partitionnement des coordonnées . . . 26
4.3 Topologie du modèle . . . 27
4.4 Modélisation des articulations . . . 28
4.4.1 Sterno-claviculaire (SC) . . . 30
4.4.2 Scapulo-thoracique (ST) . . . 30
4.4.3 Acromio-claviculaire (AC) . . . 30
4.4.4 Gléno-humérale (GH) . . . 31
4.5 Orientations initiales des os . . . 31
4.5.1 Matrice de rotation . . . 32
4.5.2 Séquence d'angles d'Euler . . . 32

4.5.3 Extraction numérique des angles d'Euler . . . 32
4.6 Rythme scapulo-huméral . . . 33
4.6.1 Rappel et stratégie de modélisation . . . 33
4.6.2 Paramètre pilote : l'angle huméro-thoracique . . . 33
4.6.3 Loi de couplage de l'articulation SC . . . 33
4.6.4 Rotation axiale humérale . . . 35
4.6.5 Articulation AC : pilotée implicitement par la contrainte scapulo-thoracique . 35
4.7 Abduction dans le plan coronal . . . 36
4.7.1 Coefficients SC pour l'abduction . . . 36
4.7.2 Calcul du ROM par détection de contact osseux . . . 37
4.7.3 Étude paramétrique : influence de la longueur de la clavicule . . . 38
4.8 Modélisation cinématique : flexion dans le plan sagittal . . . 40
4.8.1 Coefficients SC pour la flexion . . . 40
4.8.2 Calcul du ROM par détection de contact osseux . . . 41

5 Résultats et analyses 42
5.1 Abduction (plan coronal) . . . 42
5.1.1 Articulation sterno-claviculaire . . . 42
5.1.2 Articulation acromio-claviculaire . . . 46
5.1.3 Articulation scapulo-thoracique . . . 49
5.1.4 Articulation gléno-humérale . . . 52
5.1.5 Détection valeur seuil . . . 54
5.1.6 Validation du modèle . . . 55
5.2 Flexion (plan sagittal) . . . 56
5.2.1 Articulation sterno-claviculaire . . . 57
5.2.2 Articulation acromio-claviculaire . . . 59
5.2.3 Articulation scapulo-thoracique . . . 62
5.2.4 Articulation gléno-humérale . . . 64
5.2.5 Détection de la valeur seuil . . . 65
5.2.6 Validation du modèle . . . 66
5.3 Étude paramétrique : influence de la longueur de la clavicule . . . 68
5.3.1 Rotation interne de la scapula . . . 68
5.3.2 Diminution de l'amplitude de bascule postérieure . . . 69
5.3.3 Influence sur l'amplitude maximale . . . 70

6 Discussion 71
6.1 Fiabilité du modèle . . . 71
6.2 Personnalisation du modèle . . . 72
6.3 Utilité clinique et perspectives d'application . . . 73
6.4 Limites du modèle . . . 74

7 Conclusion 76

A Muscles de l'épaule 82

B Orientations initiales 84

C Topologie du modèle dans MBsysPad 85

D Points du col chirurgical **86**

E Coefficients du polynôme SC en abduction et flexion **87**

Nomenclature

Abréviations

AC Acromio-claviculaire

DAE Differential Algebraic Equations (équations différentielles algébriques)

GH Gléno-humérale

IM Point inférieur du bord médial de la scapula (Inferior Medial)

ISB International Society of Biomechanics (Société Internationale de Biomécanique)

JCS Joint Coordinate System (système de coordonnées articulaires)

MTU Muscle-Tendon Unit (unité musculo-tendineuse)

ROM Range of Motion (amplitude maximale de mouvement)

RSH Rythme scapulo-huméral

SC Sterno-claviculaire

SM Point supérieur du bord médial de la scapula (Superior Medial)

ST Scapulo-thoracique

VHP Visible Human Project

Variables mathématiques

r_x, r_y, r_z Demi-axes de l'ellipsoïde thoracique (m)

x_{IM}, y_{IM}, z_{IM} Coordonnées du point IM dans le repère global (m)

x_{SM}, y_{SM}, z_{SM} Coordonnées du point SM dans le repère global (m)

Variables Robotran

$\theta^0_{AC,x}$, $\theta^0_{AC,y}$, $\theta^0_{AC,z}$ Pré-orientation fixe de la scapula

$\theta^0_{SC,x}$, $\theta^0_{SC,y}$, $\theta^0_{SC,z}$ Pré-orientation fixe de la clavicule

$\theta_{AC,x}$, $\theta_{AC,y}$, $\theta_{AC,z}$ Angles AC dépendants

$\theta_{HT,\text{axial}}$ Rotation axiale huméro-thoracique

θ_{HT} Angle d'élévation huméro-thoracique

$\theta_{SC,x}$, $\theta_{SC,y}$, $\theta_{SC,z}$ Angles SC du rythme scapulo-huméral

Chapitre 1

Introduction

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain. Elle permet d'orienter le membre supérieur dans pratiquement toutes les directions de l'espace, rendant possible une multitude de gestes quotidiens (porter un objet, conduire, se coiffer). Cette mobilité exceptionnelle repose sur une architecture complexe (quatre articulations fonctionnelles, une vingtaine de muscles, de nombreux ligaments) dont la coordination est appelée rythme scapulo-huméral.

Cette même complexité rend l'épaule particulièrement vulnérable. Les pathologies y sont fréquentes (tendinopathies, ruptures de la coiffe des rotateurs, conflit sous-acromial, etc.). Elles représentent la troisième cause de consultation en médecine musculo-squelettique et touchent une fraction importante de la population, en particulier les personnes âgées et les travailleurs manuels. Ceci mène fréquemment à des interventions chirurgicales pour lesquelles une connaissance précise de la cinématique et de l'amplitude maximale physiologique de l'épaule est indispensable.

La simulation numérique multicorps permet de reproduire la cinématique interne de l'épaule et d'estimer l'impact d'une intervention chirurgicale.

De nombreux modèles d'épaule existent dans la littérature, allant des approches simples à chaîne ouverte jusqu'aux modèles musculo-squelettiques complets. Cependant, la quantification de l'amplitude maximale par détection explicite d'un contact osseux reste peu traitée. De plus, l'impact de la longueur de la clavicule sur la cinématique de l'épaule reste peu étudié dans la littérature.

Ce mémoire développe un modèle cinématique multicorps de l'épaule dans le logiciel Robotran, basé sur la géométrie de Garner & Pandy. Le modèle intègre une contrainte scapulo-thoracique ellipsoïdale, un rythme scapulo-huméral calibré sur des données expérimentales dans la convention ISB, et un critère de contact osseux pour détecter la fin d'amplitude. Deux plans de mouvement sont couverts : l'abduction et la flexion. L'objectif est de fournir un outil cinématique validé et personnalisable, capable d'estimer l'amplitude maximale de l'épaule et d'évaluer l'influence de la longueur de la clavicule, dans une perspective d'utilisation clinique.

Chapitre 2

Anatomie de l'épaule

Avant d'entrer dans la modélisation et la simulation numérique, il est nécessaire de poser les bases anatomiques de l'épaule. Le modèle multicorps développé dans ce mémoire est directement construit à partir des structures osseuses et des articulations qui composent l'épaule. Cette partie fournit le vocabulaire et les fonctions mécaniques de base sur lesquels s'appuient tous les chapitres suivants.

L'épaule est une structure complexe qui relie le membre supérieur (bras, avant-bras et main) au tronc. On peut la décomposer en quatre types d'éléments : les os, les articulations, les muscles et les ligaments [1, 2].

2.1 Les os

L'épaule est composée de trois os principaux (clavicule, scapula et humérus) qui s'articulent avec le thorax (voir Figure 2.1).

- **Le thorax** : cage thoracique formée des côtes et du sternum. C'est la base osseuse à laquelle la ceinture scapulaire (clavicule + scapula) est attachée.
- **La clavicule** : os long en forme de S qui relie le sternum à l'acromion de la scapula. C'est la seule attache osseuse entre le membre supérieur et le thorax [1].
- **La scapula** : os triangulaire posé sur la face postérieure du thorax. Elle porte la cavité glénoïde qui accueille la tête humérale.
- **L'humérus** : os long du bras. Sa tête quasi sphérique s'articule avec la cavité glénoïde de la scapula.

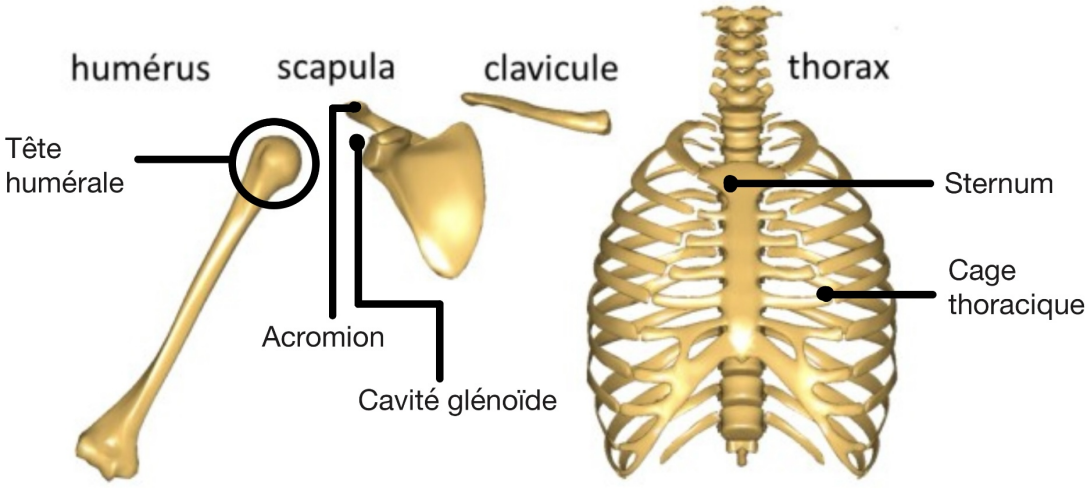


FIGURE 2.1 – Les quatre os de l'épaule : thorax, clavicule, scapula, humérus [2].

2.2 Les articulations

Le complexe de l'épaule compte quatre articulations :

— **Sterno-claviculaire (SC)** : articulation synoviale [1] qui relie l'extrémité médiale de la clavicule et le sternum. Elle permet une rotation relative entre la clavicule et le sternum.

— **Acromio-claviculaire (AC)** : articulation synoviale qui relie l'extrémité latérale de la clavicule et l'acromion de la scapula. Elle transmet une rotation relative entre la clavicule et la scapula [1].

— **Gléno-humérale (GH)** : articulation synoviale qui relie la tête quasi sphérique de l'humérus et la cavité glénoïde de la scapula. Elle permet une rotation entre l'humérus et la scapula. C'est la plus mobile des quatre articulations.

— **Scapulo-thoracique (ST)** : contrairement aux trois précédentes, la ST ne satisfait pas aux critères anatomiques d'une articulation synoviale (elle ne possède ni cartilage articulaire, ni capsule, ni liquide synovial [1, 3]). La scapula n'a aucune attache osseuse directe au thorax et est maintenue plaquée contre la cage thoracique uniquement par des muscles. En biomécanique, on la considère comme une articulation fonctionnelle car elle permet un mouvement relatif reproductible et quantifiable entre la scapula et le thorax.

L'amplitude globale du mouvement se mesure par l'angle huméro-thoracique (θ_{HT}), défini comme l'angle entre l'axe long de l'humérus et le thorax. Il représente le mouvement visible du bras. Il n'est pas produit par une seule articulation mais résulte de la coordination des quatre articulations du complexe de l'épaule. Toutes les grandeurs cinématiques (angles SC, AC, ST, GH) seront exprimées en fonction de θ_{HT}.

Il est important de bien comprendre la notation SC, AC, ST, GH et θ_{HT}, ainsi que le fonctionnement de chacune de ces articulations, car elles sont utilisées tout au long de ce mémoire.

1. Une articulation synoviale est une liaison entre deux os dont les surfaces sont recouvertes de cartilage hyalin, séparées par une cavité remplie de liquide synovial et enfermées dans une capsule articulaire. Ce type d'articulation est caractéristique des liaisons très mobiles du squelette.

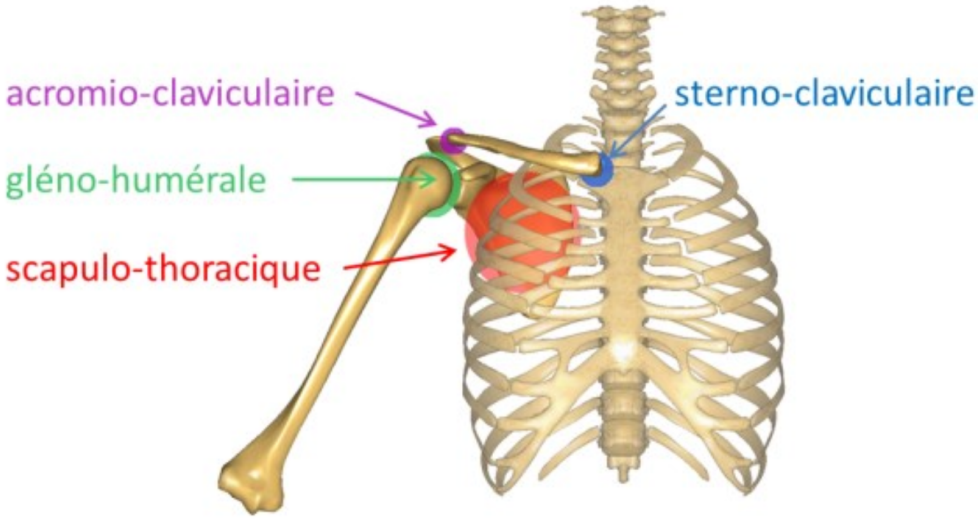


FIGURE 2.2 – Les quatre articulations de l'épaule (SC, AC, GH et ST) [2].

2.3 Les muscles et ligaments

Environ une vingtaine de muscles interviennent dans la mobilisation et la stabilisation de l'épaule [2]. Ils se regroupent en deux catégories fonctionnelles, les stabilisateurs (coiffe des rotateurs, quatre muscles) et les moteurs principaux (deltoïde, trapèze, grand pectoral, grand dorsal, etc.). Les illustrations anatomiques sont disponibles en annexe A. Les muscles ne sont pas modélisés dynamiquement dans ce mémoire.

Les ligaments sont des structures passives qui sécurisent les articulations en limitant les mouvements extrêmes. Leur rôle est important en fin d'amplitude [1]. Chaque articulation (SC, AC, GH) possède ses propres ligaments, qui contribuent à la stabilité passive de l'ensemble. Les ligaments ne sont pas modélisés dans ce mémoire.

2.4 Mouvements étudiés

Avant de parler des mouvements de l'épaule, il est nécessaire de rappeler les trois plans anatomiques de référence. Il y a le plan frontal (ou coronal), le plan sagittal et le plan transversal (voir Figure 2.3). Ils servent de repères pour se situer dans l'espace.

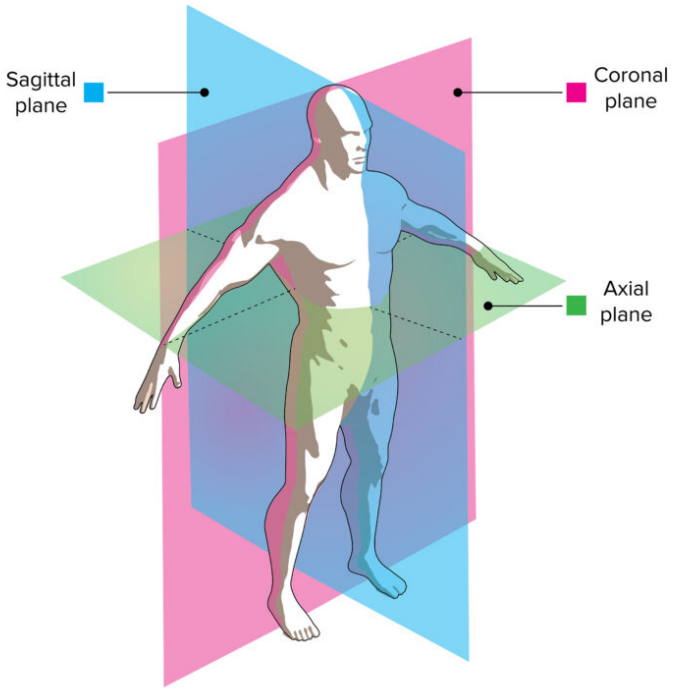


FIGURE 2.3 – Les trois plans anatomiques de référence. Le plan coronal (frontal) divise le corps en avant/arrière. Le plan sagittal divise le corps en gauche/droite. Le plan transversal (horizontal) divise le corps en haut/bas [4].

Dans ce mémoire, on s'intéresse à deux mouvements d'élévation du bras : l'abduction dans le plan coronal et la flexion dans le plan sagittal (voir Figure 2.4). Ce sont deux mouvements de base de l'épaule, qui sollicitent chacune des quatre articulations de manière dépendante.



Abduction Flexion

FIGURE 2.4 – Mouvements d'abduction et de flexion du bras. [5]

2.5 Le rythme scapulo-huméral (RSH)

Lors des mouvements tels que l'abduction ou la flexion, les articulations ne sont pas indépendantes. Plusieurs muscles et ligaments sont liés entres les os de l'épaule (voir Figure 2.5).

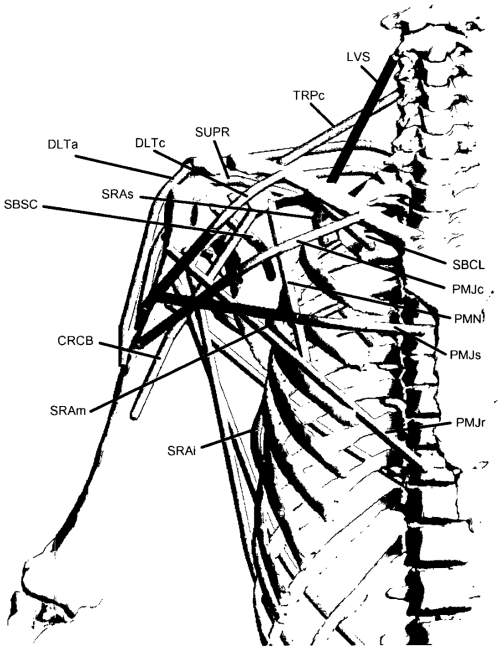


FIGURE 2.5 – Vue antérieure des muscles de l'épaule modélisés ici par des liens pour visualiser le fait que les os sont liés par pleins de muscles différents [6].

Ces inter-connections impliquent la coordination entre le mouvement de l'humérus et celui de la ceinture scapulaire (scapula + clavicule) lors de l'élévation du bras, que l'on appelle le rythme scapulo-huméral (RSH) (voir Figure 2.6)

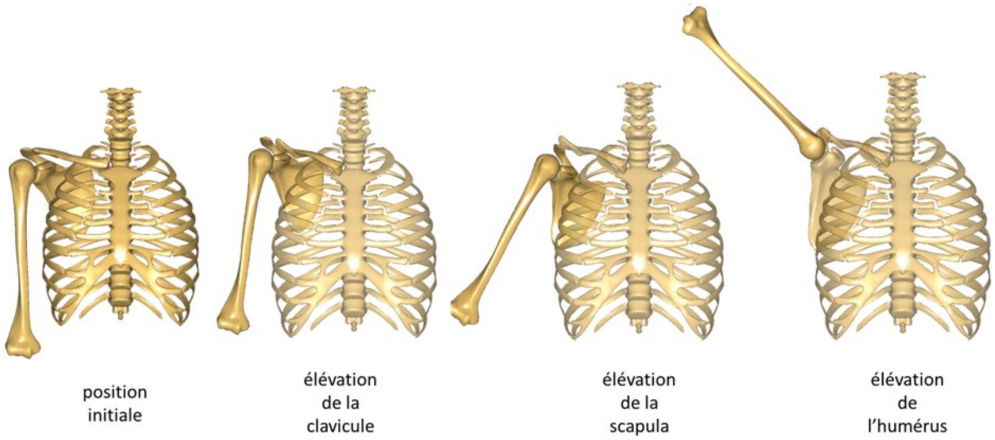


FIGURE 2.6 – Illustration du rythme scapulo-huméral lors de l'abduction. Les quatre positions montrent successivement la contribution de la clavicule (SC), de la scapula (ST) et de l'humérus (GH). En réalité, ces trois mouvements se produisent simultanément et de façon couplée [2].

2.6 Amplitude maximale physiologique (ROM)

L'amplitude maximale, désignée par le terme anglais Range of Motion (ROM), chez un jeune sujet sain se situe typiquement entre 152° et 162° pour le mouvement d'abduction. Pour la flexion cela se situe entre 160° et 174°, avec une variabilité selon l'âge et le sexe [7]. Cette limite résulte de la combinaison de plusieurs contraintes. Le conflit sous-acromial [2] constitue l'un des principaux facteurs mécaniques limitants à mesure que le bras s'élève [8, 9]. Les ligaments limitent également le mouvement en fin d'amplitude.

2. Le conflit sous-acromial désigne ici l'écart entre l'acromion et la tête de l'humérus

Chapitre 3

État de l'art

3.1 Historique de la modélisation biomécanique de l'épaule

Le premier modèle physique expliquant le mécanisme de l'épaule est proposé par Dempster en 1965 [10]. Il représente le bras en introduisant le concept de système de liaisons rigides, où la clavicule, la scapula et l'humérus sont modélisés comme des liens géométriques distincts reliant les différents centres articulaires. Depuis, trois grandes catégories de modèles ont été développées, du plus simple au plus complexe.

3.1.1 Modèles en chaîne ouverte

Les modèles en chaîne ouverte représentent l'épaule comme une succession de corps rigides articulés, sans contrainte entre la scapula et le thorax. Les angles articulaires (SC, AC, GH) sont définis indépendamment les uns des autres. Cette approche permet d'analyser facilement la cinématique et l'espace de travail de l'épaule. Ce type de modèle cinématique est principalement utilisé dans des domaines comme la robotique (voir Figure 3.1).

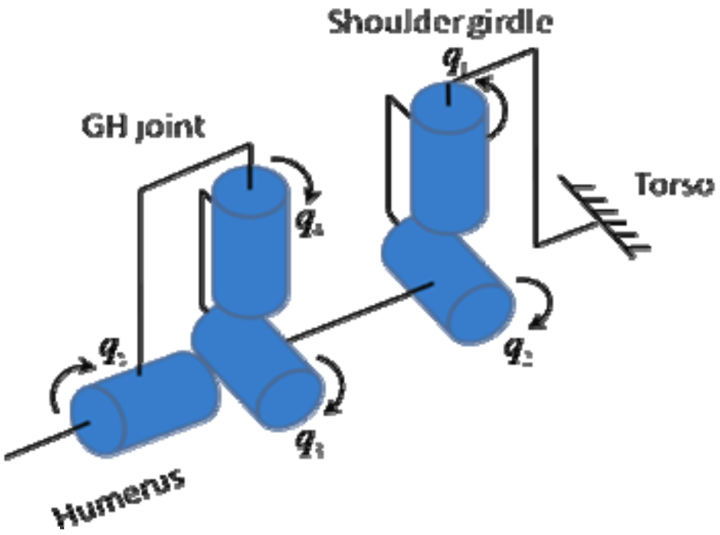


FIGURE 3.1 – Modèle chaîne ouverte à 5 degrés de liberté. Les articulations SC et AC sont modélisées ici comme une seule articulation à 2 degrés de liberté. L'articulation GH est modélisée comme une articulation à 3 degrés de liberté [11].

Dans cette catégorie, Hogfors et al. (1987) ont proposé un modèle à 9 degrés de liberté [12]. Dans ce modèle, tous les os sont considérés comme des corps rigides et chaque articulation est modélisée comme une liaison sphérique à trois degrés de liberté, ce qui a permis de définir des systèmes de coordonnées et de décrire précisément l'orientation des os par rapport au sternum à l'aide d'angles d'Euler. Hogfors a aussi établi des équations biomécaniques 3D pour décrire le rythme scapulo-huméral (RSH) (voir 2.5). Ces équations sont des lois de couplage imposées aux articulations SC/AC en fonction de l'élévation HT. Ces modèles restent toutefois limités car le mouvement de la scapula n'est pas contraint au thorax, ce qui ne correspond pas à la réalité anatomique.

3.1.2 Modèles en chaîne fermée

Pour remédier à cette limitation, les modèles en chaîne fermée introduisent une contrainte (ou articulation) scapulo-thoracique qui oblige la scapula à rester en contact avec la surface de la cage thoracique, fermant ainsi la boucle cinématique. Maurel propose un modèle modélisant ce contact sous forme de points de glissement pour respecter la cinématique du système [13]. Ces modèles reproduisent plus fidèlement la cinématique de l'épaule que les modèles chaînes ouvertes et sont particulièrement adaptés à l'étude des mouvements humains complexes et à l'analyse du rythme scapulo-huméral (RSH). Le modèle développé dans ce mémoire s'inscrit dans cette catégorie.

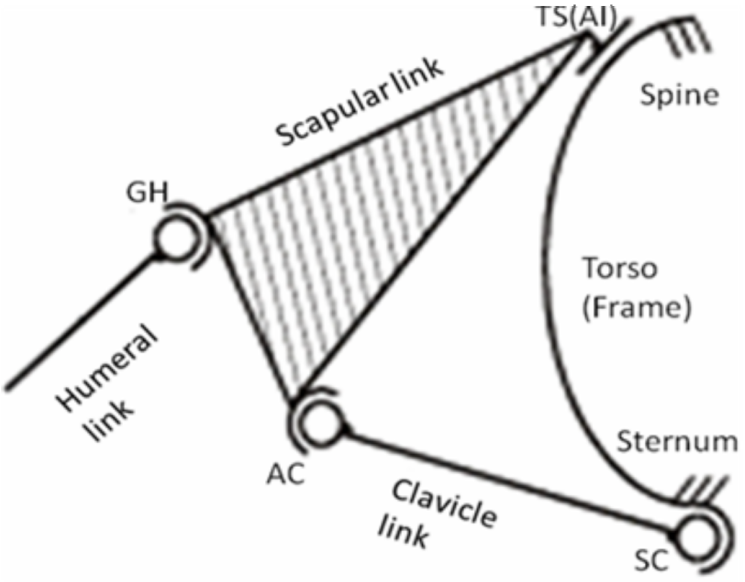


FIGURE 3.2 – Modèle cinématique en chaîne fermée. La boucle est thorax-clavicule-scapula-thorax [11].

3.1.3 Modèles musculosquelettiques

Les modèles musculosquelettiques (voir Figure 3.3) sont la représentation la plus exacte en ajoutant l'estimation des forces exercées par les muscles et les ligaments lors du mouvement. Van der Helm introduit un modèle dynamique par éléments finis combinant une contrainte scapulo-thoracique ellipsoïdale avec la modélisation de dizaines d'éléments musculaires (représentant 20 muscles ou parties de muscles), posant les bases de l'analyse des forces [14]. Des plateformes logicielles intégrant l'action musculaire, comme AnyBody et OpenSim, ont depuis été développées et sont largement utilisées pour l'analyse dynamique [11]. Ces modèles permettent d'estimer les

stratégies d'activation et les forces musculaires, mais leur extrême complexité les rend coûteux en temps de calcul et compliqués à mettre en œuvre pour des simulations en temps réel.

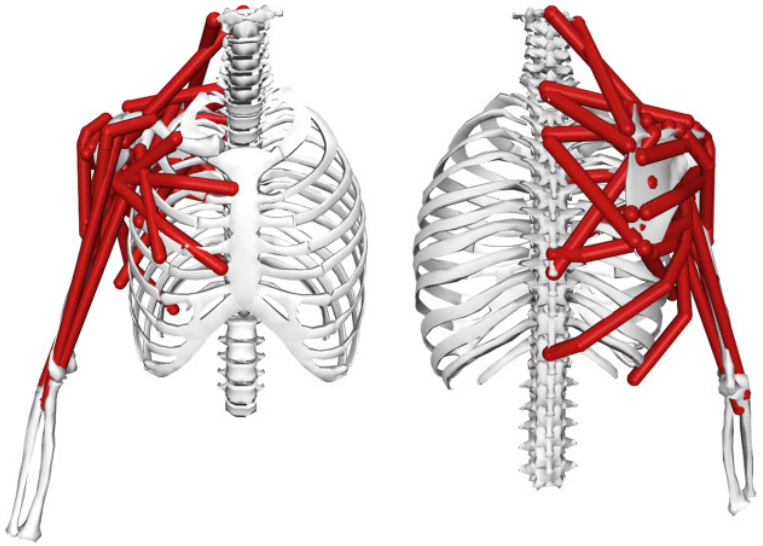


FIGURE 3.3 – Modèle musculo-squelettique montrant tous les muscles [11].

3.2 Modèle de Garner et Pandy

Garner et Pandy [15] proposent un modèle cinématique du membre supérieur basé sur des données anatomiques issues du Visible Human Project (VHP), une base de données d'images médicales obtenues par coupes anatomiques fines permettant une reconstruction 3D précise des os [15]. Ils ajustent des formes géométriques (sphères, ellipsoïdes, plans) aux surfaces osseuses du thorax, de la clavicule, de la scapula et de l'humérus afin de déterminer les centres et axes articulaires directement à partir de la géométrie réelle.

Les articulations SC, AC et GH sont chacune modélisées comme des liaisons sphériques à trois degrés de liberté (voir Figure 3.4), décrites dans des repères osseux locaux attachés à chaque segment. Le thorax est approximé par un ellipsoïde, ce qui permet de définir la contrainte scapulo-thoracique comme une condition de contact entre le bord médial de la scapula et cette surface (voir Figure 3.5). L'article fournit les coordonnées numériques de l'ensemble de ces centres, axes et repères dans un système de référence global, ce qui en fait une base directement implémentable dans un logiciel de simulation multicorps. La géométrie de ce modèle constitue le point de départ du modèle développé dans ce mémoire.

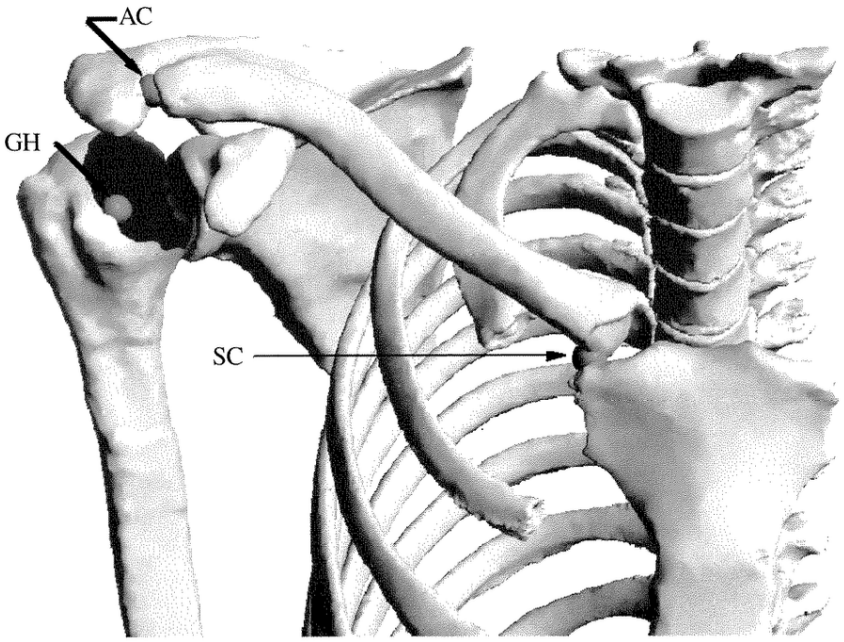


FIGURE 3.4 – Vue antérieure de la région de l'épaule montrant les centres articulaires des articulations sterno-claviculaire (SC), acromio-claviculaire (AC) et gléno-humérale (GH). Ces trois articulations ont chacune été modélisées comme une articulation sphérique idéale à trois degrés de liberté [15].

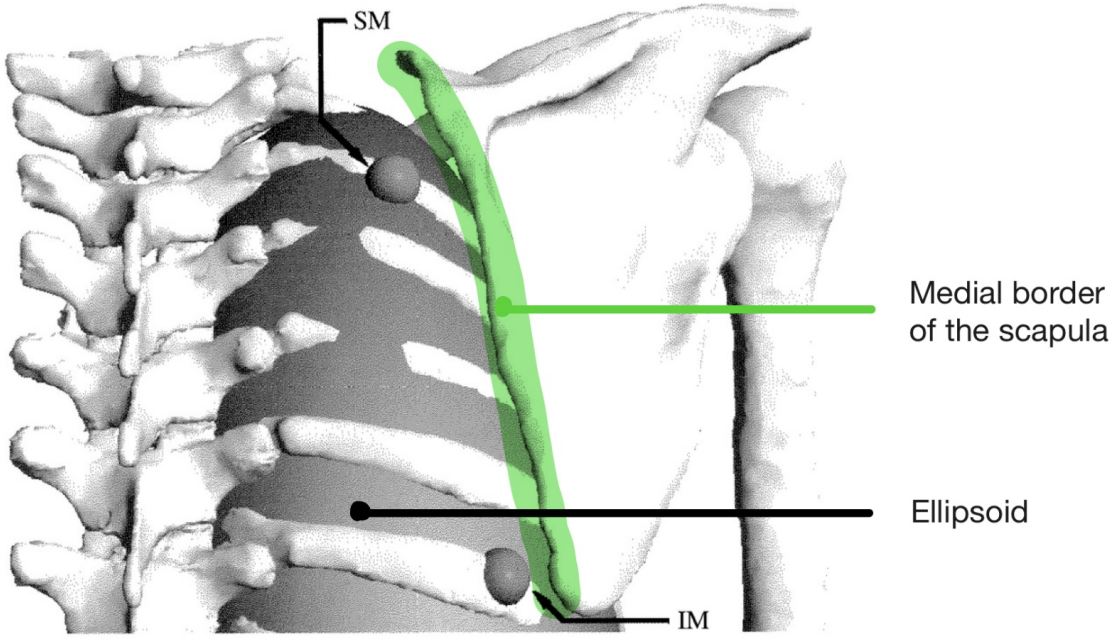


FIGURE 3.5 – Vue postérieure de la région de l'épaule montrant l'ellipsoïde utilisé par Garner pour modéliser l'articulation entre la scapula et la cage thoracique. Deux points fixes sur la scapula ont été utilisés pour contraindre le mouvement de la scapula par rapport à la cage thoracique. Ces points sont situés sous le bord médial de la scapula, près des extrémités supérieure (SM) et inférieure (IM). L'écart entre la scapula et l'ellipsoïde correspond à l'épaisseur des muscles sous-jacents [15].

3.3 Système ISB

Le système ISB (International Society of Biomechanics) est la norme internationale qui standardise la manière de décrire la cinématique des articulations humaines. Pour l'épaule, le coude, le poignet et la main, cette norme est fixée par Wu et al. en 2005 [16].

Pourquoi utiliser le système ISB ? Avant ces recommandations, chaque étude définissait ses propres repères et ses propres ordres de rotation pour décrire le mouvement de l'épaule. Deux études pouvaient ainsi rapporter un angle scapulaire de 40° sans qu'il soit possible de savoir s'il s'agissait du même mouvement, puisque les axes et les conventions de signes n'étaient pas identiques. Cette hétérogénéité rendait toute comparaison inter-études approximative, voire impossible.

Le but du système ISB est de fournir un langage commun à toute la communauté biomécanique. Lorsqu'un auteur publie un résultat en respectant cette norme, un autre chercheur peut le réutiliser, le comparer à ses propres mesures ou l'implémenter dans un modèle numérique sans ambiguïté. Dans le cadre de ce mémoire, utiliser le système ISB est indispensable. Sans cette cohérence de convention, il serait impossible de comparer les angles obtenus en simulation aux amplitudes articulaires publiées dans la littérature biomécanique [16].

Les repères osseux Le système ISB définit un repère orthonormé (X, Y, Z) attaché à chacun des os du complexe de l'épaule (thorax, clavicule, scapula, humérus), construit à partir de points osseux palpables afin d'être reproductible d'un sujet à l'autre. La définition complète de ces repères et des points de référence associés est donnée dans Wu et al. (2005) [16].

Les séquences de rotation pour l'épaule Pour décrire le mouvement relatif entre deux os, l'ISB utilise le principe du Joint Coordinate System (JCS), introduit par Grood et Suntay en 1983 [17]. Ce principe associe chaque angle de rotation à un axe anatomiquement significatif, de sorte que les angles obtenus correspondent directement à des mouvements cliniques interprétables.

Pour les articulations du complexe de l'épaule, l'ISB recommande les séquences suivantes [16] :

- **Articulation sterno-claviculaire (SC)** — Clavicule par rapport au thorax, séquence Y–X–Z. Les angles obtenus sont successivement la protraction (+) / rétraction (−), la dépression (+) / élévation (−), puis la rotation postérieure (+) / antérieure (−) de la clavicule (voir Figure 3.6).
- **Articulation acromio-claviculaire (AC)** — Scapula par rapport à la clavicule, séquence Y–X–Z. Les angles obtenus sont la protraction (+) / rétraction (−) scapulaire, la sonnette médiale (+) / latérale (−) et la bascule postérieure (+) / antérieure (−) (voir Figure 3.7).
- **Articulation scapulo-thoracique (ST)** — Scapula par rapport au thorax, séquence Y–X–Z. Les angles obtenus sont la protraction (+) / rétraction (−) scapulaire, la sonnette médiale (+) / latérale (−) et la bascule postérieure (+) / antérieure (−) (voir Figure 3.7).
- **Articulation gléno-humérale (GH)** — Humérus par rapport à la scapula, séquence Y–X–Y. Le premier angle donne le plan d'élévation, le deuxième l'angle d'élévation lui-même (négatif selon la convention ISB), et le troisième la rotation axiale interne (+) / externe (−) de l'humérus (voir Figure 3.8).

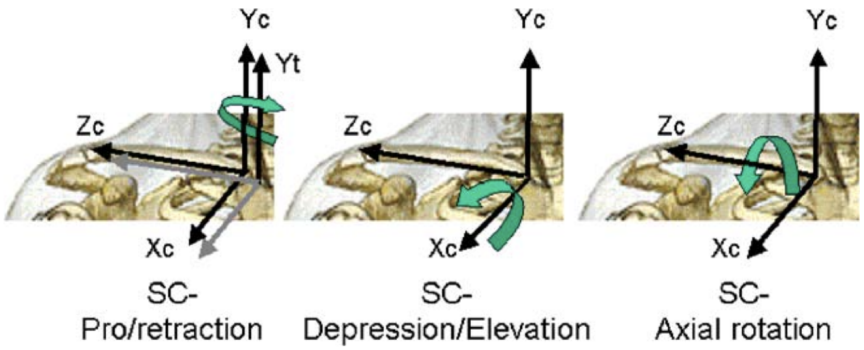


FIGURE 3.6 – Système de coordonnées de la clavicule et définition des mouvements SC. Y_t est l'axe local du repère thoracique, initialement aligné avec Y_c de la clavicule. Les axes Y-X-Z correspondent respectivement à protraction(+)/rétraction(−), dépression(+)/élévation(−) et rotation postérieure(+)/antérieure(−) [16].

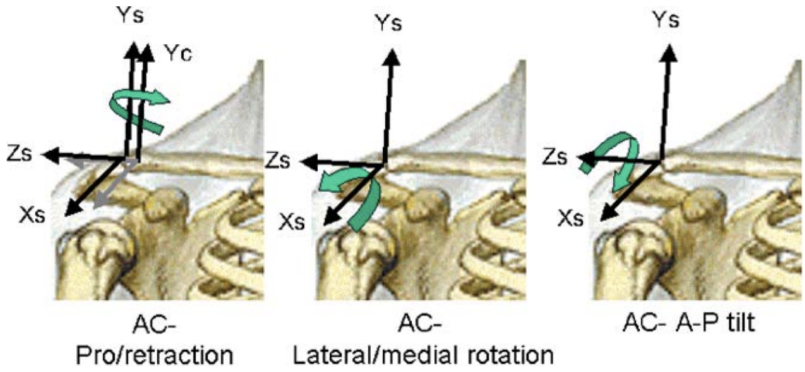


FIGURE 3.7 – Système de coordonnées de la scapula et définition des mouvements AC. Y_c est l'axe local du repère claviculaire. Les axes Y-X-Z correspondent respectivement à protraction(+)/rétraction(−), sonnette médiale(+)/latérale(−) et bascule postérieure(+)/antérieure(−) [16].

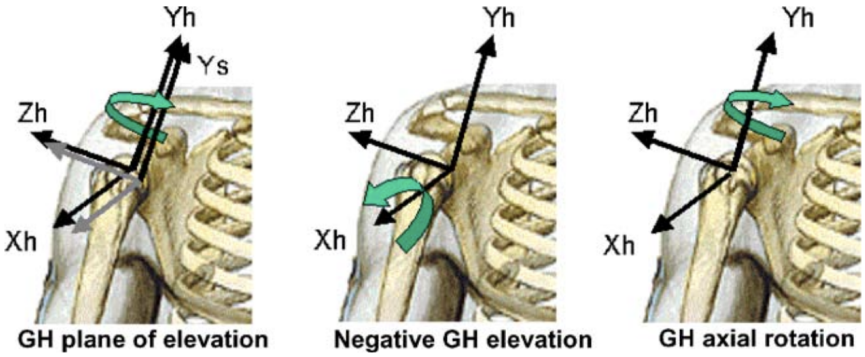


FIGURE 3.8 – Système de coordonnées de l'humérus et définition des mouvements GH. Y_s est l'axe local du repère scapulaire. Les axes Y-X-Y correspondent respectivement au plan d'élevation, l'angle d'élevation et la rotation interne(+)/externe(−) [16].

3.4 Positionnement du mémoire

Ce mémoire développe un modèle cinématique à chaîne fermée de l'épaule, basé sur la géométrie de Garner et Pandy [15], et se distingue par les éléments suivants :

- Modéliser une chaîne cinématique fermée en incluant la convention ISB pour comparer avec la littérature.
- Implémenter un contact osseux pour calculer le ROM pour le mouvement d'abduction et de flexion.
- Étudier l'impact d'un raccourcissement claviculaire sur la cinématique scapulaire et le ROM.

Chapitre 4

L'implémentation du modèle biomécanique de l'épaule dans Robotran

4.1 Objectif

Ce chapitre détaille la construction concrète du modèle multicorps de l'épaule dans Robotran. On y décrit successivement : le logiciel Robotran, la topologie du modèle, la modélisation de chaque articulation, les orientations initiales des os, le rythme scapulo-huméral, le mouvement d'abduction et le mouvement de flexion. L'objectif final est de simuler l'amplitude maximale lors des deux mouvements, et d'étudier l'impact avec la réduction de la clavicule.

4.2 Logiciel utilisé : Robotran

Toute la modélisation a été réalisée avec Robotran, un logiciel de simulation multicorps développé à l'UCLouvain [18]. Sa particularité, par rapport à la plupart des logiciels concurrents, est son approche symbolique.

4.2.1 Approche symbolique

Dans une approche purement numérique, les équations du mouvement sont assemblées et évaluées à chaque pas de temps à partir des paramètres inertiels et géométriques du modèle, ce qui représente un coût de calcul important. Robotran procède différemment : à partir de la description du système (corps, articulations, repères), il génère une seule fois avant la simulation, les équations du mouvement sous forme analytique. Durant la simulation, il suffit de les évaluer à chaque pas de temps, ce qui est nettement plus rapide qu'un assemblage numérique. [18].

4.2.2 Chaîne d'outils

La modélisation suit trois étapes :

— MBsysPad : éditeur graphique où l'utilisateur définit la topologie, les repères, les contraintes, les capteurs et les efforts. Il produit un fichier `.mbs`.

— MBsysTran : générateur symbolique qui traduit le fichier en équations du mouvement (Python dans notre cas).

— MBsysPy : module Python qui résout ces équations et appelle les fonctions utilisateurs.

4.2.3 Hypothèses du modèle

La modélisation multicorps s'appuie sur plusieurs hypothèses fondamentales [18] :

— Corps rigides : chaque segment osseux est supposé indéformable. Les propriétés élastiques de l'os sont négligées, ce qui est acceptable dans la plage d'amplitudes physiologiques considérée.

— Articulations idéales : les liaisons cinématiques sont supposées sans frottement et sans jeu.

— Contraintes holonomes bilatérales : toutes les contraintes imposées au système sont de la forme $h(q) = 0$ et doivent rester satisfaites en permanence (pas de contrainte unilatérale de type contact-décollement).

4.2.4 Contraintes holonomes

Lorsque le système comporte des boucles cinématiques, les coordonnées q ne sont pas toutes indépendantes. Ces liaisons géométriques sont exprimées sous forme de contraintes holonomes $h(q) = 0$. Dans le présent modèle, ces contraintes encodent le contact de deux points de la bordure médiale de la scapula sur l'ellipsoïde thoracique, ainsi que les relations de rythme scapulo-huméral.

4.2.5 Partitionnement des coordonnées

Pour résoudre le système contraint, Robotran utilise la méthode de partitionnement des coordonnées [18]. Les n coordonnées sont séparées en deux sous-ensembles :

$$q = \begin{pmatrix} q_u \\ q_v \end{pmatrix} \tag{4.1}$$

où $q_u \in \mathbb{R}^{n-m}$ désigne les coordonnées indépendantes (les vrais degrés de liberté) et $q_v \in \mathbb{R}^m$ désigne les coordonnées dépendantes, entièrement déterminées par les contraintes. À chaque instant, les coordonnées dépendantes sont calculées à partir des indépendantes par un algorithme de Newton-Raphson :

$$q_v^{k+1} = q_v^k - (J_v)^{-1}\, h\big|_{q_v = q_v^k} \tag{4.2}$$

où $J = \partial h / \partial q^t$ est la matrice jacobienne des contraintes.

4.3 Topologie du modèle

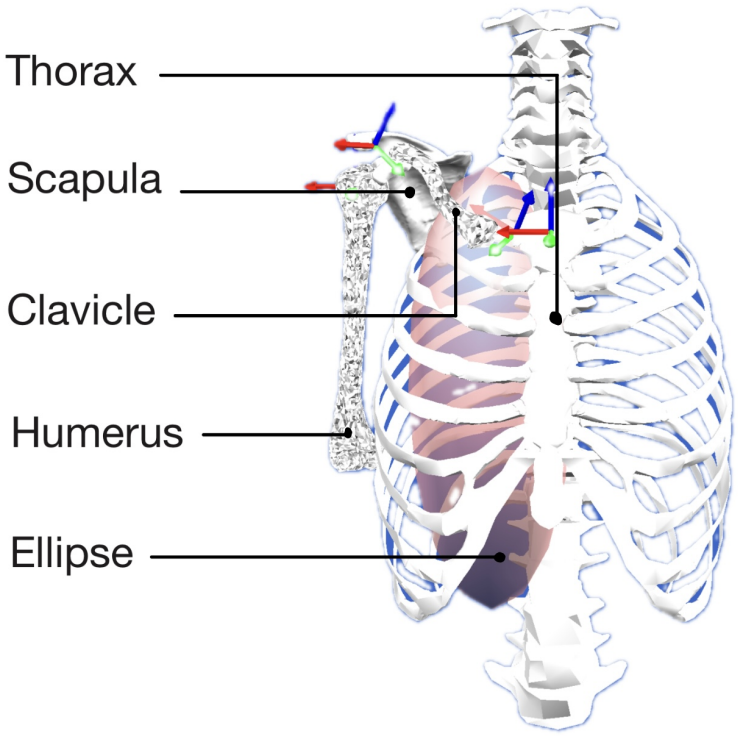


FIGURE 4.1 – Modèle 3D de l'épaule dans Robotran. Maillages issus de [19] et [20].

Le modèle comprend quatre corps rigides : le thorax (corps de base fixe), la clavicule, la scapula et l'humérus (voir Figure 4.1). Les données géométriques (positions des centres articulaires, orientations initiales) sont issues de Garner & Pandy [15].

Les quatre articulations anatomiques (SC, ST, AC, GH) sont décomposées en un total de 23 liaisons élémentaires à 1 degré de liberté. Ces liaisons sont de trois types :

— **Pilotées** : valeur imposée explicitement (fixe ou fonction du temps).
— **Dépendantes** : valeur résolue à chaque pas de temps par les contraintes holonomes.
— **Indépendantes** : degrés de liberté (non utilisés dans ce modèle).

Le modèle contient deux boucles cinématiques fermées. La première est au niveau de l'articulation GH : la sous-chaîne humérale est ancrée au thorax d'un côté et connectée à la scapula via un ball cut de l'autre (contrainte imposant la coïncidence permanente de deux points de connexion sans bloquer les rotations relatives). La seconde est au niveau de la contrainte scapulo-thoracique : les points médiaux de la scapula (SM et IM) sont reliés à la fois à la scapula et au thorax via une séquence de translations. Ces deux boucles introduisent des contraintes holonomes (voir Figure 4.2) qui sont résolues à chaque pas de temps par Robotran.

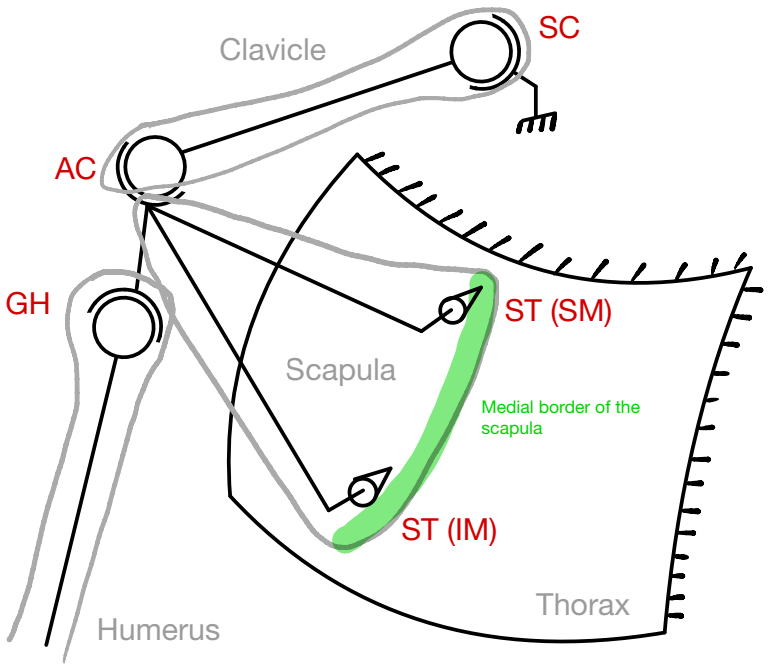


FIGURE 4.2 – Dessin cinématique simplifié du modèle de Robotran. (Inspiré de Maurel [13])

4.4 Modélisation des articulations

Cette section vise à détailler la construction de chacune des quatre articulations de l'épaule (SC, ST, AC, GH) dans le modèle Robotran.

Dans ce chapitre, les angles articulaires sont exprimés par défaut dans le repère Robotran. Lorsque des données issues de la littérature sont utilisées, elles sont exprimées dans le repère ISB, et ce sera toujours explicitement indiqué. La correspondance entre les deux repères est illustrée à la Figure 4.3 : l'axe X de Robotran correspond à l'axe Z de l'ISB, l'axe Y à l'axe X, et l'axe Z à l'axe Y.

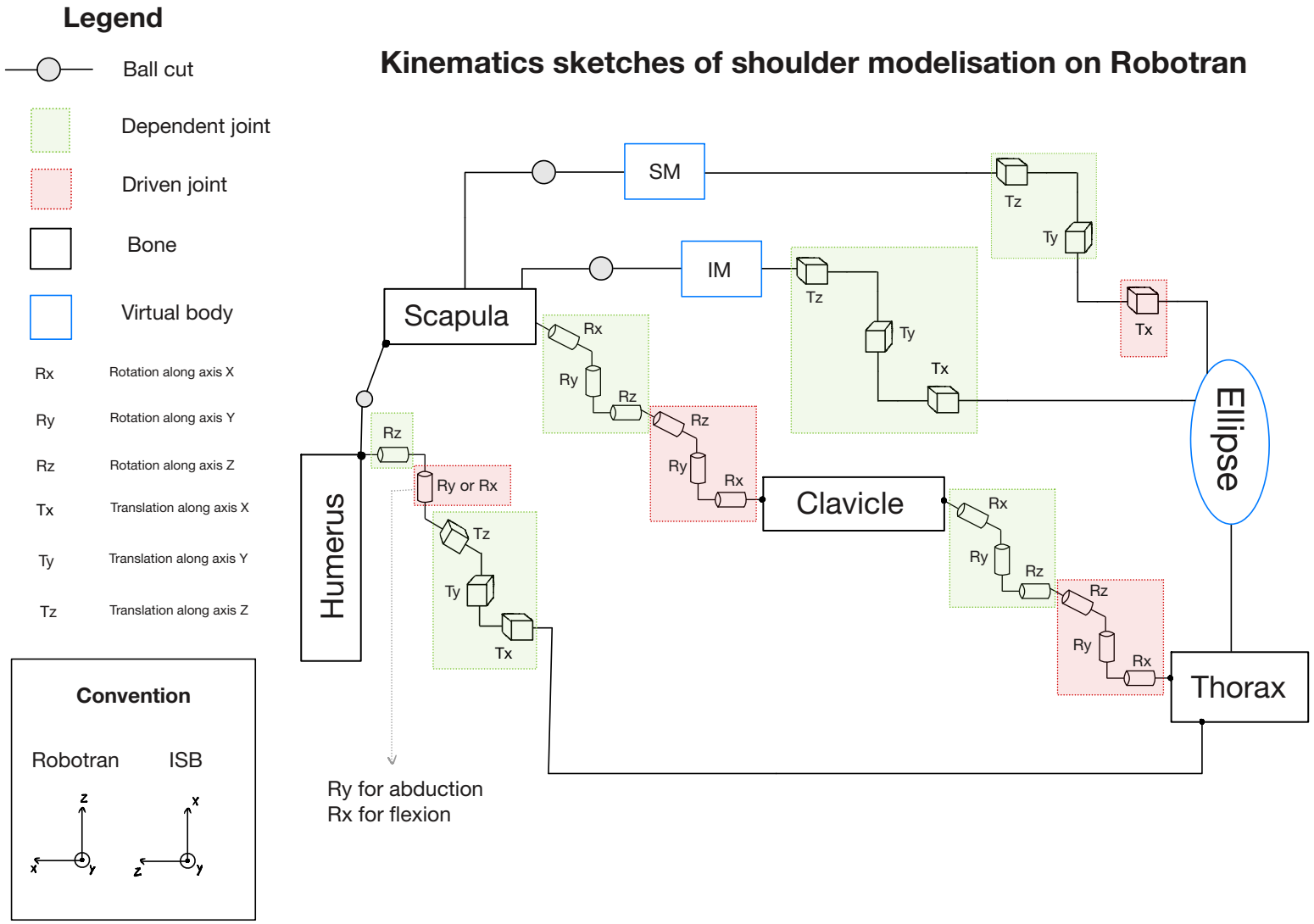


FIGURE 4.3 – Dessin cinématique du modèle détaillé du modèle de Robotran. La convention utilisée pour ce dessin est celle de Robotran.

4.4.1 Sterno-claviculaire (SC)

Comme le montre la Figure 4.3 ci-dessus, l'articulation sterno-claviculaire (SC) se décompose en 6 liaisons élémentaires à 1 degré de liberté. Les trois premières (séquence Rx-Ry-Rz) sont des liaisons pilotées fixes. Elles encodent l'orientation anatomique initiale de la clavicule par rapport au thorax et ne varient pas au cours de la simulation. Les trois suivantes (séquence Rz-Ry-Rx) sont des liaisons dépendantes. Leurs valeurs sont déterminées à chaque pas de temps par le rythme scapulo-huméral en fonction de l'élévation huméro-thoracique (θ_{HT}) (voir Section 4.6). L'articulation SC se comporte ainsi comme une articulation sphérique, les trois liaisons fixes servant uniquement à définir la configuration de référence.

4.4.2 Scapulo-thoracique (ST)

La contrainte ST est modélisée par deux points virtuels sur le bord médial (voir Figure 4.2) de la scapula. L'angle supérieur médial (SM) et l'angle inférieur médial (IM). Ces deux points sont contraints de rester en permanence sur la surface d'un ellipsoïde représentant le thorax [13]. Les contraintes holonomes associées s'écrivent :

$$h_1 = \frac{x_{SM}^2}{r_x^2} + \frac{y_{SM}^2}{r_y^2} + \frac{z_{SM}^2}{r_z^2} - 1 = 0$$

$$h_2 = \frac{x_{IM}^2}{r_x^2} + \frac{y_{IM}^2}{r_y^2} + \frac{z_{IM}^2}{r_z^2} - 1 = 0$$

Les jacobiennes associées, utilisées par Robotran pour la résolution des équations du mouvement, sont :

$$\frac{\partial h_1}{\partial \mathbf{q}} = \left[\frac{2x_{SM}}{r_x^2}, \ \frac{2y_{SM}}{r_y^2}, \ \frac{2z_{SM}}{r_z^2} \right]$$

$$\frac{\partial h_2}{\partial \mathbf{q}} = \left[\frac{2x_{IM}}{r_x^2}, \ \frac{2y_{IM}}{r_y^2}, \ \frac{2z_{IM}}{r_z^2} \right]$$

où (x, y, z) désignent les coordonnées du point dans le repère du thorax, et (r_x, r_y, r_z) les demi-axes de l'ellipsoïde. Les valeurs retenues sont : $r_x = 100{,}85$ mm, $r_y = 121{,}17$ mm, $r_z = 241{,}44$mm, légèrement augmentées par rapport à celles de Garner & Pandy[15] pour tenir compte de l'épaisseur des tissus mous (muscles, peau) qui séparent la scapula de la cage thoracique.

Chaque point est relié au thorax par une séquence de translations Tx-Ty-Tz (voir Figure 4.3). Pour IM, les trois translations sont dépendantes. Pour SM, la translation Tx est pilotée et fixée à zéro, bloquant le déplacement latéral afin de reproduire un comportement anatomique plus réaliste.

4.4.3 Acromio-claviculaire (AC)

L'articulation AC (voir Figure 4.3) se décompose en 6 liaisons élémentaires à 1 degré de liberté. Les trois premières sont des liaisons pilotées fixes encodant l'orientation anatomique initiale de la scapula par rapport à la clavicule. Les trois liaisons dépendantes découlent directement des contraintes ST définies ci-dessus. Les deux contraintes ellipsoïdales h_1 et h_2 imposent chacune une équation sur la position de la scapula, rendant deux liaisons AC dépendantes. La fixation de Tx_{SM} (Figure 4.3) introduit une contrainte supplémentaire sur la position de SM. Pour que le bilan des degrés de liberté soit correct, une troisième liaison AC doit être rendue dépendante en compensation. Au total, les trois liaisons dépendantes de l'AC sont donc entièrement déterminées par la géométrie du contact scapulo-thoracique.

4.4.4 Gléno-humérale (GH)

L'articulation gléno-humérale (GH) relie l'humérus à la scapula. Contrairement à SC et AC qui forment la chaîne principale thorax→clavicule→scapula, GH n'est pas placée en bout de cette chaîne. Si l'humérus était connecté en bout de chaîne (thorax→clavicule→scapula→humérus), l'angle entre l'humérus et le thorax dépendrait de toutes les rotations en amont et ne serait plus un paramètre pilote indépendant. Pour éviter cela, l'humérus est connecté directement au thorax via une sous-chaîne séparée (voir Figure 4.3). Cette sous-chaîne modélise l'élévation huméro-thoracique θ_{HT}, c'est-à-dire l'angle entre l'axe long de l'humérus et la verticale thoracique, indépendamment des rotations de la clavicule et de la scapula. θ_{HT} est ainsi directement comparable aux données cliniques de la littérature. Ce choix architectural a aussi une conséquence intéressante : raccourcir la clavicule déplace la scapula vers le thorax, ce qui repositionne l'acromion et modifie l'espace sous-acromial disponible (et donc le ROM). Ce point sera détaillé dans la Section 4.7.3. L'élévation HT est modélisée de la manière suivante (voir Figure 4.3) :

1. **Ancrage thoracique.** Un point fixe sur le thorax matérialise la position de repos du centre GH.
2. **Translations dépendantes** Tx, Ty, Tz. Ces trois translations permettent au centre GH de suivre la scapula. Leurs valeurs sont résolues par fermeture de boucle.
3. **Élévation huméro-thoracique** θ_{HT} (liaison pilotée). L'angle entre l'humérus et la verticale thoracique, indépendant des rotations de la clavicule et de la scapula.
4. **Rotation axiale** $\theta_{HT,\text{axial}}$. Rotation interne/externe de l'humérus, couplée à θ_{HT} par contrainte holonome.
5. **Fermeture de boucle (ball cut).** Un point GH est défini côté scapula et un autre côté thorax. Le ball cut impose la coïncidence permanente de ces deux points, ce qui génère 3 contraintes algébriques forçant Robotran à résoudre Tx, Ty, Tz à chaque pas de temps.

Angle gléno-huméral : grandeur de post-traitement L'angle gléno-huméral est calculé en post-traitement. L'élévation totale du bras (θ_{HT}) est partagée entre la scapula et l'articulation GH : une partie est assurée par la sonnette latérale de la scapula (3.7), et le reste par GH. L'angle gléno-huméral s'obtient donc par soustraction :

$$\theta_{GH} = \theta_{HT} - \theta_{ST,\,X_{ISB}}, \tag{4.3}$$

où $\theta_{ST,\,X_{ISB}}$ est la sonnette latérale de la scapula par rapport au thorax. La composante X_{ISB} est retenue car c'est la seule rotation scapulaire dont l'axe est approximativement parallèle à l'axe d'élévation de l'humérus : elle seule contribue directement à réduire l'angle entre l'humérus et la scapula dans le plan du mouvement. Les deux autres composantes (Y_{ISB} : protraction, Z_{ISB} : bascule antérieure) agissent autour d'axes différents et interviennent peu dans cette décomposition. En toute rigueur, $\theta_{ST,\,X_{ISB}}$ étant un angle d'Euler dans une séquence Y-X-Z, son axe physique dépend de la rotation Y_{ISB} précédente et ne coïncide pas exactement avec l'axe coronal fixe. Cette soustraction scalaire est donc une approximation de la projection dans le plan du mouvement (plan coronal pour l'abduction et plan sagittal pour la flexion (voir 2.4)), valide tant que Y_{ISB} reste modéré. Ce qui est le cas pour les amplitudes typiques rencontrées en abduction et en flexion.

4.5 Orientations initiales des os

Au repos (position anatomique de référence), chaque os de l'épaule présente une orientation bien définie par rapport à son os parent. Les matrices de rotation utilisées proviennent des données du

projet "Visible Human Project" (VHP) rapporté par Garner & Pandy [15]. La convention de repère adoptée est illustrée à la Figure 4.3. La séquence Robotran X-Y-Z correspond à la séquence ISB Z-X-Y.

Placer correctement ces orientations initiales est essentiel. Dans Robotran, les angles articulaires sont mesurés relativement à la configuration initiale. Une matrice de pré-rotation incorrecte fausserait les résultats. Ces matrices doivent être appliquées aux articulations fixes, séparément des articulations dépendantes. Si les deux étaient confondus, les amplitudes exprimées en convention ISB seraient fausses.

4.5.1 Matrice de rotation

Dans Robotran [18], l'orientation du repère du corps enfant i, $\{\hat{\mathbf{X}}^i\}$, par rapport au repère du corps parent h, $\{\hat{\mathbf{X}}^h\}$, est décrite par une matrice de rotation $R^{i,h} \in SO(3)$ définie par :

$$[\hat{\mathbf{X}}^i] = R^{i,h}\,[\hat{\mathbf{X}}^h] \tag{4.4}$$

Chaque colonne de $R^{i,h}$ contient les coordonnées d'un axe du repère enfant i exprimées dans le repère parent h :

$$R^{i,h} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}^i & \mathbf{y}^i & \mathbf{z}^i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \tag{4.5}$$

$R^{i,h}$ est orthogonale ($(R^{i,h})^\top R^{i,h} = \mathbf{I}$) et de déterminant $+1$, de sorte que la matrice inverse est simplement la transposée : $R^{h,i} = (R^{i,h})^\top$. Elle possède seulement trois paramètres indépendants qui correspondent exactement aux trois degrés de liberté en rotation d'un corps rigide.

4.5.2 Séquence d'angles d'Euler

Dans Robotran, une orientation n'est pas renseignée directement sous forme matricielle, mais comme une séquence de trois angles d'Euler. Chaque angle représente une rotation élémentaire autour d'un axe. La succession des trois rotations reproduit la matrice R complète.

La séquence $X(q_1) \to Y(q_2) \to Z(q_3)$ est adoptée (séquence X-Y-Z). En notant $c_i = \cos(q_i)$ et $s_i = \sin(q_i)$, la forme analytique de la matrice résultante est :

$$R(q_1, q_2, q_3) = \begin{bmatrix} c_2 c_3 & -c_2 s_3 & s_2 \\ s_1 s_2 c_3 + c_1 s_3 & -s_1 s_2 s_3 + c_1 c_3 & -s_1 c_2 \\ -c_1 s_2 c_3 + s_1 s_3 & c_1 s_2 s_3 + s_1 c_3 & c_1 c_2 \end{bmatrix} \tag{4.6}$$

4.5.3 Extraction numérique des angles d'Euler

Connaissant les coefficients numériques de R tabulés dans Garner & Pandy [15], les trois angles s'obtiennent en inversant les relations de l'équation (4.6). Pour la séquence X-Y-Z, la procédure décrite par Slabaugh [21] donne :

$$q_2 = \arcsin(r_{13}), \tag{4.7}$$

$$q_1 = \operatorname{atan2}(-r_{23},\ r_{33}), \tag{4.8}$$

$$q_3 = \operatorname{atan2}(-r_{12},\ r_{11}). \tag{4.9}$$

En pratique, plutôt que d'implémenter ces formules à la main (avec la gestion délicate des cas dégénérés lorsque $\cos(q_2) \approx 0$ (gimbal lock) [21]), la fonction `Rotation.from_matrix(R).as_euler('xyz')`

de la bibliothèque `scipy.spatial.transform` est utilisée. Celle-ci traite les cas singuliers automatiquement et retourne directement (q_1, q_2, q_3) en radians.

Cette procédure est appliquée aux deux articulations SC et AC à partir des matrices de rotation de Garner & Pandy [15]. Les valeurs numériques résultantes sont reportées en Annexe (Tableau B.1).

4.6 Rythme scapulo-huméral

4.6.1 Rappel et stratégie de modélisation

Le rythme scapulo-huméral (RSH) désigne la coordination cinématique entre la scapula, la clavicule et l'humérus lors de l'élévation du bras (voir Section 2.5). Dans le modèle, ce couplage est implémenté par deux éléments : un paramètre pilote représentant l'élévation de l'humérus, et une loi de couplage reliant les angles de la clavicule à l'élévation huméro-thoracique θ_{HT}, calibrée sur des données expérimentales.

4.6.2 Paramètre pilote : l'angle huméro-thoracique

Les données cliniques expriment les orientations de la clavicule et de la scapula en fonction de l'élévation HT (l'angle entre l'axe long de l'humérus et la verticale thoracique). Cet angle est utilisé comme paramètre pilote afin que les courbes de RSH simulées soient directement comparables aux données de la littérature.

Dans Robotran, θ_{HT} est imposé par un profil linéaire sur une durée $t_{\text{end}} = 3$ s [1], de 0° à 180° :

$$\theta_{HT}(t) = \omega \cdot t, \qquad \omega = \frac{\theta_{\max}}{t_{\text{end}}}, \qquad \dot{\theta}_{HT} = \omega = \text{cste}, \qquad \ddot{\theta}_{HT} = 0. \tag{4.10}$$

La valeur de 180° constitue une borne supérieure physiologique. Aucun mouvement d'épaule humain ne dépasse cette limite, ce qui garantit que la simulation reste dans un domaine réaliste.

Un ressort simulant un muscle serait également possible, mais le couple appliqué ne serait pas constant tout au long du mouvement, ce qui produirait une élévation HT non linéaire. Dans la littérature, le mouvement est réalisé à vitesse angulaire constante, d'où le choix d'une loi linéaire.

4.6.3 Loi de couplage de l'articulation SC

Les angles $\theta_{SC,z}$, $\theta_{SC,y}$ et $\theta_{SC,x}$ constituent la séquence d'Euler Z–Y–X (Robotran), soit Y–X–Z (ISB), qui encode le mouvement de la clavicule par rapport au thorax, au-dessus de la pré-orientation fixe $\theta^0_{SC,x}$, $\theta^0_{SC,y}$, $\theta^0_{SC,z}$ issue de Garner & Pandy. La correspondance d'axes Robotran $\leftrightarrow$ ISB est rappelée au Tableau 4.1.

Articulation Robotran	Axe ISB	Mouvement anatomique
$\theta_{SC,z}$	Y_{ISB}	Protraction (+) / rétraction (−)
$\theta_{SC,y}$	X_{ISB}	Dépression (+) / Élévation (−)
$\theta_{SC,x}$	Z_{ISB}	Rotation postérieure (+) / antérieure (−)

Tableau 4.1 – Correspondance entre les articulations Robotran SC et les axes ISB pour la clavicule.

1. La simulation est réalisée avec un pas de temps $\Delta t = 1$ ms. Le choix de 3 secondes permet une élévation angulaire constante de $\omega = 60°/\text{s}$.

Pour reproduire le RSH, chaque articulation SC doit suivre une loi fonction de l'élévation huméro-thoracique θ_{HT}. L'orientation totale de la clavicule par rapport au thorax s'écrit :

$$R^{\text{clav, thx}} = R_{\text{pré}}\, R_{\text{RSH}}, \tag{4.11}$$

où $R_{\text{pré}} = R_x(\theta^0_{SC,x})\, R_y(\theta^0_{SC,y})\, R_z(\theta^0_{SC,z})$ est la pré-rotation fixe de Garner & Pandy et $R_{\text{RSH}} = R_z(\theta_{SC,z})\, R_y(\theta_{SC,y})\, R_x(\theta_{SC,x})$ est la rotation produite par les angles du rythme (issus de la littérature). Le problème est que ces données donnent les angles ISB totaux de la clavicule, alors que Robotran a besoin des angles RSH seuls, sans la pré-rotation de Garner & Pandy. Il faut donc soustraire mathématiquement cette pré-rotation avant de faire la régression.

Inversion de la pré-rotation La procédure suivante est appliquée pour chaque point de référence $(\theta^{(k)}_{HT},\, Y^{(k)}_{ISB},\, X^{(k)}_{ISB},\, Z^{(k)}_{ISB})$, où k indexe les N points extraits de la littérature.

1. La matrice de rotation cible est construite dans la convention ISB :

$$R^{(k)}_{\text{cible}} = R_z(Y^{(k)}_{ISB})\, R_y(X^{(k)}_{ISB})\, R_x(Z^{(k)}_{ISB}). \tag{4.12}$$

2. La pré-rotation est inversée pour isoler la contribution propre au rythme :

$$R^{(k)}_{\text{RSH}} = R^{\top}_{\text{pré}}\, R^{(k)}_{\text{cible}}. \tag{4.13}$$

3. $R^{(k)}_{\text{RSH}}$ est décomposée selon la séquence Robotran Z–Y–X, ce qui fournit directement le triplet d'articulations cibles :

$$(\theta^{(k)}_{SC,z},\, \theta^{(k)}_{SC,y},\, \theta^{(k)}_{SC,x}) = \text{décompose}_{ZYX}\left(R^{(k)}_{\text{RSH}}\right). \tag{4.14}$$

Régression polynomiale Seuls les incréments par rapport à la configuration de repos sont conservés :

$$\Delta q^{(k)}_{SC} = q^{(k)}_{SC} - q^{(0)}_{SC}. \tag{4.15}$$

Ce choix garantit que les angles $\theta_{SC,x}$, $\theta_{SC,y}$ et $\theta_{SC,z}$ restent nuls à $t = 0$, conformément à la convention Robotran (les angles initiaux sont encodés dans $R_{\text{pré}}$).

Un polynôme passant par l'origine est ensuite régressé par moindres carrés sur les couples $(\theta^{(k)}_{HT},\, \Delta q^{(k)}_{SC})$:

$$f(\theta_{HT}) = a\,\theta_{HT} + b\,\theta^2_{HT} + c\,\theta^3_{HT} + \ldots, \qquad f(0) = 0. \tag{4.16}$$

Le degré du polynôme est choisi selon le mouvement modélisé. La régularité C^∞ du polynôme garantit une jacobienne continue et un terme $\dot{J}\dot{q}$ borné. Les coefficients obtenus pour chaque mouvement sont reportés dans les sections correspondantes (Sections 4.7 et 4.8).

Mise en contrainte holonome Chaque couplage est traduit en une contrainte holonome :

$$h_i(q) = q_{SC,i} - f_i(\theta_{HT}) = 0, \tag{4.17}$$

L'élévation est saturée à $[0°,\, 180°]$ pour garantir un comportement borné hors de la plage physiologique.

La jacobienne et le terme $\dot{J}\dot{q}$ sont fournis analytiquement à Robotran. En notant $f_i'(\theta_{HT})$ et $f_i''(\theta_{HT})$ les dérivées du polynôme par rapport à θ_{HT} :

$$f_i'(\theta_{HT}) = a_i + 2b_i\,\theta_{HT} + 3c_i\,\theta^2_{HT} + \ldots, \qquad f_i''(\theta_{HT}) = 2b_i + 6c_i\,\theta_{HT} + \ldots \tag{4.18}$$

4.6.4 Rotation axiale humérale

La rotation axiale interne/externe de l'humérus (voir 3.8) est quasi nulle en début d'élévation, puis évolue de façon monotone avant de se stabiliser en fin de mouvement.

Bornes de la transition La borne inférieure $\theta_{HT,\min} = 30°$ est choisie selon à la littérature. En dessous de ce seuil, la rotation axiale de l'humérus est négligeable pour les deux mouvements simulés (abduction et flexion), l'élévation initiale étant quasi exclusivement assurée par l'articulation gléno-humérale [22]. La borne supérieure $\theta_{HT,\max} = 160°$ correspond à la plage au-delà de laquelle la rotation axiale n'évolue plus de manière significative (que ce soit en abduction ou en flexion). Au-delà de 160° d'élévation HT, le mouvement est physiologiquement proche de son amplitude maximale et la rotation axiale se stabilise.

Choix de l'interpolation cubique de Hermite Entre ces deux bornes, la rotation axiale doit transiter de façon continue et différentiable. On cherche une fonction d'interpolation normalisée $S : [0,1] \to [0,1]$, où $t = 0$ correspond à $\theta_{HT,\min}$ et $t = 1$ à $\theta_{HT,\max}$. Les quatre conditions aux limites sont :

$$S(0) = 0, \quad S(1) = 1, \quad S'(0) = 0, \quad S'(1) = 0. \tag{4.19}$$

La rotation axiale commence et se stabilise progressivement. Les conditions garantissent également la continuité C^1 de la jacobienne $\partial h/\partial q$ aux points de transition $\theta_{HT,\min}$ et $\theta_{HT,\max}$. Ceci est une condition nécessaire à la robustesse du partitionnement des coordonnées. Robotran réduit le système DAE en un système ODE via MBsPart et une discontinuité de jacobienne perturberait cette réduction en introduisant des discontinuités dans la base des coordonnées indépendantes. Un polynôme de degré 2 ne peut satisfaire ces quatre conditions simultanément car il manque un paramètre libre. Le polynôme cubique est donc la solution de degré minimal vérifiant l'ensemble des quatre conditions (4.19), ce qui conduit à la fonction de transition cubique de Hermite :

$$S(t) = 3t^2 - 2t^3, \qquad t = \frac{\theta_{HT} - \theta_{HT,\min}}{\theta_{HT,\max} - \theta_{HT,\min}} \in [0,1]. \tag{4.20}$$

Cette contrainte constitue h_6 du modèle. Sa jacobienne et son $\dot{J}\dot{q}$ sont dérivés de manière identique aux articulations SC.

4.6.5 Articulation AC : pilotée implicitement par la contrainte scapulo-thoracique

Contrairement aux angles SC, aucune donnée expérimentale n'est nécessaire pour les angles AC. Les deux contraintes ellipsoïdales h_1 et h_2 combinées à la fixité de Tx_{SM} (Figure 4.3) représentent exactement trois équations, ce qui consomme les trois degrés de liberté restants de la scapula par rapport à la clavicule. Les angles $\theta_{AC,x}$, $\theta_{AC,y}$ et $\theta_{AC,z}$ sont donc entièrement déterminés par la géométrie du contact ST et émergent directement de la résolution des contraintes holonomes par Robotran.

Récapitulatif des contraintes et du paramètre pilote

Le Tableau 4.2 rassemble l'ensemble des contraintes holonomes et du paramètre pilote implémentés dans le modèle.

Articulation	Variable	Type	Loi
HT	θ_{HT}	piloté	Loi linéaire (Eq. 4.10)
ST	SM sur ellipsoïde	h_1	Contrainte ellipsoïdale
	IM sur ellipsoïde	h_2	Contrainte ellipsoïdale
SC	$\theta_{SC,z}$	h_3	Polynôme $f_3(\theta_{HT})$
	$\theta_{SC,y}$	h_4	Polynôme $f_4(\theta_{HT})$
	$\theta_{SC,x}$	h_5	Polynôme $f_5(\theta_{HT})$
GH	$\theta_{HT,\text{axial}}$	h_6	Transition cubique $S(t)$, $\theta_{HT} \in [30°, 160°]$
AC	$\theta_{AC,x}$, $\theta_{AC,y}$, $\theta_{AC,z}$	—	Aucune (déterminée par la boucle fermée)

TABLEAU 4.2 – Contraintes holonomes et paramètre pilote du modèle.

4.7 Abduction dans le plan coronal

Pour simuler l'abduction dans le plan coronal, l'élévation huméro-thoracique (θ_{HT}) est balayé de 0° à 180° à vitesse constante. Pour reproduire ce mouvement il faut les coefficients du polynôme de couplage SC (calibrés sur des données expérimentales issues de la littérature) et un critère permettant de déterminer le ROM maximal atteignable.

4.7.1 Coefficients SC pour l'abduction

Les données de référence sont issues de la littérature [23]. Sept points répartis de 0° à 180° d'élévation huméro-thoracique (Tableau 4.3). La procédure d'inversion de la pré-rotation décrite à la Section 4.6.3 est appliquée à ces sept points. Ce qui fournit pour chaque angle SC un incrément cible $\Delta\theta_{SC}^{(k)}$ par rapport à la posture de référence. Une régression cubique passant par l'origine est ensuite effectuée sur ces incréments. Les coefficients résultants sont reportés en Annexe (Tableaux E.1).

θ_{HT} (°)	Y_{ISB} (°)	X_{ISB} (°)	Z_{ISB} (°)
0,25	−28,65	−6,26	+0,03
30,28	−32,52	−6,82	+3,40
60,31	−36,32	−10,78	+7,08
90,34	−43,74	−12,15	+11,55
120,37	−50,88	−13,50	+21,89
150,40	−58,11	−15,57	+29,33
180,42	−59,20	−13,45	+33,06

TABLEAU 4.3 – Points de référence de l'orientation claviculaire en convention ISB, issus de la littérature (Sahara et al. [24]). Y_{ISB} : protraction/rétraction. X_{ISB} : élévation/dépression. Z_{ISB} : rotation axiale postérieure.

Ces coefficients sont implémentés sous forme de trois contraintes holonomes $h_i(\mathbf{q}) = \theta_{SC,i} - f_i(\theta_{HT}) = 0$, avec θ_{HT} saturé à $[0°, 180°]$.

4.7.2 Calcul du ROM par détection de contact osseux

Pour déterminer la fin d'amplitude lors d'un mouvement de l'épaule d'un point de vue cinématique, un contact os-os est implémenté. Ce terme désigne l'utilisation de deux points osseux précis pour modéliser un espace sous-acromial minimal, qui détermine le ROM (amplitude maximale du mouvement).

Points osseux Pour le mouvement d'abduction, la face inférieure du bord antéro-latéral de l'acromion (qui fait partie de la scapula) (voir Figure 4.5) et le col chirurgical de l'humérus sont les deux points anatomiques qui se rapprochent le plus en fin d'abduction [25].

Face inférieure du bord antéro-latéral de l'acromion Pour localiser le bord antéro-latéral de l'acromion, les insertions musculaires décrites dans Garner & Pandy [6] servent de référence. La partie acromiale du deltoïde a pour origine toute la surface acromiale de l'acromion (Figure 4.4), que Garner a approximée par un seul point. Ce point est retenu comme référence, adapté verticalement pour cibler le bord antéro-latéral de l'acromion [26].

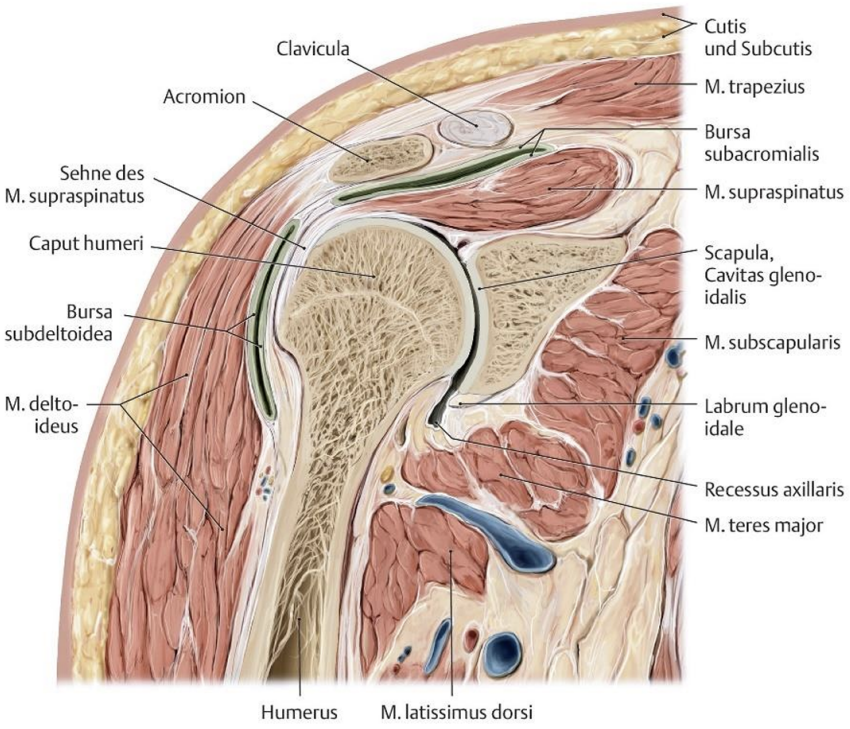


FIGURE 4.4 – Insertions du deltoïde acromial sur le bord latéral de l'acromion, d'après [26].

Dans Robotran, un point d'ancrage correspondant à l'origine du deltoïde acromial est placé à partir de l'articulation AC. Un capteur est associé à ce point afin de récupérer ses coordonnées absolues tout au long de la simulation.

Col chirurgical de l'humérus Le col chirurgical de l'humérus n'est pas un point unique mais plutôt un cercle entourant l'humérus (voir Figure 4.5). Pour reconstruire ce cercle, trois données issues de la littérature sont utilisées :

— le col chirurgical se situe en moyenne à 38 mm de l'apex de la tête humérale [27] ;

— le repère de référence est celui de l'articulation gléno-humérale (GH), que Garner [15] a estimé comme étant le centre d'une sphère représentant la tête humérale de rayon 25 mm ;
— la circonférence moyenne du col chirurgical est de 74,8 mm chez l'homme (les données du projet VHP de Garner ayant été obtenues sur un sujet masculin) [28].

Le repère de l'articulation GH est orienté comme suit :
— Z selon l'axe de la longueur humérale ;
— X et Y perpendiculaires à Z.

La coordonnée z du col chirurgical dans le repère GH s'en déduit directement :

$$z = 25 - 38 = -13 \text{ mm} \tag{4.21}$$

Pour les coordonnées x et y, le cercle du col chirurgical est échantillonné en $N = 16$ points répartis uniformément. Le rayon du cercle est obtenu à partir de la circonférence [28] :

$$r = \frac{74{,}8}{2\pi} \approx 11{,}90 \text{ mm} \tag{4.22}$$

Les 16 points ont pour coordonnées $(x_k, y_k, z) = (r\cos\theta_k,\ r\sin\theta_k,\ -13 \text{ mm})$ avec $\theta_k = k \cdot 22{,}5°$, $k = 0, \ldots, 15$. Les valeurs numériques sont reportées en Annexe (Tableau D.1).

Ces 16 points sont placés dans MBsysPad à l'aide d'un point d'ancrage. Au bout de chaque point d'ancrage, un capteur est ajouté afin d'obtenir leurs positions absolues au cours de la simulation.

Valeur seuil (threshold) Il reste à définir une distance minimale entre le col chirurgical et le bord antéro-latéral de l'acromion, qui servira de critère pour déterminer l'amplitude maximale d'abduction. Cette distance correspond à l'épaisseur des tissus mous qui se trouvent dans l'espace sous-acromial en fin d'abduction.

Entre ces deux repères osseux se trouvent principalement trois structures anatomiques : le ligament coraco-acromial (LCA) [9], la bourse sous-deltoïdienne [29] et la capsule articulaire supérieure [30].

En fin d'abduction, chez des patients sains, le ligament coraco-acromial présente une épaisseur moyenne de $2{,}1 \pm 0{,}6$ mm [31]. La bourse sous-deltoïdienne, au repos, a une épaisseur moyenne de 1,3 mm mais peut atteindre 2 mm même chez un sujet sain [32]. Quant à la capsule articulaire, son épaisseur se situe entre 1 et 1,9 mm lorsque le bras est au repos [33]. Cependant, en fin d'abduction dans le plan coronal, la capsule se replie sur elle-même et peut ainsi doubler d'épaisseur, atteignant jusqu'à 3,8 mm [34].

En additionnant ces contributions, la valeur seuil est comprise entre 4,8 mm et 8,5 mm. La valeur maximale de 8,5 mm est retenue. Elle correspond à un sujet sain avec des tissus à pleine épaisseur, ce qui constitue l'hypothèse la plus conservative et évite de surestimer l'amplitude simulée.

Une condition de type threshold est implémentée. Dès qu'un des 16 points du col chirurgical atteint cette distance minimale avec la face inférieure du bord antéro-latéral de l'acromion, la simulation s'arrête et la valeur angulaire atteinte par chacune des articulations est relevée. Ceci fournit le ROM (amplitude totale) d'abduction ainsi que la contribution de chaque articulation au mouvement.

4.7.3 Étude paramétrique : influence de la longueur de la clavicule

La longueur de la clavicule influe directement sur la position de la scapula par rapport à l'humérus et donc sur l'espace sous-acromial disponible. Pour quantifier cet effet, une étude paramétrique est réalisée en faisant varier la longueur de la clavicule autour de sa valeur de référence.

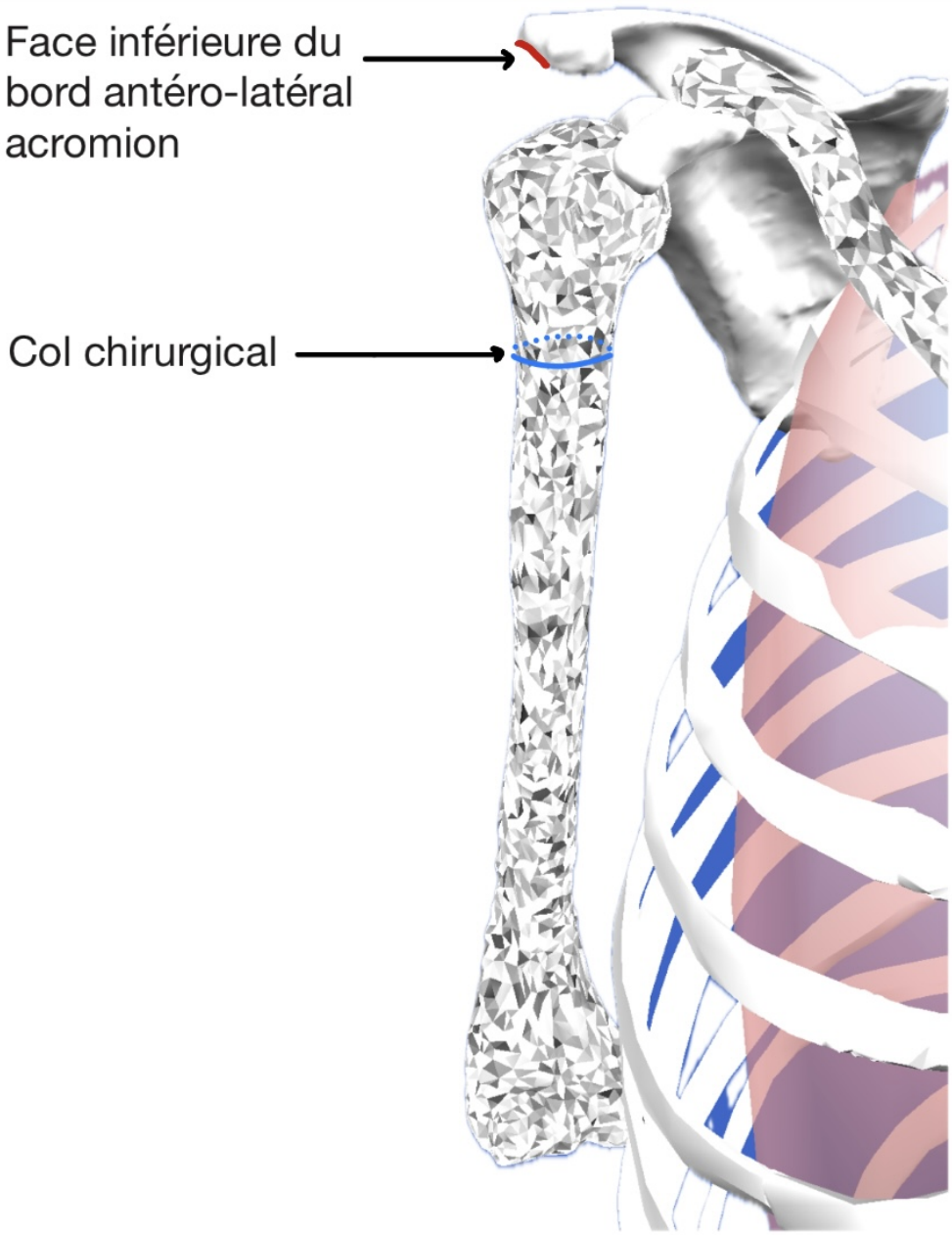


FIGURE 4.5 – Localisation anatomique du col chirurgical de l'humérus et de la face inférieure du bord antéro-latéral de l'acromion

Seul le raccourcissement est considéré. Allonger une clavicule saine n'a pas de pertinence médicale, tandis que le raccourcissement correspond à une séquelle fréquente de fracture de la clavicule. Pour le sujet du Visible Human Project de Garner & Pandy, la longueur de référence est de 15,417 cm. Trois niveaux de raccourcissement sont simulés : 10 %, 15 % et 20 % de la longueur de référence, ce qui correspond à des longueurs de 13,875 cm, 13,104 cm et 12,334 cm respectivement.

Chaque valeur est renseignée manuellement dans l'interface graphique de Robotran (MBsysPad), qui propage automatiquement la modification à l'ensemble de la géométrie du modèle. La simulation est ensuite relancée pour chaque longueur. Trois grandeurs sont analysées : la position initiale de la scapula au repos, l'évolution de sa cinématique au cours du mouvement, et l'amplitude maximale déterminée par détection de contact osseux.

4.8 Modélisation cinématique : flexion dans le plan sagittal

4.8.1 Coefficients SC pour la flexion

Les données de référence disponibles sont issues de Fung et al. [35]. Contrairement à l'abduction, les courbes ISB de la clavicule y sont disponibles de façon dense (pas de 2°, de 14° à 150° d'élévation HT), mais sous une amplitude plus réduite. Les trois composantes ISB (Y_{ISB}, X_{ISB}, Z_{ISB}) sont toutes les trois fittées. La plage est extrapolée linéairement de 150° à 180° à partir de la pente locale en fin de courbe.

La forme du profil en flexion nécessite un polynôme de degré 8 pour limiter les résidus à moins de 0,5° sur l'ensemble de la plage :

$$f(\theta_{HT}) = \sum_{k=1}^{8} a_k \, \theta_{HT}^{k}, \qquad f(0) = 0. \tag{4.23}$$

La Figure 4.6 illustre, pour chacune des trois composantes SC, les valeurs cibles issues de la procédure d'inversion de la pré-rotation (points noirs) et le polynôme ajusté (courbe).

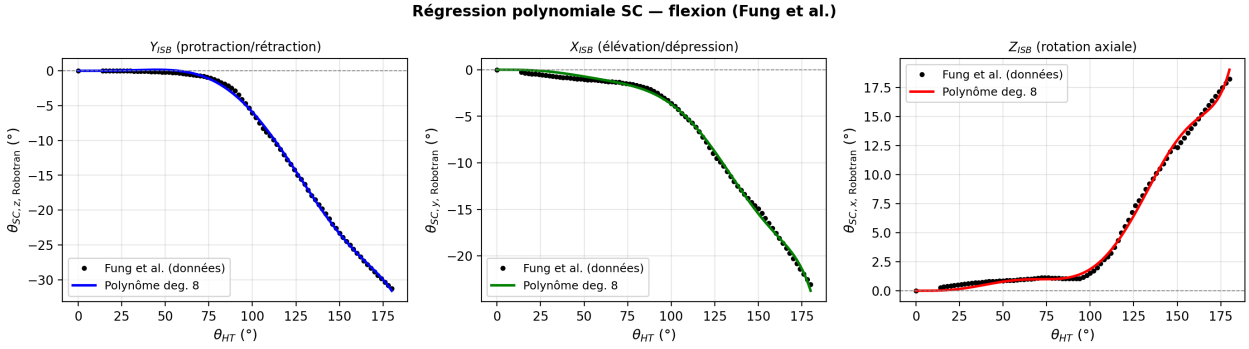


FIGURE 4.6 – Régression polynomiale (degré 8) des trois articulations SC en flexion. Points noirs : valeurs cibles obtenues par inversion de la pré-rotation sur les données de Fung et al. [35]. Courbes : polynôme ajusté $f(\theta_{HT})$.

Les coefficients numériques sont reportés en Annexe (Tableaux E.2 et E.3).

Ces coefficients sont implémentés sous la même forme holonome que pour l'abduction ($h_i(\mathbf{q}) = \theta_{SC,i} - f_i(\theta_{HT}) = 0$).

4.8.2 Calcul du ROM par détection de contact osseux

C'est la même approche que pour l'abduction. La simulation s'arrête dès qu'une distance minimale est atteinte entre deux points osseux. En flexion, le col chirurgical de l'humérus reste le point de référence humeral. Mais le point acromial pertinent devient la face inférieure du bord antérieur de l'acromion (voir Figure 4.7), vers lequel l'humérus progresse en fin de flexion.

Les tissus mous occupant cet espace antérieur sont :

— le ligament coraco-acromial (LCA) : épaisseur moyenne $2{,}1 \pm 0{,}6$ mm [9] ;

— la bourse sous-acromio-deltoïdienne : 1,3 mm au repos, jusqu'à 2 mm chez un sujet sain [29] ;

— le tendon du long biceps : entre 3,3 et 4,7 mm [36].

La valeur seuil est ainsi comprise entre 6,1 mm et 9,4 mm. La valeur maximale est retenue, et le mécanisme d'arrêt est identique à celui de l'abduction.

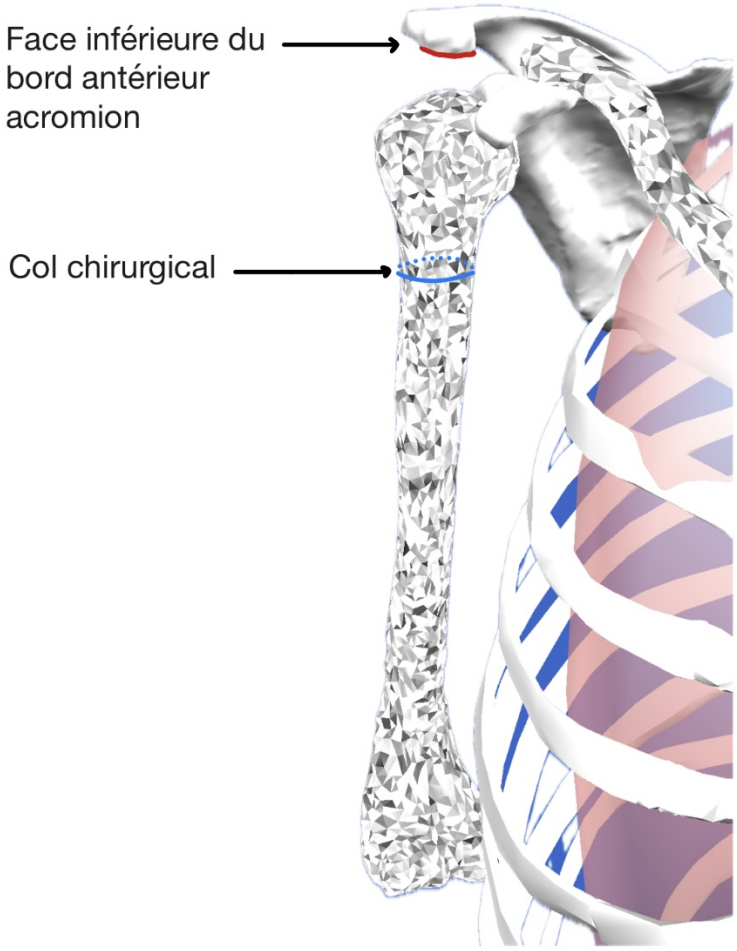


FIGURE 4.7 – Localisation anatomique du col chirurgical de l'humérus et de la face inférieure du bord antérieur de l'acromion

Chapitre 5

Résultats et analyses

Ce chapitre présente les résultats de la simulation pour les deux mouvements étudiés : l'abduction dans le plan coronal et la flexion dans le plan sagittal. Pour chaque mouvement :

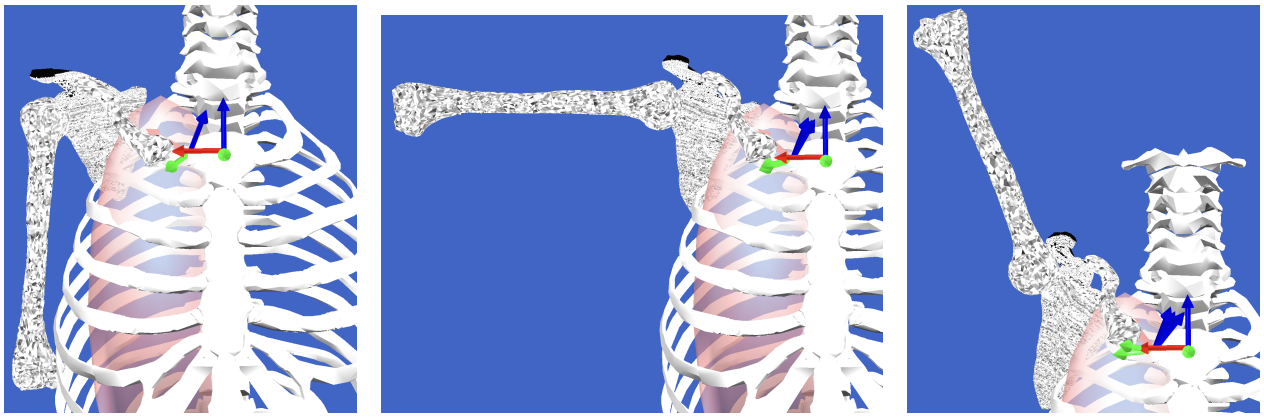
1. la cinématique de chaque articulation (SC, AC, ST et GH) est analysée et comparée à la littérature.
2. l'amplitude huméro-thoracique maximale obtenue par détection de contact osseux est discutée.
3. une validation complémentaire est effectuée via les longueurs musculo-tendineuses.
4. une étude paramétrique de l'influence de la longueur de la clavicule sur la cinématique scapulaire et le ROM est réalisée.

Pour la comparaison avec la littérature, les données du projet Spartacus [37] sont utilisées comme référence principale. Spartacus rassemble les mesures cinématiques de l'épaule issues de plusieurs études utilisant des méthodes invasives (broches intra-corticales, scanner, IRM), considérées comme la méthode de référence en biomécanique du membre supérieur. Toutes les données y sont exprimées dans la convention ISB [16], ce qui permet une comparaison directe avec les angles simulés sans conversion de convention.

5.1 Abduction (plan coronal)

5.1.1 Articulation sterno-claviculaire

La Figure 5.1 présente l'évolution des trois angles d'Euler de la clavicule par rapport au thorax (séquence ISB Y–X–Z) en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT}. La figure présente aussi 3 arrêts images de la simulation Robotran, ce qui permet de visualiser le mouvement HT. Le mouvement SC est plus compliqué à visualiser car c'est une séquence d'Euler et les amplitude sont faibles. Les valeurs initiales et finales obtenues par la simulation sont reportées dans le Tableau 5.1.



$\theta_{HT} = 0°$ $\theta_{HT} = 90°$ $\theta_{HT} = 157,2°$ (position finale)

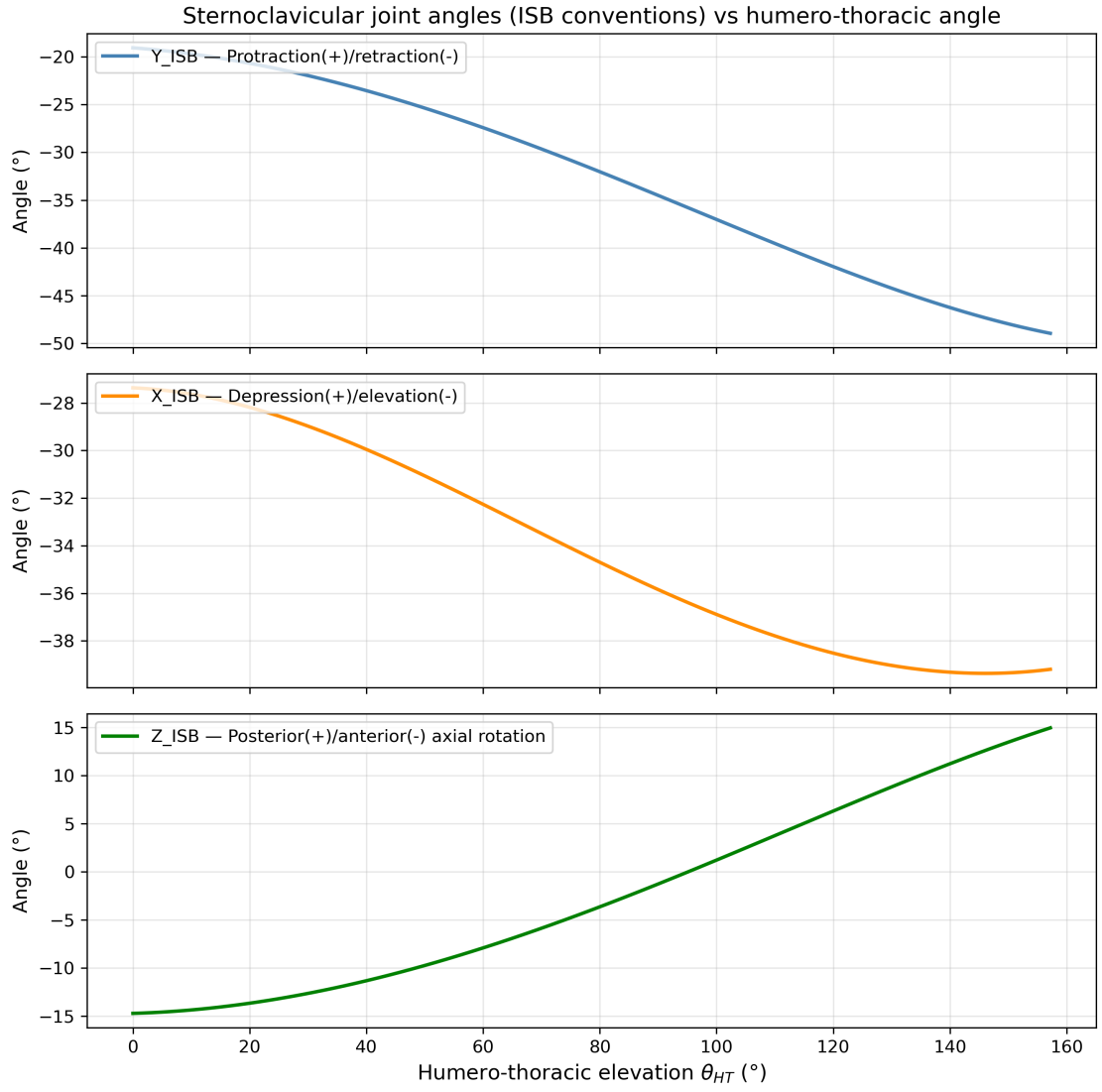


FIGURE 5.1 – Angles absolus de la clavicule par rapport au thorax en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT} (simulation Robotran). Convention ISB : Y_{ISB} (protraction/rétraction), X_{ISB} (élévation/dépression), Z_{ISB} (rotation postérieure/antérieure).

Composante ISB	**Initial (°)**	**Final (°)**	**Δ (°)**
Y_{ISB} — protraction/rétraction	−19,1	−48,9	−29,9
X_{ISB} — élévation/dépression	−27,4	−39,2	−11,8
Z_{ISB} — rotation postérieure/antérieure	−14,7	+15,0	+29,7

TABLEAU 5.1 – Angles absolus de la clavicule par rapport au thorax (convention ISB) au début et à la fin de l'abduction simulée.

Les trois composantes évoluent de façon monotone tout au long du mouvement. Entre 0° et 30° d'élévation, l'amplitude de chaque composante reste inférieure à 5°. Ce comportement est une conséquence directe des données de Sahara [23] utilisées pour la régression. Ces données présentent elles-mêmes très peu de mouvement claviculaire dans cette plage, ce qui est cohérent avec la littérature [22] selon laquelle les 30 premiers degrés d'abduction sont quasi exclusivement assurés par l'articulation gléno-humérale.

La composante Y_{ISB} devient nettement plus négative (−29,9° d'amplitude), ce qui correspond à une rétraction progressive de la clavicule au cours de l'élévation du bras.

La composante X_{ISB} diminue de −11,8°, traduisant une élévation modérée de l'extrémité latérale de la clavicule. Dans le milieu médical, on parle souvent d'une élévation claviculaire de l'ordre de 25° lors de l'abduction [34]. Cette différence vient de la convention utilisée. Les 25° sont généralement mesurés comme un angle absolu dans le plan frontal, tandis que la convention ISB (séquence d'Euler Y–X–Z) décompose l'orientation en rotations successives autour d'axes mobiles, ce qui donne des valeurs numériquement différentes pour la même posture.

La rotation postérieure Z_{ISB} a une amplitude totale de +29,7°.

Les profils des trois courbes sont cohérents avec la loi de couplage imposée via les contraintes holonomes (Section 4.6), ce qui confirme que ces contraintes restent actives et bien satisfaites tout au long de la simulation.

Comparaison avec la courbe de référence ayant servi à la régression. La Figure 5.2 superpose les trois courbes simulées avec les courbes expérimentales de Sahara [23][24] qui ont servi de cibles pour la régression cubique des coefficients du Tableau E.1. L'allure générale des trois composantes est identique entre la simulation et la référence, ce qui valide le bon fonctionnement de l'algorithme d'inversion de la pré-rotation et de la régression. On note cependant un offset constant entre les deux jeux de courbes, dû à la différence entre la posture de référence de Garner & Pandy (utilisée dans notre modèle) et la posture initiale des sujets de Sahara. Cet offset est attendu, puisque seuls les incréments des courbes de référence ont été utilisés lors de la régression (voir Section 4.6.3). On peut aussi constater que la pente initiale et la courbure terminale sont bien reproduites, en particulier pour la rotation axiale postérieure Z_{ISB} qui est la composante la plus difficile à capter en raison de son comportement fortement non linéaire.

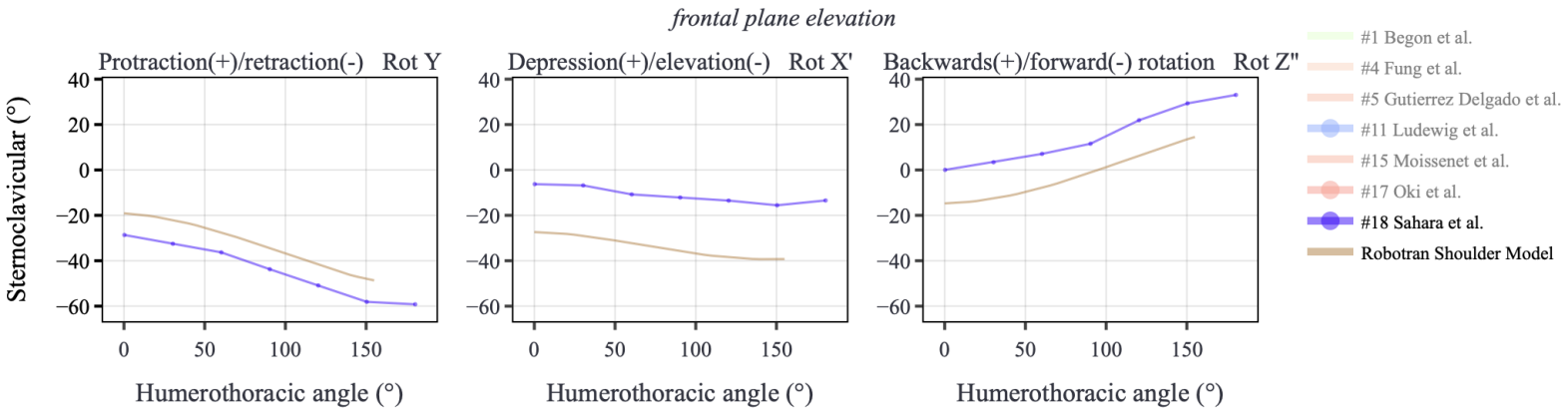


FIGURE 5.2 – Comparaison entre les courbes sterno-claviculaires simulées via Robotran (courbe brune) et les courbes expérimentales de Sahara [23, 24] (courbe mauve) qui ont servi à la régression cubique. Les courbes sont dans la séquences ISB Y-X-Z

Comparaison avec la littérature. La comparaison des amplitudes est effectuée sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique plutôt que sur la plage complète 0°–180°. La raison est que la quasi-totalité des études de référence utilise des broches intra-corticales insérées directement dans les os, une méthode considérée comme l'étalon-or pour la cinématique articulaire mais très invasive, qui empêche les sujets de réaliser le mouvement complet. Ludewig et al., par exemple, ne peuvent pas dépasser 120° en raison de l'encombrement du dispositif. La plage 30°–120° est ainsi la seule commune à l'ensemble des études.

Étude	ΔY_{ISB} (°)	ΔX_{ISB} (°)	ΔZ_{ISB} (°)
Simulation (Robotran)	−20,0	−9,5	+19,0
Sahara et al. [23]	−18,8	−6,7	+18,5
Ludewig et al. [38]	−12,7	−5,2	+21,7
Oki et al. [39]	−17,4	−16,4	+17,1
Begon et al. [40]	−27,9	−12,6	+33,1
Fung et al. [35]	−19,8	−10,2	+16,2
Moyenne littérature	−19,3	−10,2	+21,3

TABLEAU 5.2 – Amplitudes des trois composantes ISB de l'articulation SC sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique.

Pour les trois composantes, la simulation est dans la plage rapportée par la littérature. La rétraction (Y_{ISB}) et l'élévation (X_{ISB}) sont très proches de la moyenne (−19,3° et −10,2°). La rotation axiale (Z_{ISB}) présente une variabilité inter-individuelle plus marquée (Begon et al. (+33,1°) s'écarte nettement des autres) mais la simulation reste dans la plage cohérente des études à échantillon suffisant [41].

Un point important pour la validation. Seule Sahara et al. a servi à calibrer le polynôme de couplage SC. Les quatre autres études sont des comparaisons indépendantes. Le fait qu'elles soient toutes cohérentes avec la simulation valide le modèle au-delà de ses données d'entrée.

La Figure 5.3 superpose les courbes simulées avec l'ensemble des études sur la plage complète. Les

allures sont cohérentes entre toutes les courbes. Chaque composante suit la même tendance générale, ce qui confirme que le modèle reproduit correctement le comportement qualitatif de l'articulation SC.

Un offset en valeur absolue est visible sur les trois composantes, et est particulièrement prononcé pour X_{ISB} (élévation/dépression). Cet offset s'explique par la posture initiale du sujet de Garner & Pandy. Dans la convention ISB, ce sujet présente une dépression claviculaire initiale plus marquée que la moyenne des sujets mesurés dans la littérature. Plus généralement, la position au repos de la clavicule dépend de la morphologie du thorax (taille, courbure) qui varie d'un individu à l'autre [41]. Ces décalages en valeur absolue n'affectent pas la validation par les amplitudes du Tableau 5.2, puisque la régression a été effectuée sur les incréments et non sur les valeurs absolues.

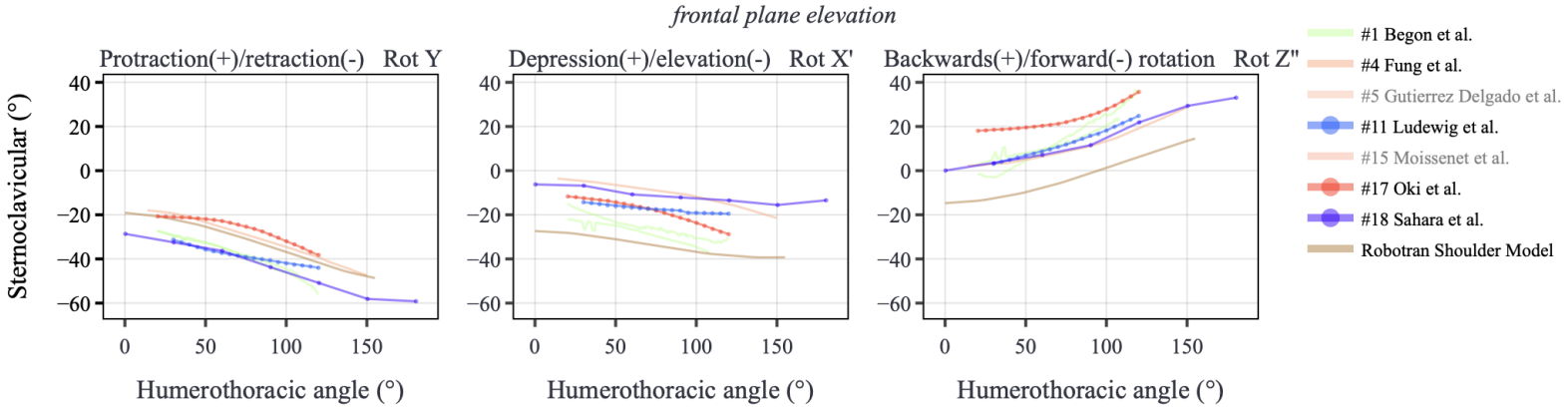


FIGURE 5.3 – Comparaison des courbes sterno-claviculaires simulées avec d'autres données issues de la littérature. [40], [35], [38], [42], [39], [23].

5.1.2 Articulation acromio-claviculaire

La Figure 5.4 montre l'évolution des trois angles d'Euler de l'articulation acromio-claviculaire (séquence ISB Y–X–Z) en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT}. Les valeurs initiales et finales sont reportées dans le Tableau 5.3.

Composante ISB	**Initial (°)**	**Final (°)**	**Δ (°)**
Y_{ISB} — Rotation interne(+)/externe(-)	+64,2	+69,6	+5,4
X_{ISB} — Sonnette médiale(+)/latérale(-)	−11,2	−35,9	−24,7
Z_{ISB} — Bascule postérieure(+)/antérieure(-)	+5,4	+22,4	+17,0

TABLEAU 5.3 – Angles relatifs de la scapula par rapport à la clavicule (convention ISB) au début et à la fin de l'abduction simulée.

Les 30 premiers degrés d'élévation huméro-thoracique produisent peu de mouvement AC, ce qui est cohérent avec la littérature [22].

La sonnette latérale (X_{ISB}) est la composante dominante, avec un delta total de −24,7°. Cette rotation contribue directement à la rotation scapulaire vers le haut observée en ST. La rotation scapulo-thoracique globale est la combinaison de l'élévation SC et de la sonnette AC.

La rotation interne (Y_{ISB}) affiche une valeur initiale de +64,2°, qui reflète l'orientation anatomique au repos de la scapula par rapport à la clavicule (pré-orientation de Garner & Pandy). Le

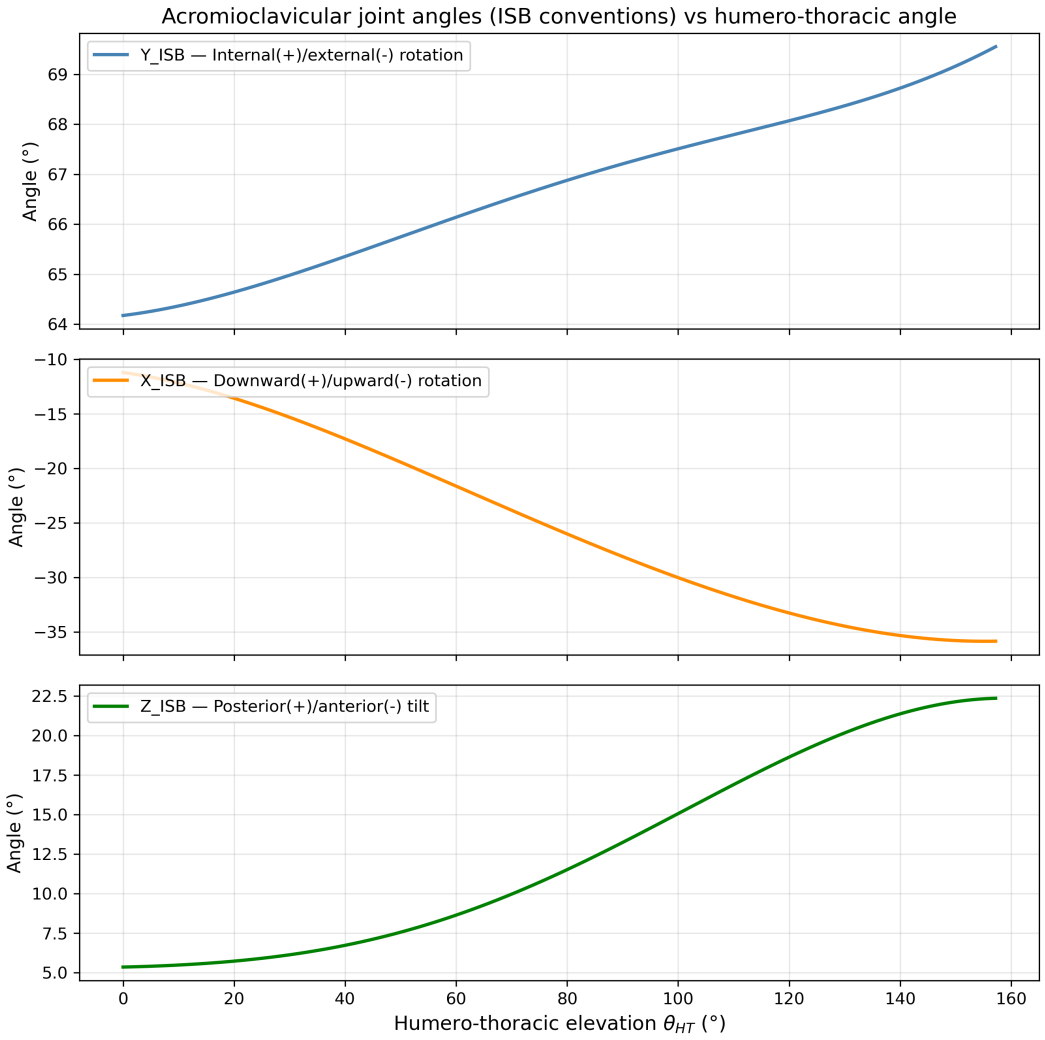


FIGURE 5.4 – Angles relatifs de la scapula par rapport à la clavicule en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT} (simulation Robotran). Convention ISB : Y_{ISB} (rotation interne/externe), X_{ISB} (sonnette médiale/latérale), Z_{ISB} (bascule postérieure/antérieure).

delta sur l'ensemble du mouvement reste faible (+5,4°), avec une progression quasi linéaire, ce qui indique que l'abduction frontale s'accompagne de peu de rotation relative entre scapula et clavicule dans cette direction.

La bascule postérieure (Z_{ISB}) augmente de +17,0° au cours de l'élévation.

Comparaison avec la littérature. Contrairement à SC, les angles AC ne sont imposés par aucune loi empirique. Ils émergent directement de la résolution des contraintes holonomes (ellipsoïde ST + couplage SC–HT). Tout accord ou désaccord avec la littérature est donc une prédiction du modèle.

Le Tableau 5.4 compare les amplitudes sur la plage 30°–120°.

Étude	ΔY_{ISB} (°)	ΔX_{ISB} (°)	ΔZ_{ISB} (°)
Simulation (Robotran)	+3,1	−18,0	+12,5
Ludewig et al. [38]	+2,2	−13,7	+11,5
Begon et al. [40]	+8,5	−5,0	+12,9
Moyenne littérature	+5,4	−9,3	+12,2

TABLEAU 5.4 – Amplitudes des trois composantes ISB de l'articulation AC sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique.

La bascule postérieure (Z_{ISB}) est très bien reproduite. La simulation donne +12,5° contre une moyenne de +12,2° dans la littérature, et une plage allant de +11,5° à +12,9°.

Pour la rotation interne (Y_{ISB}) est également correcte car la simulation (+3,1°) est entre les données de Ludewig et al. (+2,2°) et de Begon et al. (+8,5°).

La sonnette latérale (X_{ISB}) est un peu différente de la littérature. La simulation donne −18,0°, soit une valeur en dehors de la plage rapportée par la littérature (−5,0° à −13,7°, moyenne −9,3°). Le modèle sur-prédit la sonnette latérale d'environ 8° par rapport à la moyenne. Cet écart s'explique par la géométrie de l'ellipsoïde thoracique ou par la loi de couplage SC–HT.

La Figure 5.5 superpose les courbes simulées avec celles de Ludewig et al. et Begon et al. sur la plage complète. Pour Y_{ISB}, les courbes présentent la même allure générale et la courbe simulée se situe entre celle de Ludewig et al. et celle de Begon et al., ce qui est cohérent avec le résultat du tableau. Pour X_{ISB}, la courbe simulée se superpose presque parfaitement à celle de Ludewig et al. La courbe de Begon et al. présente un offset plus élevé en valeur absolue, ce qui s'explique par le faible effectif de cette étude (deux participants) dont la sonnette latérale initiale était plus importante que celle du sujet de Garner & Pandy. Pour Z_{ISB}, toutes les courbes partagent non seulement la même amplitude mais aussi la même allure et un offset similaire, ce qui confirme que cette composante est très bien reproduite par le modèle.

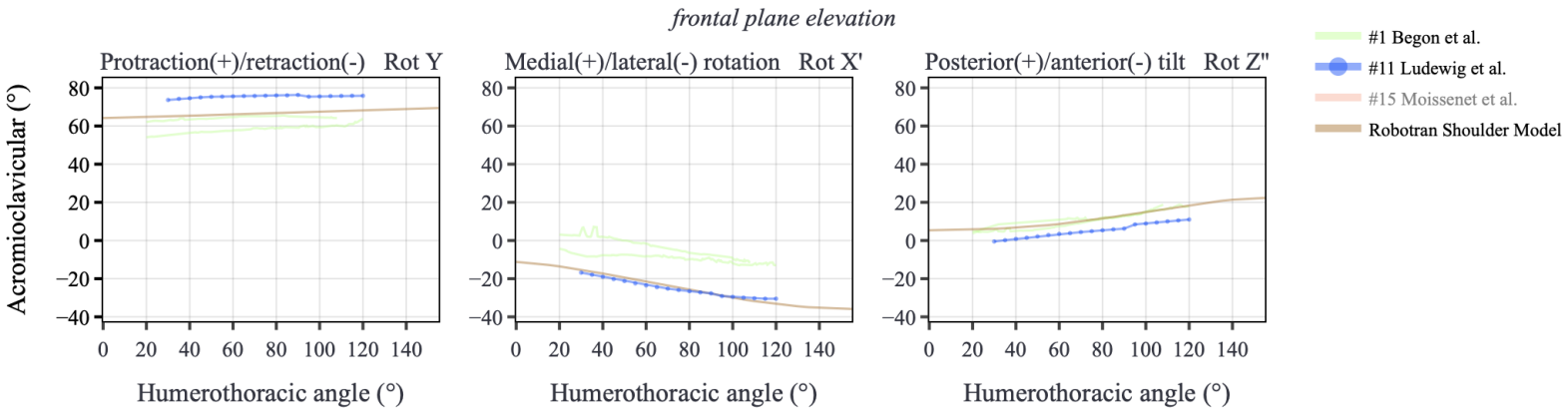


FIGURE 5.5 – Comparaison des courbes acromio-claviculaires simulées avec les données de la littérature. [40], [38]

5.1.3 Articulation scapulo-thoracique

La Figure 5.6 montre l'évolution des trois angles absolus de la scapula par rapport au thorax (convention ISB) en fonction de l'angle huméro-thoracique. La figure présente aussi 3 arrêts images de la simulation Robotran, ce qui permet de visualiser le mouvement de la scapula le long de l'abduction. Les valeurs initiales et Le Tableau 5.5 récapitule les valeurs initiales et finales.

Composante ISB	**Initial (°)**	**Final (°)**	**Δ (°)**
Y_{ISB} — Rotation interne(+)/externe(-)	+47,2	+65,3	+18,1
X_{ISB} — Sonnette médiale(+)/latérale(-)	−9,4	−50,3	−40,9
Z_{ISB} — Bascule postérieure(+)/antérieure(-)	−25,9	−32,5	−6,6

TABLEAU 5.5 – Angles absolus de la scapula par rapport au thorax au début et à la fin de l'abduction simulée.

Comme pour SC et AC, les 30 premiers degrés d'élévation produisent peu de mouvement scapulo-thoracique (−5,4° pour X_{ISB}, +1,2° pour Y_{ISB}), ce qui est cohérent avec la littérature [22].

La composante dominante est la sonnette latérale (X_{ISB}), avec une amplitude totale de −40,9°. Ce mouvement est le résultat combiné de l'élévation SC et de la sonnette latérale AC, deux composantes analysées dans les sections précédentes.

La rotation interne (Y_{ISB}) affiche une valeur initiale de +47,2°, qui reflète l'orientation anatomique au repos de la scapula par rapport au thorax (pré-orientation de Garner & Pandy). Le delta total est de +18,1°.

La bascule (Z_{ISB}) reste faible sur toute la plage (−6,6° au total), avec une amplitude quasi nulle avant 30° (−0,5°) qui augmente légèrement en fin de mouvement.

Comparaison avec la littérature. Le Tableau 5.6 compare les amplitudes ST sur la plage 30°–120° avec cinq études de la littérature issues du jeu de données Spartacus.



$\theta_{HT} = 0°$ $\theta_{HT} = 90°$ $\theta_{HT} = 157°$ (position finale)

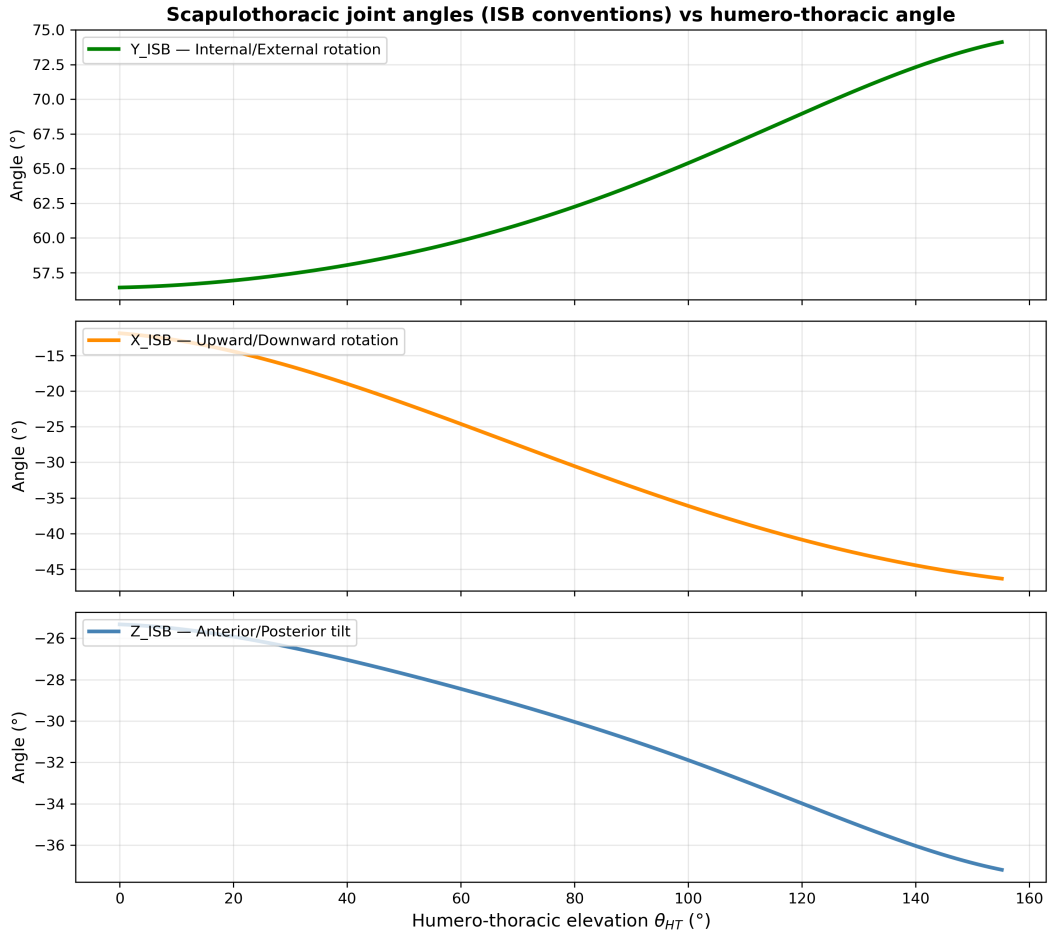


FIGURE 5.6 – Angles absolus de la scapula par rapport au thorax en fonction de l'angle huméro-thoracique (simulation Robotran).

Étude	ΔY_{ISB} (°)	ΔX_{ISB} (°)	ΔZ_{ISB} (°)
Simulation (Robotran)	+11,4	−28,7	−3,7
Ludewig et al. [38]	+7,0	−32,9	−0,1
Oki et al. [39]	−6,8	−35,4	+8,5
Begon et al. [40]	+3,9	−39,4	+3,2
Chu et al. [43]	+5,4	−31,9	+7,9
Matsumura et al. [44]	−2,0	−28,1	+14,0
Moyenne littérature	+1,5	−33,5	+6,7

TABLEAU 5.6 – Amplitudes des trois composantes ISB de l'articulation ST sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique.

La sonnette latérale (X_{ISB}) est la composante la mieux reproduite. −28,7° simulés se situent dans la plage de la littérature (−28,1° à −39,4°), à l'extrémité basse de la distribution (légère sous-estimation de la rotation scapulaire vers le haut). C'est néanmoins un accord satisfaisant pour la composante biomécanique la plus importante.

La rotation interne (Y_{ISB}) est la composante la plus différente. +11,4° simulés dépassent le maximum rapporté dans la littérature (+7,0°, Ludewig et al.), alors que la moyenne des cinq études est de +1,5°. La littérature montre une grande variabilité sur cette composante (de −6,8° à +7,0°), ce qui reflète sa sensibilité aux différences anatomiques inter-sujets et aux protocoles de mesure. Le modèle sur-prédit la rotation interne, ce qui peut s'expliquer par la géométrie de l'ellipsoïde thoracique imposant une trajectoire scapulaire légèrement différente de celle du sujet réel.

La bascule (Z_{ISB}) présente un désaccord systématique en signe. Le modèle donne −3,7° alors que quatre des cinq études rapportent des valeurs positives (de −0,1° à +14,0°, moyenne +6,7°). La magnitude reste faible dans les deux cas, mais le signe opposé indique que le modèle ne reproduit pas fidèlement la bascule postérieure progressive de la scapula décrite dans la littérature. Cet écart est lié à la différence sur Y_{ISB}. La courbure de l'ellipsoïde thoracique du sujet VHP de Garner & Pandy contraint la scapula à une trajectoire légèrement décalée vers l'antérieur.

La Figure 5.7 superpose les courbes simulées avec celles de la littérature sur la plage complète. Pour Y_{ISB}, un offset d'environ 25° est visible entre le modèle et les courbes de Matsumura, Oki et Chu, mais la courbe simulée se superpose presque parfaitement à celle de Ludewig et al., tant en allure qu'en valeur absolue. Pour X_{ISB}, la courbe simulée partage la même allure et le même offset que Ludewig et al., Chu et al. et Begon et al., ce qui confirme le bon accord sur cette composante dominante. Pour Z_{ISB}, toutes les courbes présentent la même allure, mais la courbe simulée est décalée d'environ 10°–15° par rapport au reste de la littérature, ce qui est cohérent avec le désaccord en signe identifié dans le tableau des amplitudes.

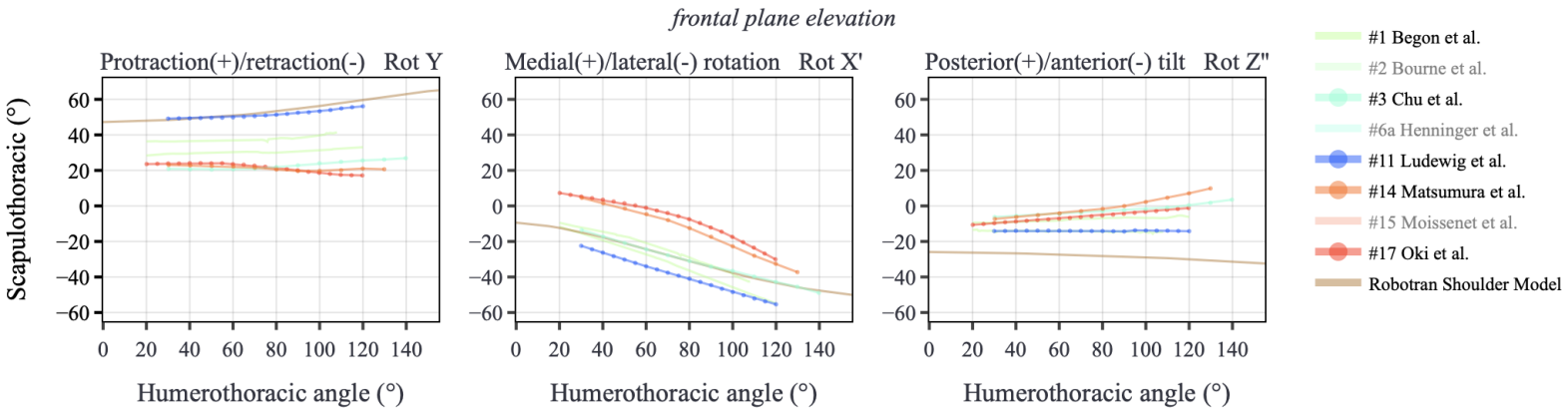


FIGURE 5.7 – Comparaison des courbes scapulo-thoraciques simulées avec les données de la littérature. [40, 43, 38, 44, 39].

5.1.4 Articulation gléno-humérale

Comme détaillé dans la Section 4.4.4, l'angle gléno-huméral n'est pas une articulation du modèle mais une grandeur calculée en post-traitement à partir de l'équation (4.3) :

$$\theta_{GH} = \theta_{HT} - \theta_{ST,X_{ISB}}$$

où $\theta_{ST,X_{ISB}}$ est la sonnette latérale de la scapula par rapport au thorax (composante X_{ISB} de l'articulation ST).

La Figure 5.8 montre l'évolution de θ_{GH} au cours de l'abduction. L'élévation GH atteint 116,3° en fin de mouvement. Cette valeur est obtenue par soustraction scalaire dans le plan frontal, et non par une décomposition d'Euler ISB de la rotation humérus/scapula. Elle n'est donc pas directement comparable à des mesures ISB de la littérature. Elle reste néanmoins cohérente avec les valeurs physiologiques de référence : selon Inman et al. [22], l'élévation GH atteint environ 120° en fin d'abduction.

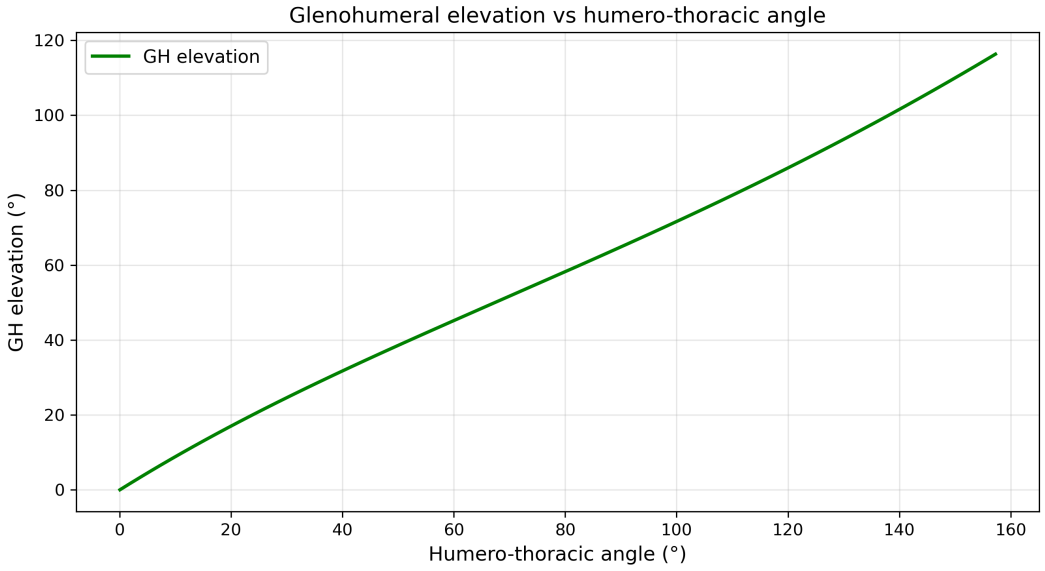


FIGURE 5.8 – Élévation gléno-humérale estimée ($\theta_{GH} = \theta_{HT} - \theta_{ST,\,X_{ISB}}$) en fonction de l'angle huméro-thoracique. L'élévation GH atteint 116,3° en fin d'abduction.

La rotation axiale ($\theta_{HT,\text{axial}}$) est une liaison dépendante imposée par la fonction de transition cubique (voir Section 4.6). Ce n'est pas une prédiction du modèle mais un paramètre d'entrée. L'amplitude totale de −50,0° a été fixée explicitement dans les contraintes holonomes sur la base de données physiologiques. La Figure 5.9 confirme que la loi produit un profil lisse et continu, conforme au comportement attendu.

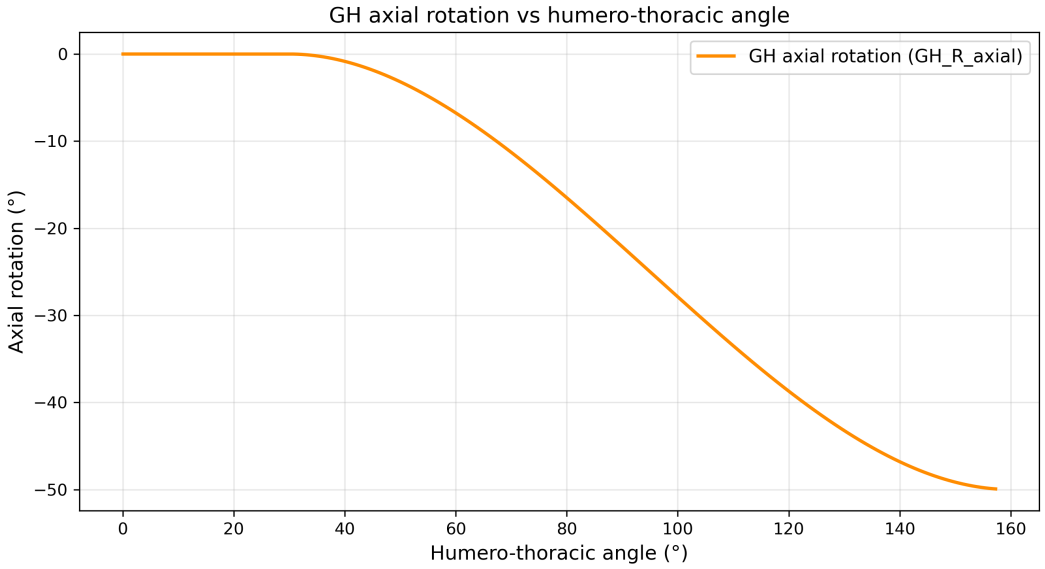


FIGURE 5.9 – Rotation axiale huméro-thoracique ($\theta_{HT,\text{axial}}$) en fonction de θ_{HT}. Cette rotation est imposée par la fonction de transition cubique et atteint −50,0° en fin d'abduction.

5.1.5 Détection valeur seuil

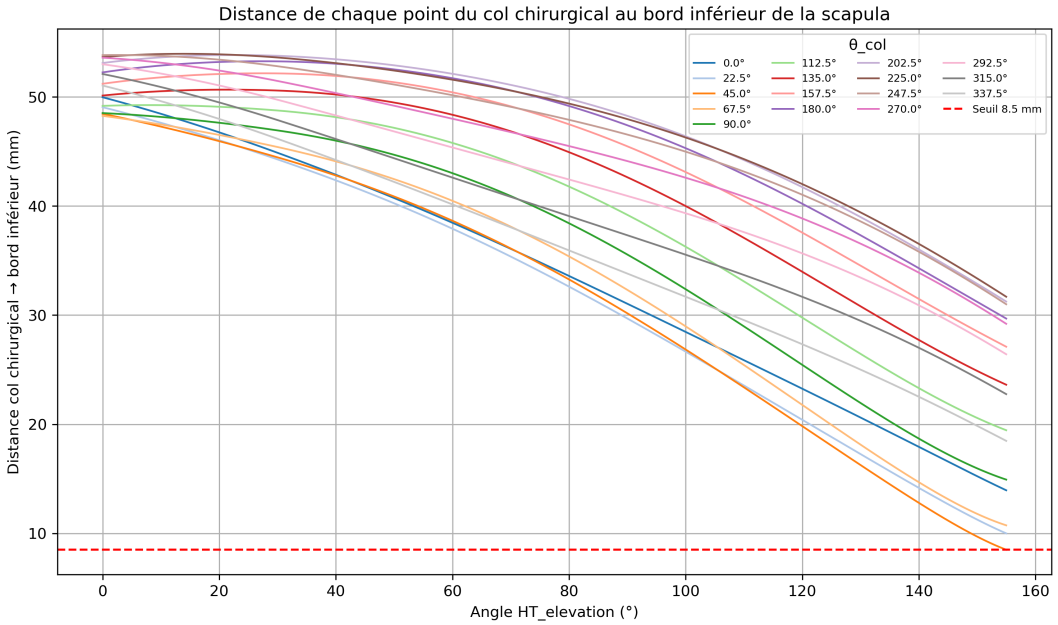


FIGURE 5.10 – Distance de chaque point du col chirurgical à la face inférieure du bord antéro-latéral de l'acromion en fonction de l'angle huméro-thoracique (simulation Robotran). La ligne rouge indique le seuil d'impingement.

La Figure 5.10 présente l'évolution des seize distances entre chaque point du col chirurgical de l'humérus et la face inférieure du bord antéro-latéral de l'acromion, en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT}. Avec le seuil de 8,5 mm retenu (voir Section 4.7), la simulation s'arrête au premier point franchissant cette distance. C'est le point $\theta = 22{,}5°$ qui est le premier à l'atteindre, à $\theta_{HT} = 157{,}2°$.

Les données font apparaître un gradient antéro-postérieur marqué et croissant tout au long du mouvement. En position initiale ($\theta_{HT} = 0°$), les seize distances sont proches (47,6 mm à 53,9 mm, écart de 6,3 mm). Dès $\theta_{HT} = 90°$, l'écart atteint 19,1 mm (28,6 mm en face antérieure contre 47,7 mm en face postérieure). En fin d'abduction, le point le plus éloigné ($\theta = 180°$) se trouve encore à 30,7 mm du bord acromial, tandis que le point $\theta = 22{,}5°$ est à 8,5 mm, soit au niveau du seuil.

L'amplitude simulée de 157,2° est physiologiquement cohérente avec un sujet adulte sain. Gill et al. [7], dans une cohorte de 2 404 adultes sans douleur d'épaule, fournissent des données normatives par tranches d'âge de cinq ans. Sur la tranche 20–54 ans (car au-delà le ROM diminue progressivement avec le vieillissement musculo-squelettique [7]) les médianes d'abduction active se situent entre 152° et 162°, avec des intervalles interquartiles (IQR) couvrant 141°–172°. La valeur simulée de 157,2° se situe directement dans la plage des médianes populationnelles. L'amplitude exacte dépend de la géométrie de l'ellipsoïde thoracique issue de la morphologie du sujet VHP de Garner & Pandy et du seuil de contact retenu (8,5 mm). Une valeur différente de l'un ou l'autre de ces paramètres décalerait directement l'amplitude simulée.

5.1.6 Validation du modèle

Un deuxième critère de validation, complémentaire à la comparaison avec la littérature, repose sur les bornes physiologiques des unités musculo-tendineuses (MTU). Garner & Pandy [6] ont mesuré, pour chaque muscle de leur modèle, une longueur minimale $L_{\mathrm{MTU,min}}$ et une longueur maximale $L_{\mathrm{MTU,max}}$ sur le sujet du Visible Human Project (VHP). $L_{\mathrm{MTU,max}}$ correspond à la longueur atteinte lorsque l'articulation est déplacée jusqu'aux limites du sinus articulaire défini par Engin et al. [45], soit l'enveloppe tridimensionnelle de mobilité volontaire maximale obtenue par circumduction sur dix jeunes adultes sains. Un dépassement significatif de cette borne indique que la simulation sort de l'enveloppe de référence, qu'il provienne de la géométrie musculaire ou de la loi de couplage scapulo-humérale. En revanche, un léger dépassement peut être cinématiquement cohérent. Le sinus d'Engin est une enveloppe 3D globale qui n'est pas forcément atteinte par un mouvement isolé dans un seul plan.

La longueur MTU est calculée géométriquement dans le modèle comme la somme des distances entre l'origine, les éventuels via points et l'insertion, enregistrée à chaque pas de temps. Cette approche est exacte uniquement si le trajet musculaire est rectiligne entre les points d'ancrage. Pour les muscles à trajet complexe (grand dorsal, grand rond, grand pectoral), le trajet réel emprunte des cylindres ou sphères de redirection qui ne sont pas modélisés ici. Pour cette validation, deux muscles à trajet rectiligne sont retenus, pour lesquels la comparaison avec les bornes de Garner est directement interprétable. Le sous-clavier (subclavius) et le petit pectoral (pectoralis minor). Ces deux muscles s'étirent progressivement au cours de l'abduction. Le sous-clavier avec la montée de la clavicule, le petit pectoral avec la sonnette latérale de la scapula.

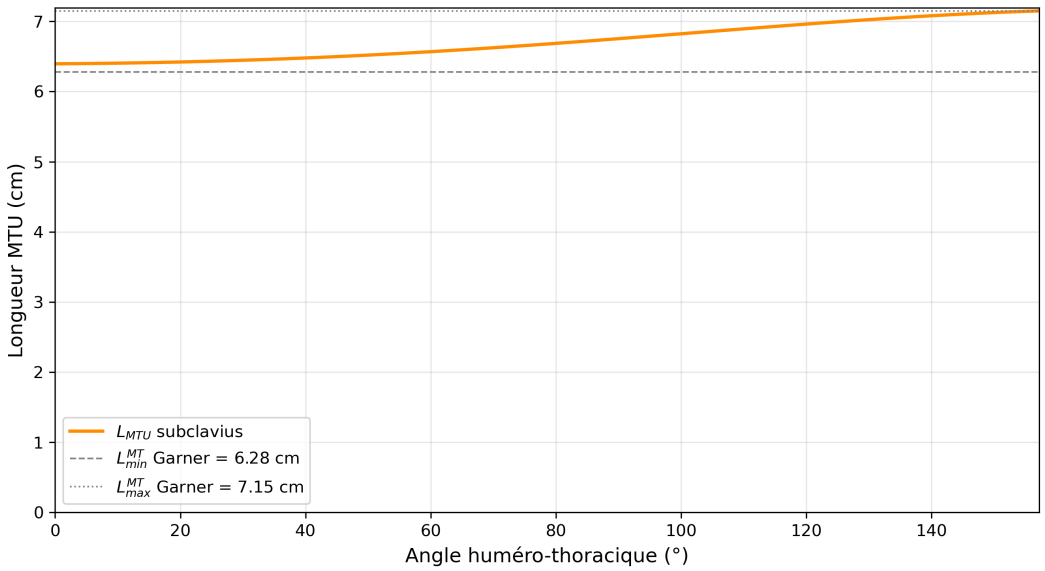


FIGURE 5.11 – Longueur MTU du sous-clavier (subclavius) en fonction de l'angle huméro-thoracique. Les lignes pointillées indiquent les bornes physiologiques de Garner & Pandy.

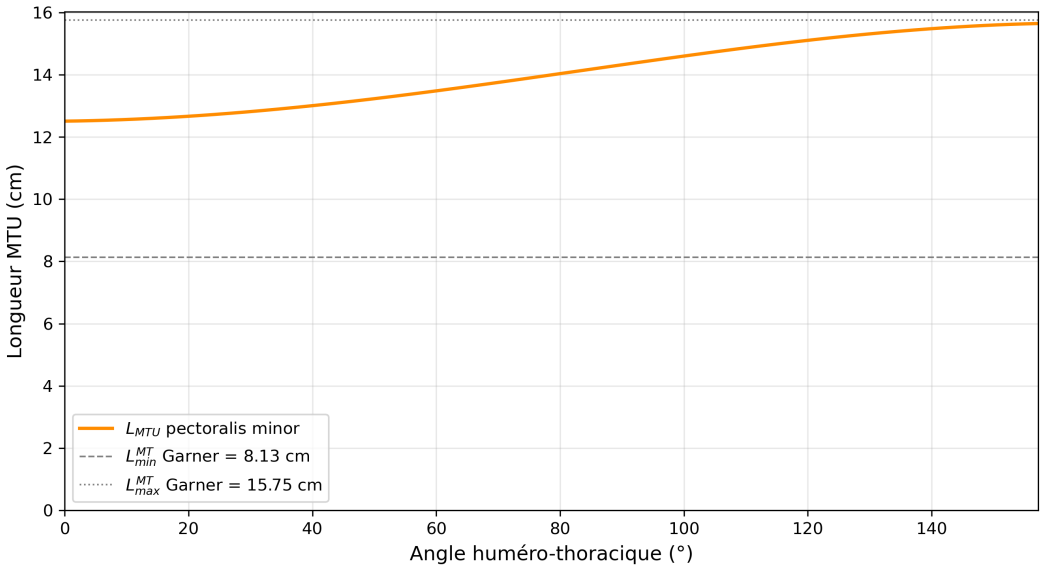


FIGURE 5.12 – Longueur MTU du petit pectoral (pectoralis minor) en fonction de l'angle huméro-thoracique. Les lignes pointillées indiquent les bornes physiologiques de Garner & Pandy.

Le Tableau 5.7 regroupe les bornes de Garner et les valeurs simulées en position initiale et en fin d'abduction ($\theta_{HT} = 157{,}2°$).

TABLEAU 5.7 – Longueurs physiologiques de référence (Garner & Pandy) et valeurs simulées en début et en fin d'abduction pour les deux muscles à trajet rectiligne.

Muscle	L_{min} (cm)	L_{max} (cm)	L_{init} (cm)	L_{fin} (cm)
Sous-clavier (subclavius)	6,28	7,15	6,40	7,15
Petit pectoral (pectoralis minor)	8,13	15,75	12,51	15,64

Le petit pectoral reste dans sa plage physiologique tout au long du mouvement : 15,64 cm en fin d'abduction, soit 0,11 cm en dessous de la borne maximale de 15,75 cm. Le sous-clavier atteint exactement la borne maximale de Garner & Pandy (7,15 cm), ce qui valide la cinématique claviculaire simulée. La scapula utilise l'intégralité de l'enveloppe physiologique du sous-clavier sans la dépasser. Ces résultats indiquent que la cinématique simulée est cohérente avec les données morphométriques de Garner pour les muscles dont le trajet est directement modélisable dans le cadre du modèle.

5.2 Flexion (plan sagittal)

La flexion sagittale est simulée en imposant une élévation progressive de l'angle huméro-thoracique dans le plan sagittal. Le rythme scapulo-huméral est prescrit à partir des données de Fung et al. [35], mesurées spécifiquement en flexion sagittale sur des sujets sains. La structure des résultats est identique à celle présentée pour l'abduction. Les angles articulaires absolus sont exprimés selon la convention ISB (Y–X–Z) et comparés avec les données disponibles dans la littérature sur la plage commune 30°–120°.

5.2.1 Articulation sterno-claviculaire

La Figure 5.13 présente l'évolution des trois composantes ISB de la clavicule par rapport au thorax en fonction de l'angle huméro-thoracique. La figure présente aussi 3 arrêts images de la simulation Robotran, ce qui permet de visualiser le mouvement HT en flexion. Les valeurs initiales, finales et les amplitudes totales sont reportées dans le Tableau 5.8.

Composante ISB	**Initial (°)**	**Final (°)**	**Δ (°)**
Y_{ISB} — protraction/rétraction	−19,1	−51,3	−32,2
X_{ISB} — élévation/dépression	−27,4	−49,8	−22,4
Z_{ISB} — rotation postérieure/antérieure	−14,7	+16,7	+31,4

TABLEAU 5.8 – Angles absolus de la clavicule par rapport au thorax (convention ISB) au début et à la fin de la flexion simulée ($\theta_{HT} = 166{,}6°$).

La composante Y_{ISB} diminue de $-32{,}2°$, traduisant une rétraction progressive de la clavicule comparable en amplitude à ce qui est observé en abduction ($-29{,}9°$). La composante X_{ISB} présente l'écart le plus notable par rapport à l'abduction. Son amplitude de $-22{,}4°$ est presque le double de la valeur obtenue en abduction ($-11{,}8°$), ce qui indique que la flexion sagittale mobilise davantage l'articulation SC en élévation claviculaire. La rotation axiale Z_{ISB} atteint $+31{,}4°$, valeur pratiquement identique à celle de l'abduction ($+31{,}6°$), ce qui suggère que cette composante est peu dépendante du plan d'élévation choisi.

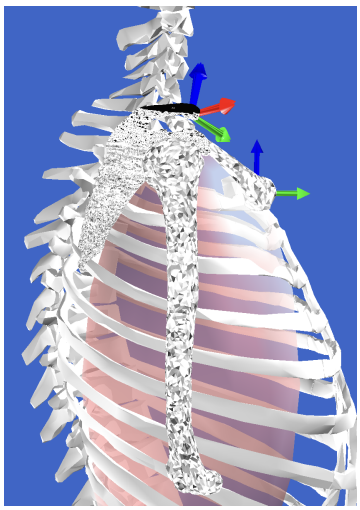
Comparaison avec la littérature. Le Tableau 5.9 compare les amplitudes sur la plage 30°–120° avec les données de la littérature disponibles pour la flexion sagittale.

Étude	ΔY_{ISB} (°)	ΔX_{ISB} (°)	ΔZ_{ISB} (°)
Simulation (Robotran)	−12,9	−9,8	+11,0
Ludewig et al. [38]	−11,3	−4,4	+25,0
Oki et al. [39]	−5,0	−15,2	+13,8
Fung et al. [35]	−13,1	−9,6	+11,1
Begon et al. [40]	−13,9	−2,8	+24,5
Moyenne littérature	−10,8	−8,0	+18,6

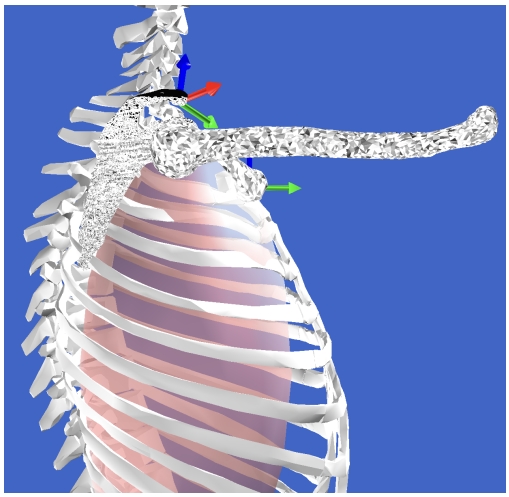
TABLEAU 5.9 – Amplitudes des trois composantes ISB de l'articulation SC sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique (flexion sagittale).

Rappelons que le rythme SC en flexion est directement prescrit par régression sur les données de Fung et al. [35]. La comparaison avec ces données est donc une vérification que le modèle reproduit fidèlement la cinématique d'entrée. Les écarts inférieurs à 0,3° sur les trois composantes confirment que l'implémentation du rythme SC est correcte.

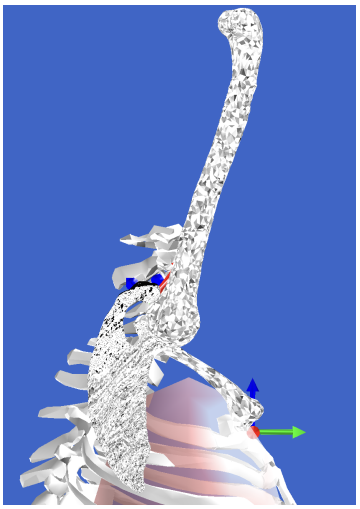
La comparaison avec les autres études permet de situer Fung dans le paysage de la littérature. Pour Y_{ISB} et X_{ISB}, la simulation est cohérente avec la moyenne des études ($-10{,}8°$ et $-8{,}0°$), même si la variabilité entre les études est élévée, en particulier pour X_{ISB} dont les valeurs s'étendent de $-2{,}8°$ (Begon) à $-15{,}2°$ (Oki). Pour Z_{ISB}, la simulation ($+11{,}0°$) s'écarte de la moyenne ($+18{,}6°$)



$\theta_{HT} = 0°$



$\theta_{HT} = 90°$



$\theta_{HT} = 157°$ (position finale simulée)

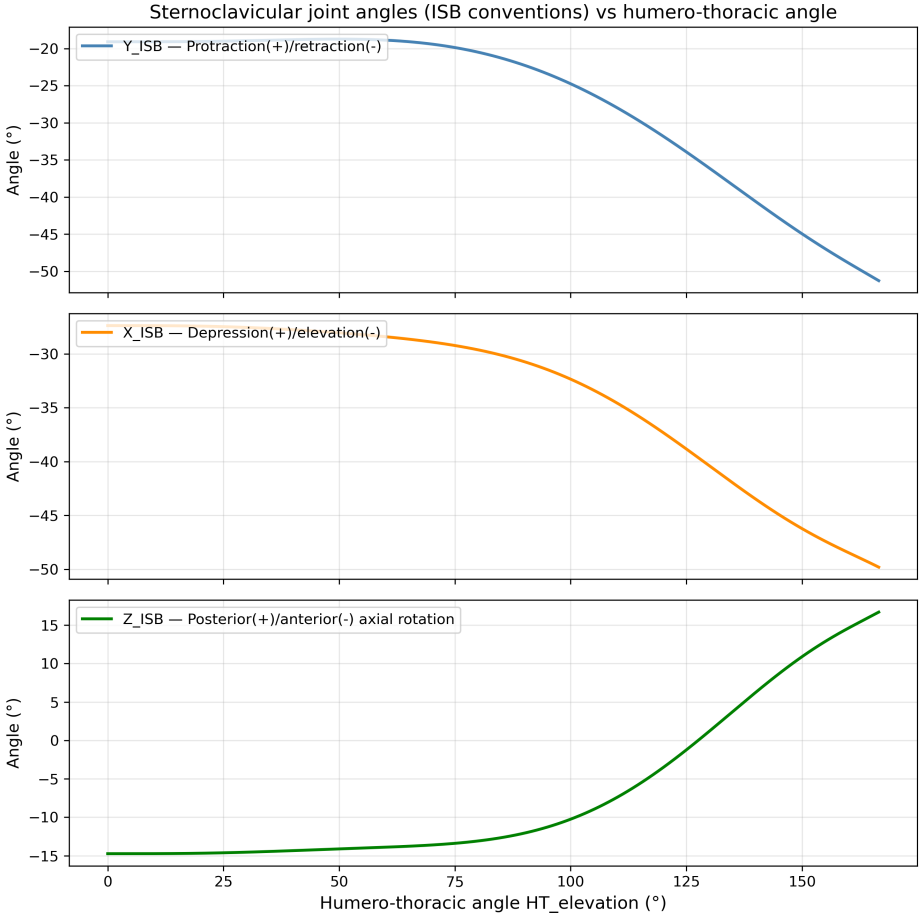


FIGURE 5.13 – Angles absolus de la clavicule par rapport au thorax en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT} (simulation Robotran). Convention ISB : Y_{ISB} (protraction/rétraction), X_{ISB} (élévation/dépression), Z_{ISB} (rotation postérieure/antérieure).

car Fung reporte la plus faible rotation axiale de l'ensemble des études, loin de Ludewig (+25,0°) et Begon (+24,5°).

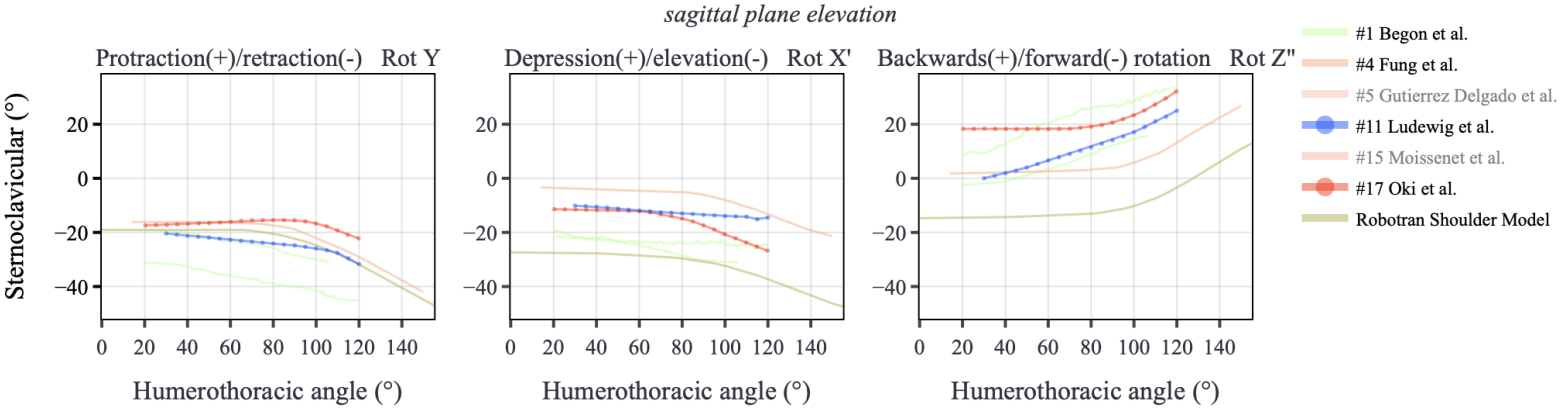


FIGURE 5.14 – Comparaison des courbes sterno-claviculaires simulées avec les données de la littérature pour le mouvement de flexion [40, 35, 38, 39].

Au-delà des amplitudes, la Figure 5.14 permet de comparer les allures des courbes. Pour Y_{ISB}, toutes les études présentent une allure similaire et un offset comparable, indiquant un consensus sur la cinématique de rétraction claviculaire en flexion sagittale. Pour X_{ISB}, la simulation, Fung et Oki partagent une allure proche, alors que Ludewig et Begon montrent un profil différent avec une élévation nettement plus faible sur l'ensemble de la plage. Cette différence d'allure confirme l'écart des données pour cette composante. On note également un offset initial plus bas pour la simulation par rapport aux études expérimentales. Cet écart est attendu et s'explique uniquement par la posture de référence du sujet VHP de Garner qui est différente de la position de départ adoptée par les sujets dans les études expérimentales. Pour Z_{ISB}, les allures sont similaires entre toutes les études malgré les différences d'offset, ce qui indique un accord sur la forme de la cinématique de rotation axiale.

5.2.2 Articulation acromio-claviculaire

La Figure 5.15 présente l'évolution des trois composantes ISB de la scapula par rapport à la clavicule en fonction de l'angle huméro-thoracique. Les valeurs initiales, finales et les amplitudes totales sont reportées dans le Tableau 5.10.

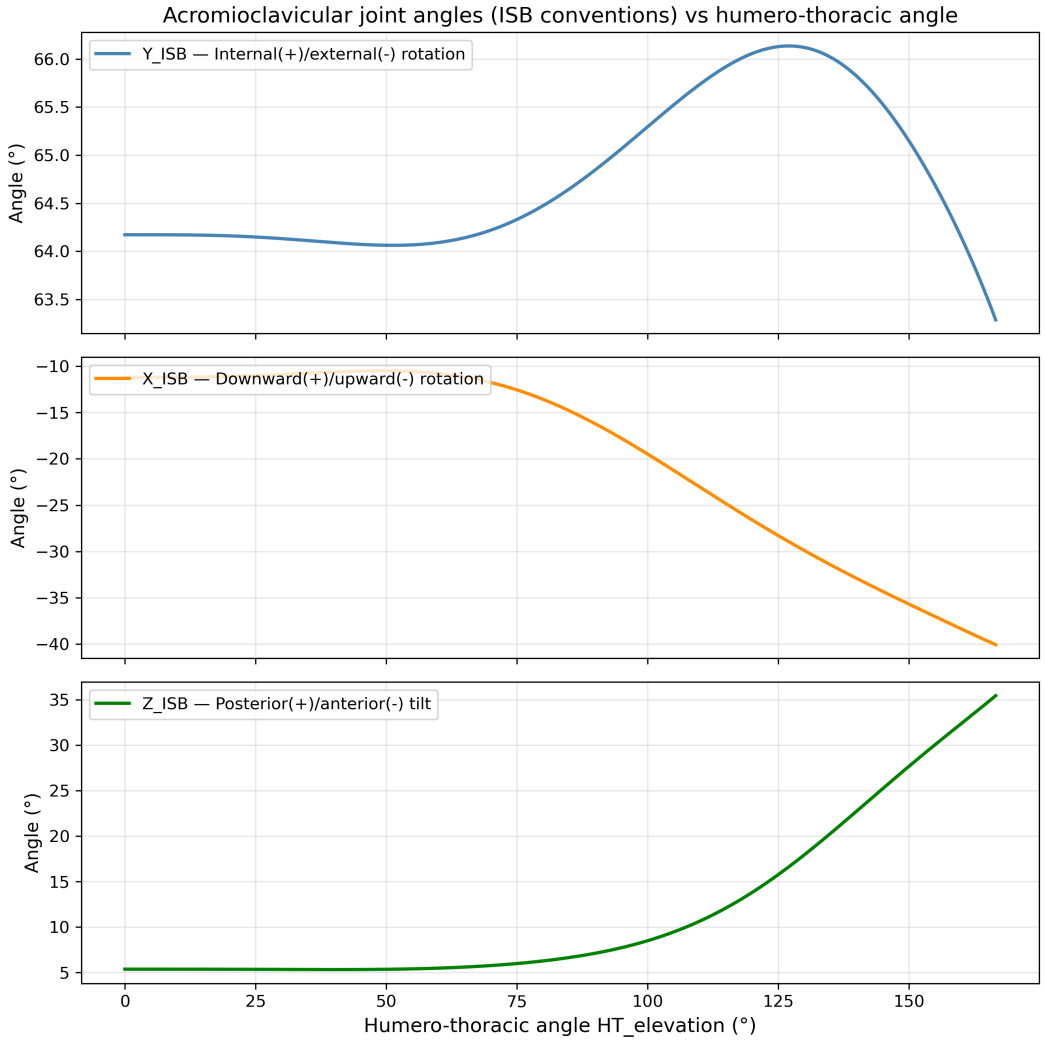


FIGURE 5.15 – Angles relatifs de la scapula par rapport à la clavicule en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT} (simulation Robotran). Convention ISB : Y_{ISB} (rotation interne/externe), X_{ISB} (sonnette médiale/latérale), Z_{ISB} (bascule postérieure/antérieure).

Composante ISB	**Initial (°)**	**Final (°)**	**Δ (°)**
Y_{ISB} — Rotation interne(+)/externe(-)	+64,2	+63,3	−0,9
X_{ISB} — Sonnette médiale(+)/latérale(-)	−11,2	−40,1	−28,9
Z_{ISB} — Bascule postérieure(+)/antérieure(-)	+5,4	+35,4	+30,1

TABLEAU 5.10 – Angles de la scapula par rapport à la clavicule (convention ISB) au début et à la fin de la flexion simulée ($\theta_{HT} = 166{,}6°$).

La composante Y_{ISB} reste quasi constante sur l'ensemble du mouvement, avec une variation totale de seulement $-0{,}9°$. Cette composante n'est pratiquement pas mobilisée en flexion sagittale dans le modèle. La composante X_{ISB} présente la plus grande variation en valeur absolue ($-28{,}9°$), traduisant une sonnette latérale importante de la scapula par rapport à la clavicule. La composante

Z_{ISB} augmente de +30,1°, ce qui correspond à une bascule postérieure progressive de la scapula.

Comparaison avec la littérature Le Tableau 5.11 compare les amplitudes sur la plage 30°–120° avec les données de la littérature disponibles pour la flexion sagittale. Pour cette articulation, nous pouvons comparer les données seulement avec deux études expérimentales. La validation est donc moins solide.

Étude	ΔY_{ISB} (°)	ΔX_{ISB} (°)	ΔZ_{ISB} (°)
Simulation (Robotran)	+1,9	−15,7	+8,5
Ludewig et al. [38]	+3,2	−7,9	+12,2
Begon et al. [40]	+7,5	−3,7	+9,4
Moyenne littérature	+5,3	−5,8	+10,8

TABLEAU 5.11 – Amplitudes des trois composantes ISB de l'articulation acromio-claviculaire sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique (flexion sagittale).

Pour Y_{ISB}, la simulation (+1,9°) est proche de Ludewig (+3,2°) mais s'écarte de Begon (+7,5°) et de la moyenne (+5,3°). Cette composante reste faible dans toutes les études, confirmant que la rotation interne/externe de l'articulation AC bouge très peu en flexion.

Pour X_{ISB}, la simulation (−15,7°) est supérieure en amplitude à Ludewig (−7,9°) et Begon (−3,7°), et dépasse la moyenne (−5,8°) d'un facteur supérieur à 2. Cet écart est cohérent avec les résultats observés à l'articulation SC. Ludewig et Begon présentent une élévation claviculaire (X_{ISB} SC) nettement plus faible que le modèle (−4,4° et −2,8° respectivement, contre −9,8° pour la simulation). Via la contrainte scapulo-thoracique, cette faible élévation SC se répercute sur l'articulation AC, qui présente une sonnette latérale moindre dans ces deux études.

Pour Z_{ISB}, la simulation (+8,5°) est proche de Begon (+9,4°) et légèrement en dessous de Ludewig (+12,2°), ce qui est cohérent avec les niveaux d'élévation SC respectifs de ces deux études.

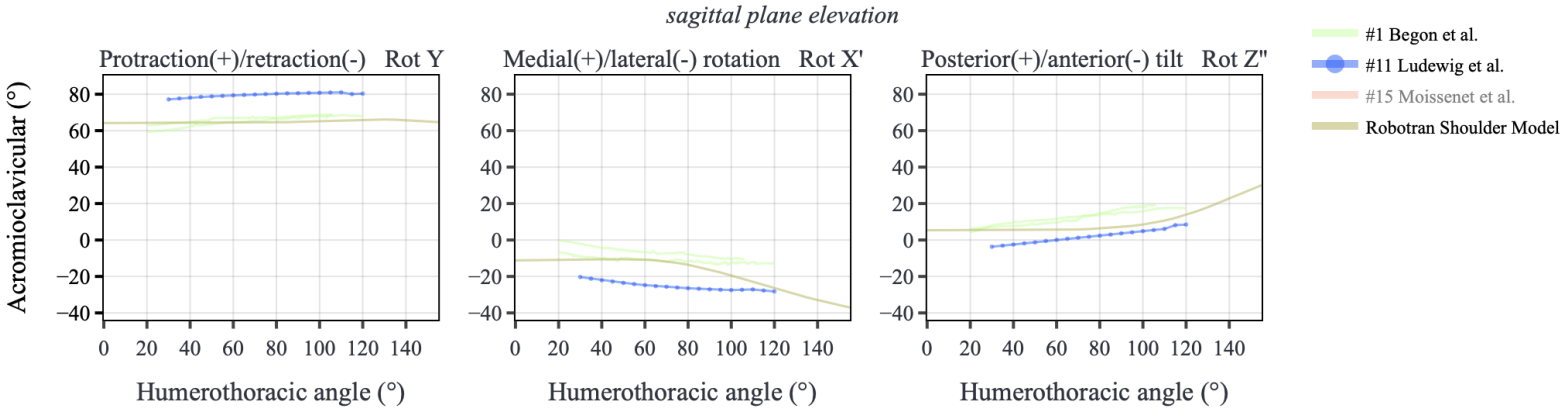


FIGURE 5.16 – Comparaison des courbes acromio-claviculaires simulées avec les données de la littérature pour le mouvement de flexion [40, 38].

Au-delà des amplitudes, la Figure 5.16 montre que les trois courbes partagent la même allure pour Y_{ISB} et Z_{ISB}, indiquant un accord entre le modèle et la littérature sur la forme de la cinématique AC pour ces deux composantes. Pour X_{ISB} en revanche, le modèle présente une pente

plus prononcée que Ludewig et Begon à partir de 80°, ce qui est cohérent avec l'écart d'amplitude observé dans le Tableau 5.11.

5.2.3 Articulation scapulo-thoracique

La Figure 5.17 présente l'évolution des trois composantes ISB de la scapula par rapport au thorax en fonction de l'angle huméro-thoracique. La figure présente aussi 3 arrêts images de la simulation Robotran, ce qui permet de visualiser le mouvement de la scapula durant la flexion. Les valeurs initiales, finales et les amplitudes totales sont reportées dans le Tableau 5.12.

Composante ISB	**Initial (°)**	**Final (°)**	**Δ (°)**
Y_{ISB} — Rotation interne(+)/externe(-)	+47,2	+79,1	+31,9
X_{ISB} — Sonnette médiale(+)/latérale(-)	−9,4	−52,0	−42,5
Z_{ISB} — Bascule postérieure(+)/antérieure(-)	−25,9	−41,0	−15,0

TABLEAU 5.12 – Angles absolus de la scapula par rapport au thorax (convention ISB) au début et à la fin de la flexion simulée ($\theta_{HT} = 166{,}6°$).

Les trois composantes évoluent de façon monotone. La composante Y_{ISB} augmente de +31,9°, reflétant une rotation interne progressive de la scapula (sonnette latérale). La composante X_{ISB} présente la plus grande amplitude avec −42,5°, correspondant à une sonnette latérale marquée de la scapula tout au long du mouvement. La composante Z_{ISB} varie de −15,0°, indiquant une bascule postérieure modérée de la scapula.

Comparaison avec la littérature Le Tableau 5.13 compare les amplitudes sur la plage 30°–120° avec les données de la littérature disponibles pour la flexion sagittale.

Étude	ΔY_{ISB} (°)	ΔX_{ISB} (°)	ΔZ_{ISB} (°)
Simulation (Robotran)	+7,7	−23,0	−3,0
Ludewig et al. [38]	+4,4	−31,1	+3,9
Oki et al. [39]	+10,5	−30,9	+12,4
Begon et al. [40]	+4,9	−24,1	+6,6
Karduna et al. [46]	+10,7	−30,9	−7,3
Matsumura et al. [44]	+6,0	−34,8	+14,5
Moyenne littérature	+7,3	−30,4	+6,0

TABLEAU 5.13 – Amplitudes des trois composantes ISB de l'articulation scapulo-thoracique sur la plage 30°–120° d'élévation huméro-thoracique (flexion sagittale).

Pour Y_{ISB} (rotation interne), la simulation (+7,7°) est pratiquement égale à la moyenne de la littérature (+7,3°), avec les cinq études encadrant la valeur simulée de part et d'autre. C'est la composante la mieux validée de l'articulation ST en flexion.

Pour X_{ISB} (sonnette latérale), la simulation (−23,0°) est inférieure à toutes les études de référence, dont les valeurs s'étendent de −24,1° (Begon) à −34,8° (Matsumura). Cet écart sur la plage 30°–120° s'explique par la cinématique SC prescrite à partir de Fung. La clavicule est quasi immobile



$\theta_{HT} = 0°$ $\theta_{HT} = 90°$ $\theta_{HT} = 157°$ (position finale simulée)

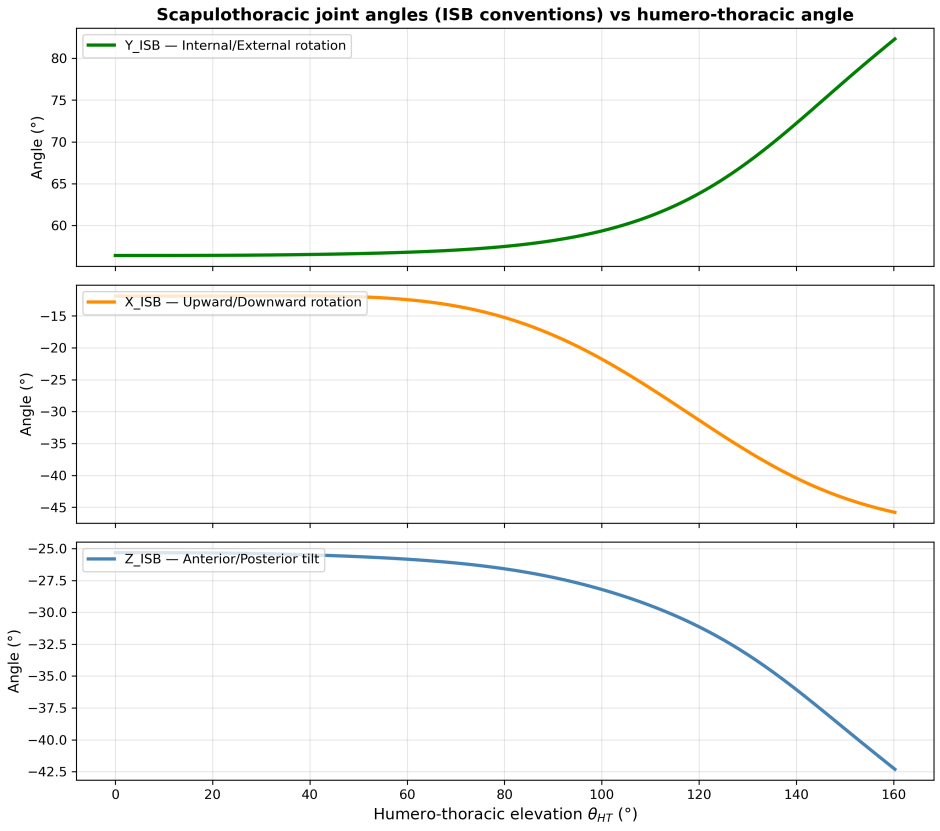


FIGURE 5.17 – Angles absolus de la scapula par rapport au thorax en fonction de l'angle huméro-thoracique θ_{HT} (simulation Robotran). Convention ISB : Y_{ISB} (rotation interne/externe), X_{ISB} (sonnette médiale/latérale), Z_{ISB} (bascule postérieure/antérieure).

entre 0° et 70° d'élévation dans les données de Fung, et la sonnette latérale suit le même comportement puisque les deux os sont liés par la chaîne cinématique fermée. La sonnette ne commence donc réellement qu'à partir de 80° environ (visible sur la Figure 5.18), ce qui réduit mécaniquement l'amplitude cumulée sur 30°–120° par rapport aux études où ce mouvement commence plus tôt.

Pour Z_{ISB} (bascule postérieure/antérieure), la simulation (−3,0°) est de signe négatif (bascule antérieure) alors que la majorité des études rapportent une bascule postérieure. Seul Karduna (−7,3°) présente également une valeur négative. La variabilité entre études est très élevée pour cette composante, les valeurs allant de −7,3° (Karduna) à +14,5° (Matsumura), ce qui montre une réelle incertitude dans la littérature sur cette composante en flexion.

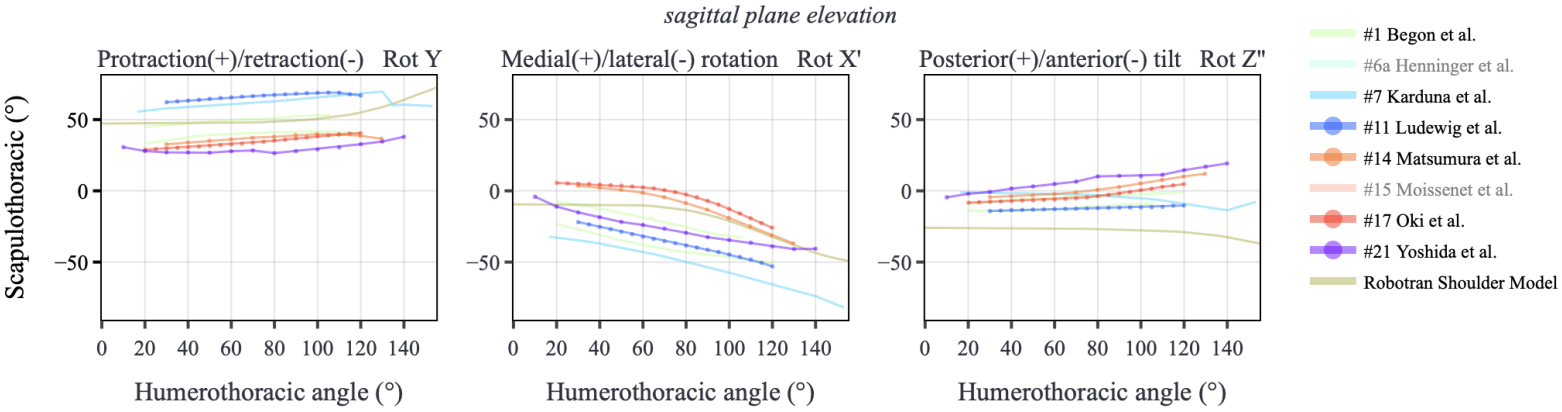


FIGURE 5.18 – Comparaison des courbes scapulo-thoraciques simulées avec les données de la littérature pour le mouvement de flexion [40, 46, 38, 44, 39, 47].

5.2.4 Articulation gléno-humérale

L'élévation gléno-humérale est calculée en post-traitement par la même relation que pour l'abduction :

$$\theta_{GH} = \theta_{HT} - \theta_{ST,\,X_{ISB}}$$

où $\theta_{ST,\,X_{ISB}}$ est la sonnette latérale de la scapula par rapport au thorax.

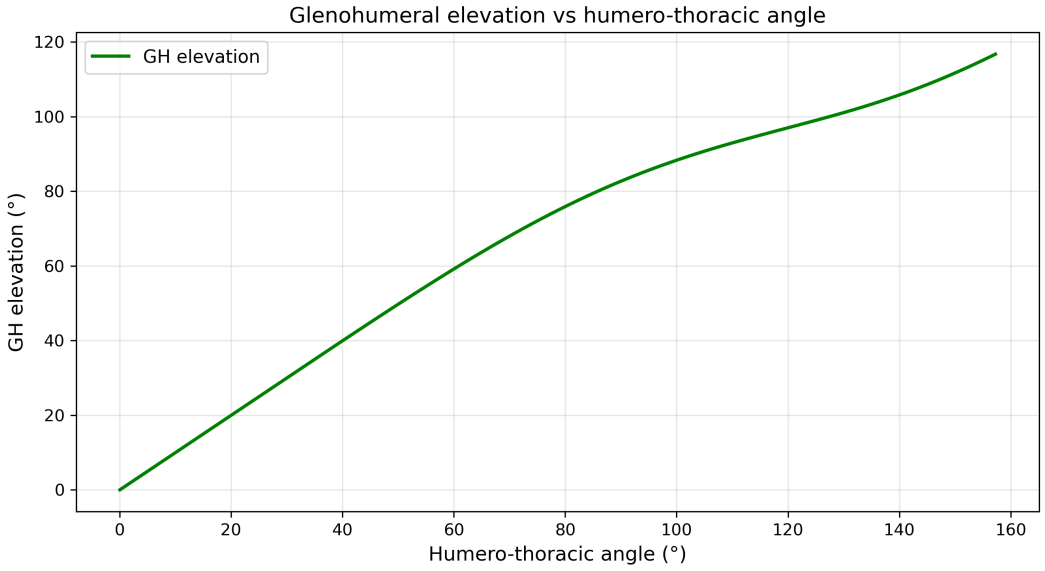


FIGURE 5.19 – Élévation gléno-humérale estimée ($\theta_{GH} = \theta_{HT} - \theta_{ST,X_{ISB}}$) en fonction de l'angle huméro-thoracique (flexion). L'élévation GH atteint 124,0° en fin de flexion.

En fin de flexion ($\theta_{HT} = 166{,}6°$), la sonnette latérale atteint 42,5° et l'élévation GH est de 124,0°. Cette valeur est légèrement supérieure au 120 degrés d'Inman et al. [22]. La rotation axiale GH est imposée par la même fonction de transition cubique que pour l'abduction (−50,0° en fin de mouvement). Son profil est identique (voir 5.9).

5.2.5 Détection de la valeur seuil

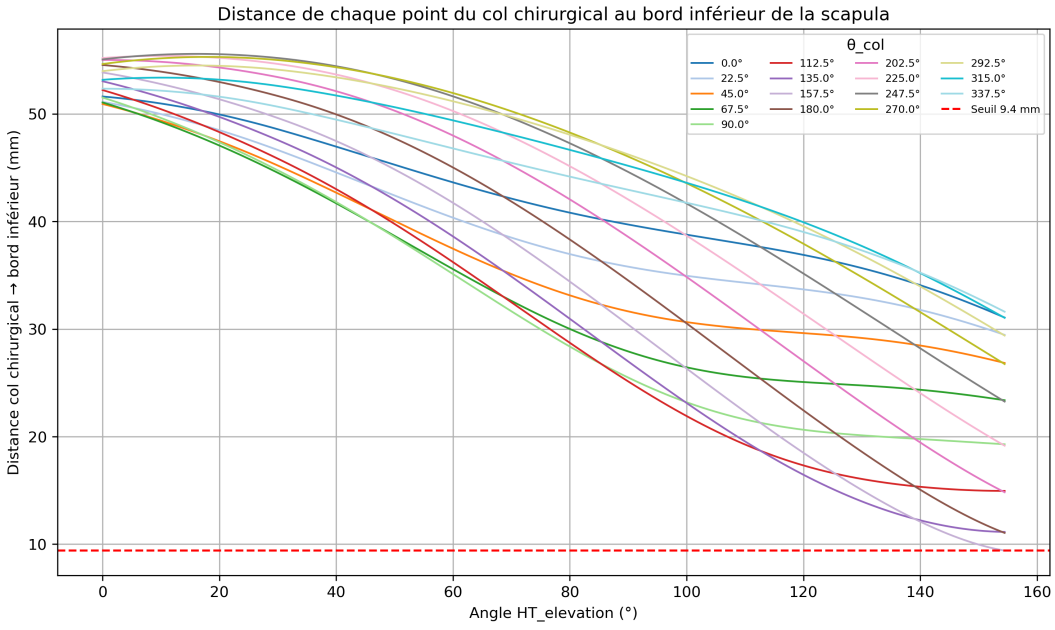


FIGURE 5.20 – Distance de chaque point du col chirurgical au bord antérieur de l'acromion en fonction de l'angle huméro-thoracique (flexion). La ligne rouge indique le seuil d'impingement (9,4 mm).

La Figure 5.20 présente l'évolution des seize distances entre chaque point du col chirurgical et le bord antérieur de l'acromion en fonction de θ_{HT}. Le seuil est fixé à 9,4 mm (voir Section 4.8.2). La simulation s'arrête à $\theta_{HT} = 166{,}6°$.

Les données font apparaître un gradient croissant au fil du mouvement. En position initiale ($\theta_{HT} = 0°$), les seize distances sont proches (50,3 mm à 55,3 mm, écart de 5,0 mm). Dès $\theta_{HT} = 90°$, l'écart atteint 20,6 mm (26,1 mm à 46,7 mm). En fin de flexion, le point le plus critique ($\theta_{\text{col}} = 157{,}5°$) atteint 9,4 mm, tandis que les points les plus éloignés restent à plus de 31 mm.

L'amplitude de 166,6° est cohérente avec les données populationnelles. Gill et al. [7], sur la tranche d'âge 20–54 ans, reportent des médianes de flexion active entre 160° et 174°, avec des IQR couvrant 150°–180°. La valeur simulée se situe directement dans cette plage médiane. Comme pour l'abduction, l'amplitude exacte dépend de la géométrie thoracique du sujet VHP et du seuil de contact retenu.

5.2.6 Validation du modèle

Les mêmes deux muscles à trajet rectiligne que pour l'abduction (le sous-clavier (subclavius) et le petit pectoral (pectoralis minor)) sont utilisés pour valider la cinématique en flexion. Pour ces deux muscles, la longueur MTU est la distance directe entre l'origine et l'insertion, calculée avec les coordonnées anatomiques de Garner & Pandy. Le Tableau 5.14 regroupe les bornes de Garner et les valeurs simulées en position initiale et en fin de flexion ($\theta_{HT} = 166{,}6°$).

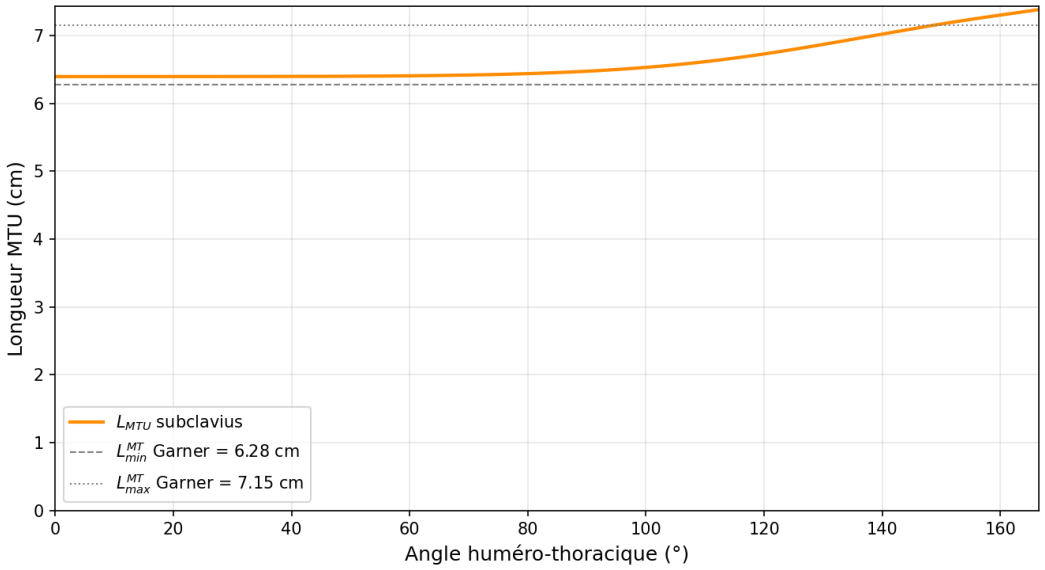


FIGURE 5.21 – Longueur MTU du sous-clavier (subclavius) en fonction de l'angle huméro-thoracique (flexion). Les lignes pointillées indiquent les bornes physiologiques de Garner & Pandy.

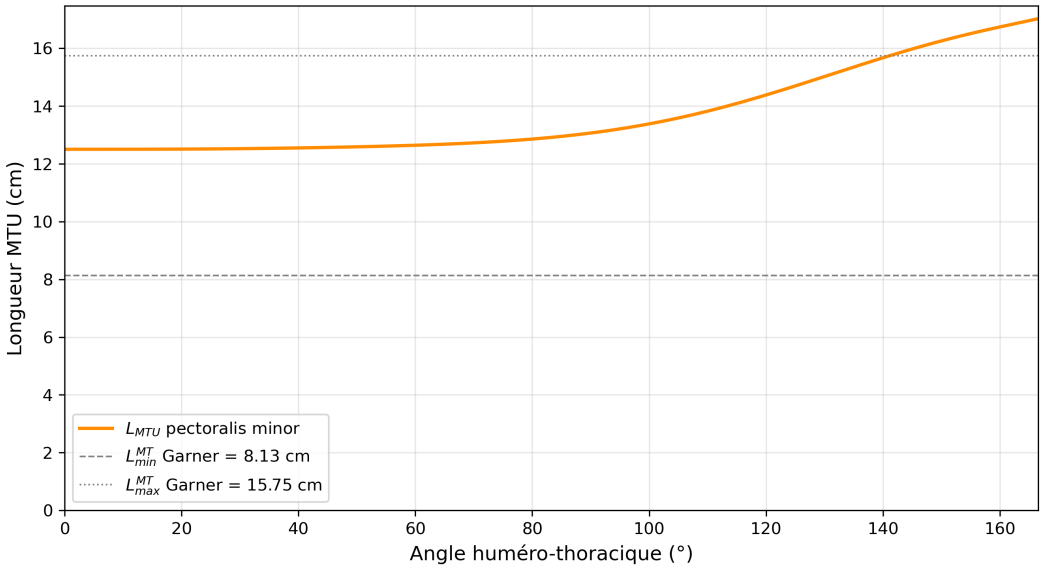


FIGURE 5.22 – Longueur MTU du petit pectoral (pectoralis minor) en fonction de l'angle huméro-thoracique (flexion). Les lignes pointillées indiquent les bornes physiologiques de Garner & Pandy.

TABLEAU 5.14 – Longueurs physiologiques de référence (Garner & Pandy) et valeurs simulées en début et en fin de flexion pour les deux muscles à trajet rectiligne.

Muscle	$L_{\min}$ (cm)	$L_{\max}$ (cm)	L_{init} (cm)	L_{fin} (cm)
Sous-clavier (subclavius)	6,28	7,15	6,40	7,38
Petit pectoral (pectoralis minor)	8,13	15,75	12,51	17,03

Les deux muscles dépassent leur borne maximale en fin de flexion. Le sous-clavier atteint 7,38 cm pour une borne de 7,15 cm, soit un dépassement de 0,23 cm (+3,3 %). Le petit pectoral atteint 17,03 cm pour une borne de 15,75 cm, soit un dépassement plus marqué de 1,28 cm (+8,1 %).

Ces deux muscles ont en commun que leur longueur est entièrement déterminée par la position des os scapulaires par rapport au thorax. Le sous-clavier dépend de la cinématique SC (son origine est le thorax et son insertion est la clavicule), le petit pectoral de la position de la scapula (son origine est le thorax et son insertion est la scapula) par rapport aux côtes. Or, le rythme scapulo-huméral imposé en flexion est prescrit à partir des données de Fung et al. [35], issues d'une cohorte différente du sujet du Visible Human Project (VHP) sur lequel Garner & Pandy ont calculé les bornes $L_{\text{MTU,max}}$. Si la cinématique SC de Fung induit une élévation et une protraction claviculaires supérieures à celles du sujet VHP, les deux muscles s'étirent davantage que prévu par les bornes de référence.

Ce dépassement constitue une limitation de la validation en flexion, mais n'est pas le signe d'une erreur de modélisation. La borne $L_{\text{MTU,max}}$ de Garner & Pandy est calculée à partir des limites articulaires maximales définies par Engin et al. sur des sujets en circumduction extrême. Si le rythme SC de Fung entraîne des déplacements claviculaires supérieurs à ceux atteints dans cet exercice, les muscles s'étirent mécaniquement au-delà de la borne de référence. Réduire arbitrairement les amplitudes du rythme SC pour se conformer à cette borne ne serait pas scientifiquement justifié, car cela reviendrait à corriger des données expérimentales à partir d'un critère issu d'un protocole

différent. La validation en abduction montrait un sous-clavier atteignant exactement sa borne maximale et un petit pectoral restant dans ses bornes, ce qui indique que le rythme de Sahara produit des amplitudes claviculaires plus proches de l'enveloppe d'Engin que celui de Fung.

5.3 Étude paramétrique : influence de la longueur de la clavicule

La longueur de la clavicule est un paramètre anatomique variable d'un individu à l'autre. Pour quantifier son influence sur la cinématique scapulaire et sur l'amplitude maximale de flexion, trois niveaux de rétrécissement ont été simulés : 10 %, 15 % et 20 % par rapport à la longueur de référence du sujet de Garner & Pandy ($L_{\text{ref}} = 15{,}417$ cm). Les résultats sont comparés aux données expérimentales de Matsumura et al. [48], qui ont mesuré l'effet d'un raccourcissement séquellaire de clavicule sur la posture scapulaire au repos.

5.3.1 Rotation interne de la scapula

La Figure 5.23 présente l'augmentation de la rotation interne scapulaire (Y_{ISB}) au repos en fonction du pourcentage de rétrécissement de la clavicule, pour le modèle Robotran et pour Matsumura et al.

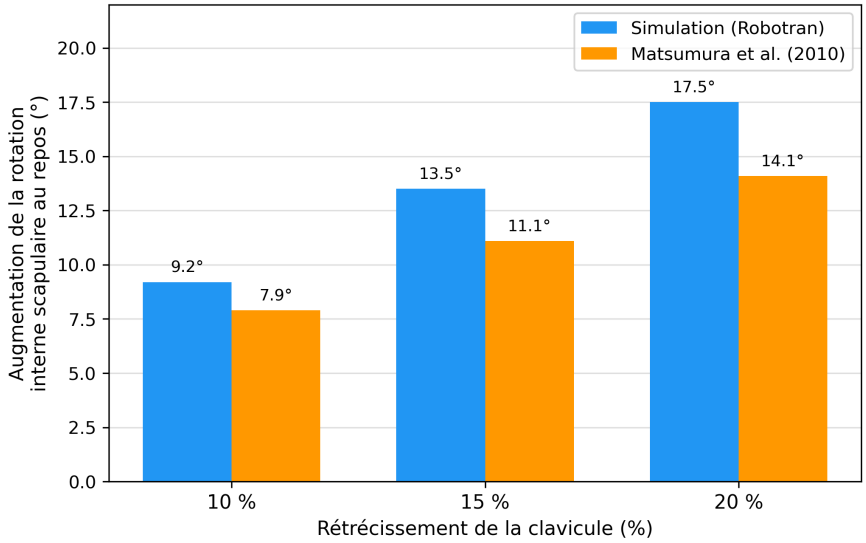


FIGURE 5.23 – Augmentation de la rotation interne scapulaire en fonction du rétrécissement de la clavicule (10 %, 15 % et 20 %). Comparaison entre la simulation Robotran et les données expérimentales de Matsumura et al. [48].

Les deux sources montrent la même tendance. Plus la clavicule est courte, plus la scapula adopte une position en rotation interne au repos. Le modèle donne +9,2°, +13,5° et +17,5° pour 10 %, 15 % et 20 % de rétrécissement respectivement, contre +7,9°, +11,1° et +14,1° pour Matsumura et al. Le modèle sur-prédit légèrement la rotation interne à chaque niveau, avec un écart d'environ 3° à 20 %.

Ce résultat est mécaniquement cohérent car une clavicule plus courte réduit le bras de levier latéral de la chaîne SC–AC (tirant l'acromion vers l'intérieur), tandis que le bord médial bute contre le volume de la cage thoracique. Cela modifie la position d'équilibre de la scapula sur l'ellipsoïde

thoracique et l'oriente davantage en rotation interne. L'accord qualitatif et quantitatif entre le modèle et la littérature valide ce comportement cinématique.

5.3.2 Diminution de l'amplitude de bascule postérieure

La Figure 5.24 présente la diminution de l'amplitude de bascule postérieure scapulaire (Z_{ISB}) en fonction du rétrécissement de la clavicule, pour le plan sagittal (flexion, modèle seul) et pour le plan coronal (abduction, modèle et Matsumura et al.).

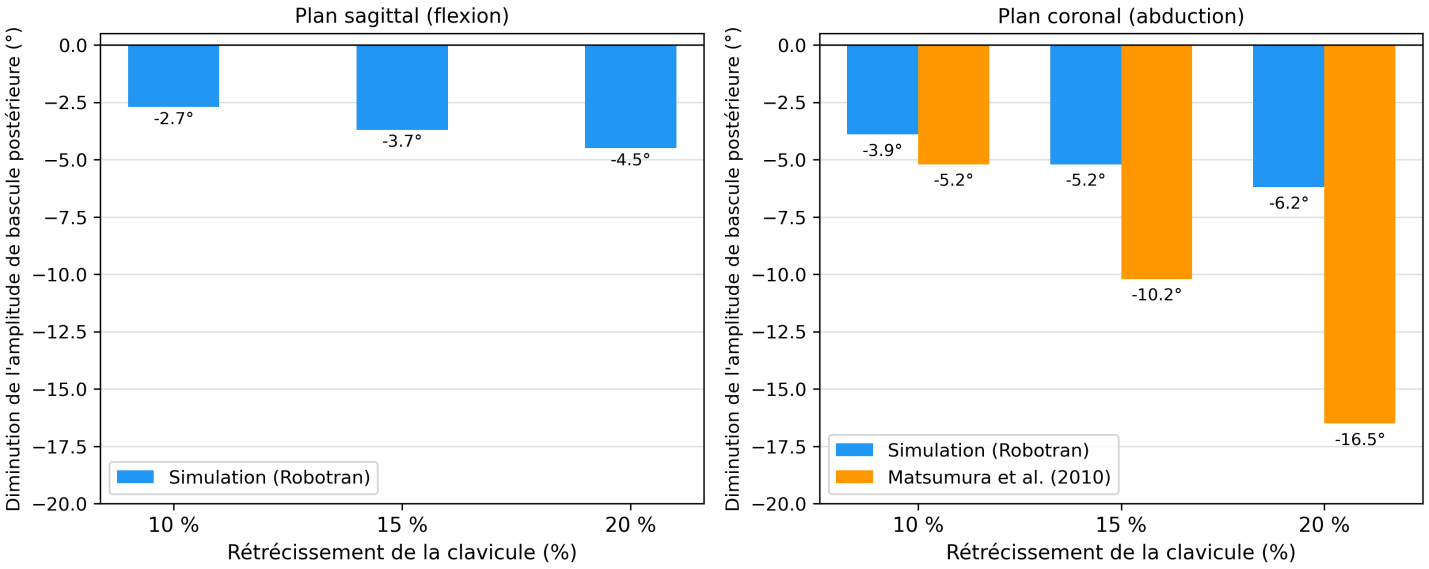


FIGURE 5.24 – Diminution de l'amplitude de bascule postérieure scapulaire en fonction du rétrécissement de la clavicule. Gauche : plan sagittal (flexion, simulation uniquement). Droite : plan coronal (abduction), comparaison avec Matsumura et al. [48].

Dans les deux plans de mouvement, le modèle montre qu'un raccourcissement de la clavicule réduit l'amplitude de bascule postérieure de la scapula. En flexion, la diminution atteint $-4{,}5°$ à 20 % de rétrécissement. En abduction, le modèle donne $-3{,}9°$, $-5{,}2°$ et $-6{,}2°$ pour 10 %, 15 % et 20 % respectivement.

La comparaison avec Matsumura et al. en abduction révèle un écart croissant avec le niveau de rétrécissement. À 10 %, les deux sources sont proches ($-3{,}9°$ contre $-5{,}2°$), mais à 20 % l'écart devient important ($-6{,}2°$ contre $-16{,}5°$). Le modèle sous-prédit donc fortement la réduction de bascule postérieure aux niveaux élevés de raccourcissement.

Il est important de souligner que l'étude de Matsumura et al. a été réalisée sur des cadavres avec une élévation entièrement passive, sans activité musculaire. L'écart observé ne peut donc pas être attribué à une compensation neuro-musculaire, mais provient de contraintes anatomiques passives que le modèle cinématique ne capture pas pleinement.

Deux mécanismes décrits par les auteurs expliquent cet effet de butée à 20 % de raccourcissement. D'une part, l'effet de pilier : la clavicule maintient la ceinture scapulaire à distance du thorax, l'articulation AC se déplaçant sur une sphère dont le rayon est la longueur claviculaire. Un raccourcissement de 20 % tire fortement l'acromion vers l'intérieur, tandis que le bord médial de la scapula est physiquement bloqué par le volume de la cage thoracique. Le modèle offre un glissement scapulo-thoracique plus permissif que la réalité osseuse d'un cadavre, ce qui limite la reproduction de ce blocage géométrique.

D'autre part, la tension capsulo-ligamentaire. Les capsules articulaires et les ligaments (coraco-claviculaires et acromio-claviculaires) ont été laissés intacts dans l'expérimentation [48]. À 20 % de raccourcissement, ces structures passives atteignent une tension extrême qui crée une butée cinématique brutale, limitant la bascule postérieure à 120°. Ce phénomène de butée ligamentaire n'est pas modélisé dans le modèle Robotran.

5.3.3 Influence sur l'amplitude maximale

Pour un rétrécissement de 20 % de la clavicule, le modèle prédit une diminution du ROM de 12,2° en flexion et de 2,1° en abduction. Matsumura et al. rapportent respectivement 6,7° et 10,3°.

Le modèle sur-prédit la perte de ROM en flexion (12,2° contre 6,7°) et la sous-prédit en abduction (2,1° contre 10,3°). Cette asymétrie montre que la détection du contact osseux réagit différemment aux modifications géométriques selon le plan de mouvement. En abduction, l'acromion et le col chirurgical s'approchent dans une direction peu affectée par le raccourcissement claviculaire dans le modèle, alors qu'en flexion la géométrie modifiée rapproche davantage ces deux structures.

Cette sous-prédiction de la perte de ROM en abduction est la conséquence directe du comportement de la scapula décrit dans la sous-section précédente. Selon Matsumura et al., la perte d'amplitude est causée par un conflit sous-acromial. La perte de bascule postérieure empêche la grande tubérosité de l'humérus de passer sous l'acromion. Puisque le modèle sous-estime cette perte de bascule en abduction ($-6{,}2°$ contre $-16{,}5°$), l'acromion s'efface encore dans la simulation et le contact osseux n'est pas détecté précocement. Le modèle perd donc seulement 2,1° de ROM au lieu des 10,3° réels. En résumé, le défaut de bascule entraîne un défaut de détection du conflit sous-acromial, qui lui-même produit un ROM trop élevé.

Chapitre 6

Discussion

Le chapitre précédent a présenté les résultats articulaires et les a comparés à la littérature de manière systématique. Ce chapitre prend du recul pour discuter ce que ces résultats signifient globalement. Dans quelle mesure peut-on faire confiance au modèle, comment peut-il être personnalisé à un patient donné, à quoi peut-il servir concrètement, et quelles sont ses limites intrinsèques ?

6.1 Fiabilité du modèle

Les résultats montrent une fiabilité globalement satisfaisante du modèle.

La cinématique sterno-claviculaire reproduit correctement les trois composantes ISB des données de Sahara et al. [23, 24], qui ont servi à la calibration, mais aussi les quatre autres études indépendantes (Ludewig, Oki, Begon, Fung) sur la plage 30°–120°. Cette cohérence entre les études confirme que le polynôme cubique de couplage SC capture bien le comportement de l'articulation dans les deux plans de mouvement étudiés.

Concernant l'articulation acromio-claviculaire (AC), on note une bonne fiabilité des données pour les composantes Y_{ISB} (rotation interne) et Z_{ISB} (bascule postérieure), qui sont dans la plage de la littérature pour les deux mouvements (abduction et flexion). En revanche, la composante X_{ISB} (sonnette latérale) est sur-estimée par rapport à la moyenne de la littérature, en particulier pour le mouvement de flexion. Cet écart peut s'expliquer par la géométrie du thorax du sujet VHP. Les demi-axes de l'ellipsoïde imposent à la scapula une trajectoire qui, décomposée à l'articulation AC, génère une sonnette latérale plus importante que la moyenne des sujets de la littérature. Il est important de noter que pour l'articulation AC, il y a peu de références disponibles pour la validation.

Pour l'articulation scapulo-thoracique (ST), on observe globalement une légère sous-estimation de la sonnette latérale (X_{ISB}). Pour l'abduction on reste quand même dans la plage de la littérature. Pour la flexion, on est en dessous de la plage de la littérature, mais ceci s'explique par le fait que la grande majorité du mouvement se fait à partir de 80°, ce qui réduit mécaniquement l'amplitude cumulée sur 30°–120° par rapport aux études où ce mouvement commence plus tôt. La composante Y_{ISB} (rotation interne) est parfaitement dans la moyenne pour la flexion et légèrement sur-estimée pour l'abduction. La composante Z_{ISB} (bascule postérieure) est de signe opposé à la majorité des études, mais la variabilité entre études est très élevée pour cette composante, ce qui montre une incertitude dans la littérature sur cette composante en abduction et en flexion.

La cinématique gléno-humérale est également fiable, avec une amplitude d'élévation de 116,3° en abduction et 124,0° en flexion, toutes deux cohérentes avec la littérature [22].

Le ROM simulé est fiable dans les deux plans. 157,2° en abduction et 166,6° en flexion, tous deux

dans la plage des médianes populationnelles de Gill et al. [7] (152°–162° et 160°–174° respectivement sur la tranche 20–54 ans). Cela indique que le critère de détection du contact osseux et la géométrie ellipsoïdale du thorax produisent des amplitudes physiologiquement cohérentes.

La validation par les longueurs MTU confirme la cohérence géométrique du modèle pour l'abduction. Le sous-clavier atteint exactement sa borne physiologique maximale (7,15 cm) et le petit pectoral reste dans ses bornes. Ces deux résultats attestent que la trajectoire claviculaire et scapulaire simulée est géométriquement cohérente avec les coordonnées anatomiques de Garner & Pandy.

Pour la flexion, les longueurs MTU définies par Garner & Pandy sont légèrement dépassées pour les deux muscles. Deux facteurs l'expliquent. D'une part, le rythme SC en flexion est prescrit à partir des données de Fung et al., obtenues ex vivo sur des cadavres dont la cinématique claviculaire diffère de celle du sujet VHP de Garner. Les longueurs musculo-tendineuses de référence étant calculées avec l'anatomie de ce sujet unique, tout écart de rythme entre les deux populations se traduit mécaniquement par un étirement plus important que prévu. D'autre part, le $L_{\mathrm{MTU,max}}$ de Garner combine l'anatomie du sujet VHP avec les limites articulaires maximales définies par Engin et al. [45] sur dix jeunes sujets effectuant une circumduction extrême. Un léger dépassement indique donc que la simulation pousse l'articulation légèrement au-delà de la moyenne statistique d'Engin. Ce qui reste dans les marges de variabilité biologiques et n'est pas le signe d'une erreur de modélisation.

Pour l'étude paramétrique de la clavicule, la comparaison avec Matsumura et al. [48] montre un accord qualitatif et quantitatif pour la rotation interne scapulaire au repos. Ce résultat valide le comportement de la chaîne cinématique SC–AC face à un raccourcissement claviculaire. En revanche, le modèle sous-estime la perte de bascule postérieure et la perte de ROM en abduction à 20 % de raccourcissement. Ces écarts, attendus pour un modèle cinématique, sont expliqués par l'absence de butée ligamentaire et de contact osseux réel avec la cage thoracique (Section 5.3).

Conclusion sur la fiabilité. Le modèle est fiable pour reproduire la cinématique globale de l'épaule dans les deux plans de mouvement étudiés, avec une bonne cohérence avec la littérature pour la plupart des composantes articulaires. Les écarts observés pour certaines composantes des articulations AC et ST montrent les approximations propres à la contrainte ellipsoïdale. Les demi-axes du sujet VHP imposent une trajectoire scapulaire propre à cet individu, qui ne correspond pas nécessairement à la moyenne des sujets mesurés dans la littérature. La fiabilité est légèrement plus robuste en abduction qu'en flexion, en raison de la meilleure correspondance entre les données d'entrée (Sahara) et l'anatomie de référence (VHP). L'étude paramétrique est fiable pour la rotation interne et satisfaisante pour les faibles raccourcissements (10–15 %), mais elle diminue en fiabilité pour les raccourcissements importants (20 %) où les mécanismes passifs (ligaments) dominent.

6.2 Personnalisation du modèle

Le modèle repose sur une distinction fondamentale entre deux niveaux : la cinématique générale (contraintes holonomes, rythme scapulo-huméral, détection de contact) qui encode le comportement mécanique de l'épaule et s'applique à tout patient, et l'anatomie personnalisable (paramètres géométriques propres à chaque individu) qui peut être remplacée sans modifier la structure du modèle. Actuellement, ces paramètres sont ceux du sujet VHP de Garner & Pandy. Les paramètres adaptables à un patient donné sont les suivants :

- **Centres articulaires** : les centres de rotation des articulations SC, AC et GH peuvent être recalculés à partir d'imagerie médicale (radiographie, scanner, IRM). La longueur fonctionnelle de la clavicule (distance entre le centre SC et le centre AC) en découle directement.
- **Orientations initiales des os** : les matrices de pré-rotation (clavicule, scapula, humérus)

définissent la posture de repos de chaque segment. Les adapter modifie l'orientation initiale de toute la chaîne cinématique. Tout changement de ces matrices impose de ré-exprimer les coefficients du polynôme de couplage SC, car ceux-ci sont définis relativement au référentiel du sujet VHP.

— **Géométrie de l'ellipsoïde thoracique** : les demi-axes de l'ellipsoïde scapulo-thoracique contrôlent la trajectoire de la scapula sur le thorax et, par conséquent, la position de l'acromion relative au col chirurgical.
— **Insertions musculaires** : les coordonnées d'origine et d'insertion des muscles (actuellement issues de Garner & Pandy) déterminent les longueurs MTU. Les remplacer par des données patient-spécifiques améliore la précision de la validation musculaire.
— **Points de contact osseux** : les seize points du col chirurgical et les points acromion définissent la géométrie de détection d'impingement. Ils peuvent être repositionnés selon la morphologie acromiale du patient et la forme de la tête humérale.

Le modèle est donc personnalisable à un patient spécifique tout en gardant la même cinématique générale.

6.3 Utilité clinique et perspectives d'application

Selon Olivier Cornu, un chirurgien orthopédique à Saint-Luc [49], le point fort de ce modèle est de prédire les conséquences fonctionnelles d'une modification anatomique donnée [50]. Trois domaines d'application sont décrits ci-dessous.

Aide à la décision chirurgicale : raccourcissement de la clavicule. Les fractures de clavicule avec raccourcissement sont fréquentes, mais la littérature biomécanique sur leur impact cinématique reste très limitée [50]. Selon Olivier Cornu, c'est précisément une piste à explorer. Il indique que quantifier l'effet d'un raccourcissement sur la rotation scapulaire et sur la limitation de l'abduction et de la flexion serait cliniquement très utile, car aucun modèle biomécanique actuel ne permet de le faire à l'heure actuelle. Cela pourrait aider à identifier quels patients bénéficieront réellement d'une réduction anatomique et quels raccourcissements sont biomécaniquement critiques [50].

En pratique, lorsqu'une malunion (consolidation osseuse en position raccourcie) est déjà constituée, la décision chirurgicale porte sur une ostéotomie de rallongement (section chirurgicale de l'os pour corriger sa position). L'os mal consolidé est recoupé, ramené à sa longueur anatomique et fixé par plaque. Le modèle peut alors être utilisé en comparaison avant/après. Simuler avec la longueur raccourcie actuelle pour reproduire les symptômes observés, puis simuler avec la longueur anatomique restaurée pour estimer le gain de ROM attendu. La différence entre les deux prédictions montrerait le bénéfice fonctionnel espéré de l'intervention, et permettrait de vérifier si celui-ci justifie le risque chirurgical [50].

Aide à la rééducation : kinésithérapie post-opératoire. L'utilité du modèle pour la kinésithérapie post-opératoire est plus nuancée. D'après des kinésithérapeutes consultés dans le cadre de ce travail, il n'existe pas de protocole établi spécifique aux fractures de clavicule avec raccourcissement. La prise en charge suit généralement les principes généraux de l'épaule (immobilisation stricte les trois premières semaines, mobilisation passive jusqu'à 90° entre trois et six semaines, puis recherche progressive des amplitudes), ajustés au ressenti et à la douleur du patient.

Dans ce contexte, le modèle n'est pas utile pour définir un protocole de rééducation, mais pour connaître l'amplitude maximale que le patient peut atteindre sans risque de conflit sous-acromial. Un premier kinésithérapeute souligne que disposer de l'amplitude maximale sans risque de conflit

permettrait d'encadrer les exercices et de sécuriser des patients qui voudraient progresser trop vite, tout en reconnaissant que la douleur et l'appréhension du patient constituent des facteurs indépendants non captés par le modèle. Un second nuance que cette information serait contreproductive si communiquée directement au patient (impact psychologique négatif sur l'adhésion au traitement), mais serait précieuse pour le praticien afin de décider si une prise en charge conservatrice est réaliste ou si le patient doit être réorienté vers la chirurgie. Ce second usage (aide à la décision plutôt qu'outil de rééducation) rejoint directement la conclusion d'Olivier Cornu [50] sur l'apport du modèle en pré-opératoire.

Base pour de futures recherches en biomécanique. Ce mémoire constitue la première implémentation documentée d'un modèle cinématique multicorps complet de l'épaule dans Robotran. Ce modèle peut servir de point de départ à un étudiant ou un chercheur souhaitant approfondir la modélisation. L'intégration de muscles actifs et de ligaments (deux facteurs majeurs du ROM réel) ouvrirait la voie à une dynamique inverse et à une prédiction des forces articulaires, rendant le modèle applicable à des problématiques cliniques encore plus larges.

6.4 Limites du modèle

Malgré les résultats encourageants, le modèle présenté comporte des limites.

Modèle purement cinématique. La plus grande limite est l'absence de modélisation dynamique active des muscles. Dans ce modèle, la cinématique est entièrement contrainte par les lois de couplage et le rythme scapulo-huméral. Tous les degrés de liberté sont liés, et le mouvement est imposé. En réalité, les muscles produisent des couples aux articulations qui modifient la cinématique résultante. Introduire une modélisation musculaire complète (activation, forces actives et passives) libérerait ces degrés de liberté et permettrait à la cinématique de s'adapter dynamiquement aux forces musculaires, ce qui modifierait la trajectoire articulaire et le ROM obtenu.

Absence de modélisation des ligaments. Les ligaments sont les principaux limitateurs passifs du ROM en fin d'amplitude. Leur absence dans le modèle signifie que la seule contrainte de fin d'amplitude est le contact osseux. Or, dans certaines configurations, ce sont les ligaments qui limitent le mouvement avant que le contact osseux ne soit atteint.

Sujet unique. Si la cinématique générale du modèle est conçue pour s'appliquer à tout patient (voir Section 6.2), les données anatomiques utilisées sont celles d'un seul sujet (VHP de Garner & Pandy). Le modèle n'a donc pas encore été testé avec l'anatomie d'un autre individu. On ne peut pas affirmer que la cinématique d'abduction et de flexion sera en accord avec la littérature pour les paramètres anatomiques d'un autre patient.

Approximations du système ISB. Le repère de la scapula utilisé dans ce modèle s'appuie sur le point AC (acromioclaviculaire), alors que la convention ISB recommande d'ancrer ce repère sur le point AA (Angulus Acromialis). Ces deux points sont anatomiquement proches, mais leur distinction introduit un écart entre les angles exprimés dans le modèle et les définitions ISB. Ce choix est justifié par le fait que Garner & Pandy fournissent une position précise du centre articulaire AC, alors qu'estimer AA à partir de leurs données aurait introduit une imprécision supplémentaire. Cet écart reste faible mais doit être gardé à l'esprit lors des comparaisons quantitatives avec la littérature ISB.

Rythme scapulo-huméral imposé. Si la cinématique de la scapula s'adapte mécaniquement lorsqu'on modifie les paramètres anatomiques, la partie SC (sterno-claviculaire) est pour l'instant calibrée sur des données de population (Sahara et al. pour l'abduction, Fung et al. pour la flexion) et imposée de façon identique pour tout patient. Or, la cinématique SC dépend aussi de la morphologie individuelle. Le modèle ne prend pas en compte ces différences, ce qui peut affecter la précision des prédictions pour un patient dont la cinématique de l'articulation SC s'écarte de la moyenne.

Mouvements étudiés. L'abduction et la flexion ont été choisis car ce sont les deux mouvements les plus fondamentaux de l'épaule et les mieux documentés dans la littérature. En réalité, l'épaule peut produire une infinité de trajectoires combinant élévation, rotation et circumduction, qui ne sont pas modélisées ici.

Chapitre 7

Conclusion

Ce mémoire a développé un modèle cinématique multicorps de l'épaule dans Robotran, capable de simuler l'abduction et la flexion et de déterminer le ROM par contact osseux. Le modèle repose sur une chaîne fermée à quatre articulations (SC, AC, ST, GH), une contrainte ellipsoïdale scapulo-thoracique, et un rythme scapulo-huméral défini par des polynômes calibrés sur des données ISB de la littérature.

Les résultats montrent que la cinématique des quatre articulations est reproduite de façon satisfaisante dans les deux plans de mouvement. Pour l'abduction, les composantes ISB de SC, AC et ST sont dans la plage de la littérature pour la grande majorité des études de référence. La flexion présente des résultats comparables, avec un léger écart sur la sonnette latérale de ST attribuable à la cinématique claviculaire de Fung et al. L'amplitude maximale simulée est de 157,2° en abduction et 166,6° en flexion, toutes deux cohérentes avec les valeurs populationnelles de Gill et al. La validation par les longueurs musculo-tendineuses confirme la cohérence géométrique du modèle avec l'anatomie de référence de Garner & Pandy.

L'étude paramétrique sur la longueur de la clavicule montre qu'un raccourcissement augmente la rotation interne scapulaire au repos et réduit l'amplitude de bascule postérieure et de ROM. Ces effets sont en accord qualitatif et quantitatif avec les mesures de Matsumura et al. pour les faibles raccourcissements (10–15 %). À 20 % de raccourcissement, le modèle sous-estime l'effet sur la bascule et le ROM en abduction, en raison de l'absence de butée ligamentaire. Ces résultats constituent une première réponse quantitative à une question clinique peu documentée.

Le modèle présente une limite principale. Il est purement cinématique. L'absence de muscles actifs et de ligaments empêche de modéliser la compensation neuro-musculaire et les effets passifs aux amplitudes extrêmes.

En perspective, l'intégration de muscles actifs et de ligaments ouvrirait la voie à une estimation des forces articulaires et à une modélisation plus réaliste des butées passives. La personnalisation des paramètres anatomiques (centres articulaires, ellipsoïde, insertions musculaires) à partir d'imagerie médicale permettrait d'adapter le modèle à un patient donné et de l'utiliser comme outil d'aide à la décision clinique, notamment pour évaluer l'impact fonctionnel d'un raccourcissement claviculaire avant une intervention chirurgicale.

Bibliographie

[1] Elsie Culham and Malcolm Peat. Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(1) :342–350, 1993.

[2] Diane Haering. Caractérisation tridimensionnelle de l'amplitude articulaire de l'épaule. 2015.

[3] Xavier Ohl. *Analyse morphologique et biomécanique des articulations scapulo-humérale et scapulo-thoracique*. PhD thesis, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers-ENSAM, 2014.

[4] Lecturio - Drawing Sagittal, coronal and transverse plane - English labels | AnatomyTOOL.

[5] Md Rasedul Islam, Md Assad-Uz-Zaman, Asif Al Zubayer Swapnil, Tanvir Ahmed, and Mohammad Habibur Rahman. An ergonomic shoulder for robot-aided rehabilitation with hybrid control. *Microsystem Technologies*, 27(1) :159–172, 2021.

[6] Brian A Garner and Marcus G Pandy. Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 4(2) :93–126, 2001.

[7] Tiffany K Gill, E Michael Shanahan, Graeme R Tucker, Rachelle Buchbinder, and Catherine L Hill. Shoulder range of movement in the general population : age and gender stratified normative data using a community-based cohort. *BMC musculoskeletal disorders*, 21(1) :676, 2020.

[8] Yao-Hung Tsai, Tsung-Jen Huang, Wei-Hsiu Hsu, Kuo-Chin Huang, Yen-Yao Li, Kuo-Ti Peng, and RW Hsu. Detection of subacromial bursa thickening by sonography in shoulder impingement syndrome. *Chang Gung Medical Journal*, 30(2) :135, 2007.

[9] Stephen Fealy, Ernest W April, Michael Khazzam, Juan Armengol-Barallat, and Louis U Bigliani. The coracoacromial ligament : morphology and study of acromial enthesopathy. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 14(5) :542–548, 2005.

[10] WT Dempster. Mechanism of shoulder movement. *Arch Phys Rehabil*, 46 :49–70, 1965.

[11] Jingzhoug Yang, Xuemei Feng, Joo H Kim, and Sudhakar Rajulu. Review of biomechanical models for human shoulder complex. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 1(3) :271–293, 2010.

[12] Christian Högfors, Göran Sigholm, and Peter Herberts. Biomechanical model of the human shoulder—i. elements. *Journal of biomechanics*, 20(2) :157–166, 1987.

[13] Walter Maurel. *3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues*. PhD thesis, EPFL, 1999.

[14] Frans CT Van der Helm. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5) :551–569, 1994.

[15] Brian A Garner and Marcus G Pandy. A kinematic model of the upper limb based on the visible human project (vhp) image dataset. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2(2) :107–124, 1999.

[16] Ge Wu, Frans CT Van der Helm, HEJ DirkJan Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, et al. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5) :981–992, 2005.

[17] Edward S Grood and Wilfredo J Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee. 1983.

[18] Paul Fisette and Jean-Claude Samin. Robotran : Symbolic generation of multi-body system dynamic equations. In *Advanced Multibody System Dynamics : Simulation and Software Tools*, pages 373–378. Springer, 1993.

[19] GrabCAD. Right arm — GrabCAD library. `https://grabcad.com/library/right-arm-1`, 2025. Accessed : 2025-11-20.

[20] GrabCAD. Human thorax — GrabCAD library. `https://grabcad.com/library/human-thorax-1`, 2025. Accessed : 2025-11-20.

[21] Gregory G Slabaugh. Computing euler angles from a rotation matrix. *Retrieved on August*, 6(2000) :39–63, 1999.

[22] Verne T Inman, JB deC M Saunders, and LeRoy C Abbott. Observations on the function of the shoulder joint. *JBJS*, 26(1) :1–30, 1944.

[23] Wataru Sahara, Kazuomi Sugamoto, Masakazu Murai, Hiroyuki Tanaka, and Hideki Yoshikawa. 3d kinematic analysis of the acromioclavicular joint during arm abduction using vertically open mri. *Journal of orthopaedic research*, 24(9) :1823–1831, 2006.

[24] Wataru Sahara, Kazuomi Sugamoto, Masakazu Murai, and Hideki Yoshikawa. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open mri. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(9) :1243–1249, 2007.

[25] Glenn C Terry and Thomas M Chopp. Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training*, 35(3) :248, 2000.

[26] Adalbert I Kapandji. *Anatomie fonctionnelle : Volume 1-Membre supérieur*. Maloine, 2021.

[27] Ralph Hertel, Ulf Knothe, and Franz T Ballmer. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(4) :331–338, 2002.

[28] Nazlı Gülriz Çeri. Morphometric characterization of the collum chirurgicum. *Journal of Basic and Clinical Health Sciences*, 5(1) :35–41, 2021.

[29] Marion Sigrid Kennedy. *Clinical anatomy of the subacromial and related shoulder bursae*. PhD thesis, University of Otago, 2021.

[30] JM Clark and DT Harryman 2nd. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. gross and microscopic anatomy. *JBJS*, 74(5) :713–725, 1992.

[31] Tobias J Dietrich, Maciej Jonczy, Florian M Buck, Reto Sutter, Gabor J Puskas, and Christian WA Pfirrmann. Ultrasound of the coracoacromial ligament in asymptomatic volunteers and patients with shoulder impingement. *Acta Radiologica*, 57(8) :971–977, 2016.

[32] Eric A White, Mark E Schweitzer, and Andrew H Haims. Range of normal and abnormal subacromial/subdeltoid bursa fluid. *Journal of computer assisted tomography*, 30(2) :316–320, 2006.

[33] Paul Michelin, Yohann Delarue, Fabrice Duparc, and Jean Nicolas Dacher. Thickening of the inferior glenohumeral capsule : an ultrasound sign for shoulder capsular contracture. *European radiology*, 23(10) :2802–2806, 2013.

[34] Donald A Neumann. *Neumann's Kinesiology of the Musculoskeletal System-E-Book : Neumann's Kinesiology of the Musculoskeletal System-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2024.

[35] Mansheung Fung, Sadafumi Kato, Peter J Barrance, John J Elias, Edward G McFarland, Katsuya Nobuhara, and Edmund Y Chao. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation : a study with cadavers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3) :278–285, 2001.

[36] R Ptasznik and O Hennessy. Abnormalities of the biceps tendon of the shoulder : sonographic findings. *AJR. American journal of roentgenology*, 164(2) :409–414, 1995.

[37] Florent Moissenet, Pierre Puchaud, Alexandre Naaïm, Nicolas Holzer, and Mickael Begon. Spartacus-shoulder-kinematics-dataset/shoulder-kinematics congress, June 2024. original-date : 2024-05-30T19 :45 :40Z.

[38] Paula M Ludewig, Vandana Phadke, Jonathan P Braman, Daniel R Hassett, Cort J Cieminski, and Robert F LaPrade. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *JBJS*, 91(2) :378–389, 2009.

[39] Satoshi Oki, Noboru Matsumura, Wataru Iwamoto, Hiroyasu Ikegami, Yoshimori Kiriyama, Toshiyasu Nakamura, Yoshiaki Toyama, and Takeo Nagura. The function of the acromioclavicular and coracoclavicular ligaments in shoulder motion : a whole-cadaver study. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(11) :2617–2626, 2012.

[40] Yoann Blache and Mickaël Begon. Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(4) :715–722, 2017.

[41] F Struyf, Jo Nijs, J-P Baeyens, S Mottram, and R Meeusen. Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(3) :352–358, 2011.

[42] Sonia Duprey, Alexandre Naaim, Florent Moissenet, Mickaël Begon, and Laurence Cheze. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview. *Journal of biomechanics*, 62 :87–94, 2017.

[43] Yungchien Chu, Jon Akins, Mita Lovalekar, Scott Tashman, Scott Lephart, and Timothy Sell. Validation of a video-based motion analysis technique in 3-d dynamic scapular kinematic measurements. *Journal of biomechanics*, 45(14) :2462–2466, 2012.

[44] Noboru Matsumura, Noriaki Nakamichi, Hiroyasu Ikegami, Takeo Nagura, Nobuaki Imanishi, Sadakazu Aiso, and Yoshiaki Toyama. The function of the clavicle on scapular motion : a cadaveric study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(3) :333–339, 2013.

[45] AE Engin and S-M Chen. Statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex—i : Kinematics of the shoulder complex. 1986.

[46] Andrew R Karduna, Phil W McClure, and Lori A Michener. Scapular kinematics : effects of altering the euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33(9) :1063–1068, 2000.

[47] Yuki Yoshida, Noboru Matsumura, Azusa Miyamoto, Satoshi Oki, Yoichi Yokoyama, Minoru Yamada, Yoshitake Yamada, Masaya Nakamura, Takeo Nagura, and Masahiro Jinzaki. Three-dimensional shoulder kinematics : Upright four-dimensional computed tomography in comparison with an optical three-dimensional motion capture system. *Journal of Orthopaedic Research®*, 41(1) :196–205, 2023.

[48] Noboru Matsumura, Hiroyasu Ikegami, Noriaki Nakamichi, Toshiyasu Nakamura, Takeo Nagura, Nobuaki Imanishi, Sadakazu Aiso, and Yoshiaki Toyama. Effect of shortening deformity

of the clavicle on scapular kinematics : a cadaveric study. *The American journal of sports medicine*, 38(5) :1000–1006, 2010.

[49] Olivier Cornu. Profil médical — pr. olivier cornu. `https://www.international-saintluc.be/fr/medecin/pr-olivier-cornu`, 2026. Chef de service de chirurgie orthopédique et traumatologique, Cliniques Universitaires Saint-Luc, UCLouvain. Accessed : 2026-05-06.

[50] Olivier Cornu. Communication personnelle par courrier électronique, May 2026. Pr. Olivier Cornu, Chef de service de chirurgie orthopédique et traumatologique, Cliniques Universitaires Saint-Luc (UCLouvain), Bruxelles, Belgique. Échange portant sur les applications cliniques potentielles du modèle multicorps développé dans ce mémoire, en particulier pour les fractures proximales de l'humérus, les fractures de clavicule, l'acromioplastie, la prothèse inversée d'épaule et la dyskinésie scapulaire.

Déclaration de recours à l'intelligence artificielle

Ce document atteste de l'utilisation d'intelligence artificielle dans le cadre de ce travail.
Claude et Gemini ont été utilisés exclusivement pour :
— la reformulation et l'amélioration de la clarté du texte.
— la correction de la grammaire et de l'orthographe.
— la création de certains tableaux.
— la restructuration de sections pour améliorer la cohérence et la lisibilité.

Annexe A

Muscles de l'épaule

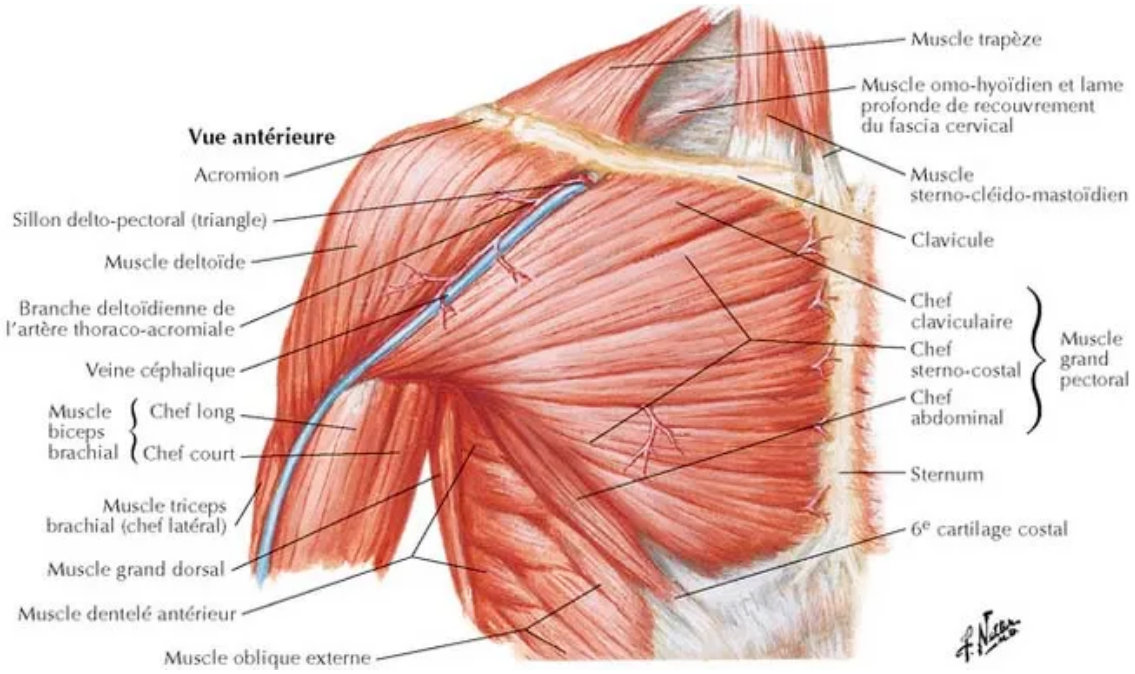


FIGURE A.1 – Vue antérieure des principaux muscles de l'épaule.

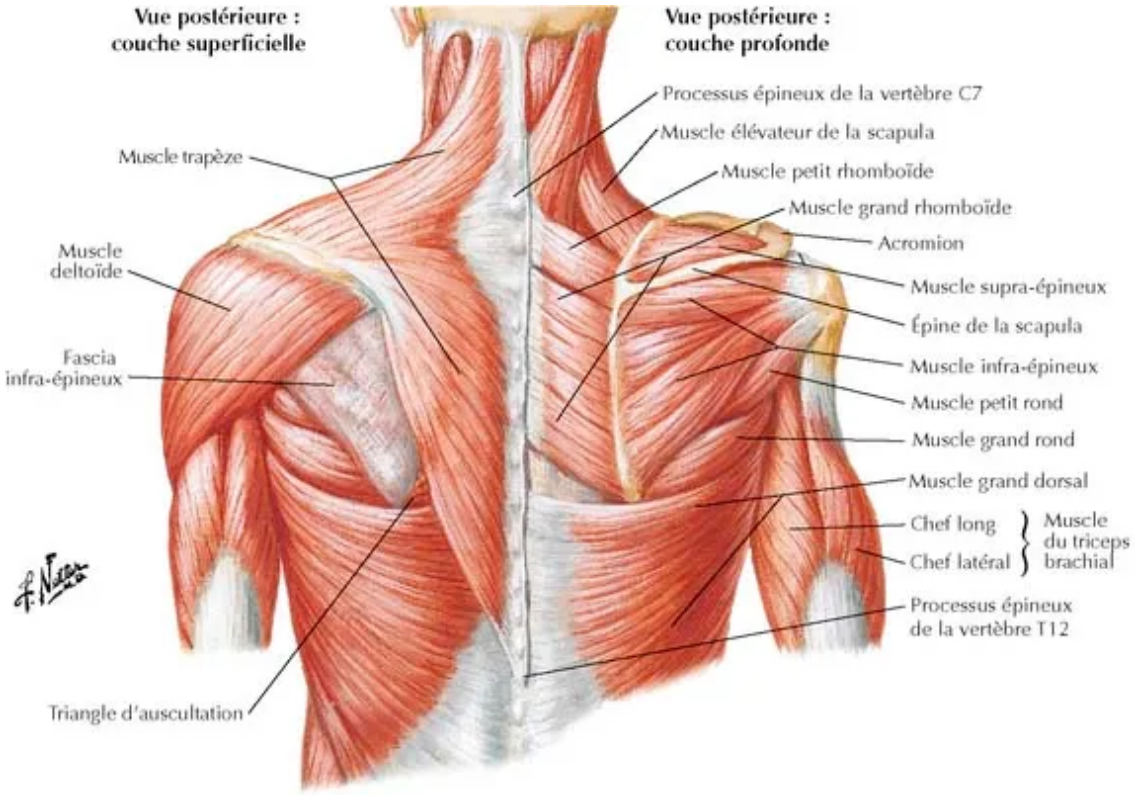


FIGURE A.2 – Vue postérieure des principaux muscles de l'épaule.

Annexe B

Orientations initiales

Articulation	$R^{i,h}$	q_1 (rad)	q_2 (rad)	q_3 (rad)
SC (clavicule / thorax)	$\begin{bmatrix} 0{,}8393 & -0{,}2903 & 0{,}4597 \\ 0{,}4266 & 0{,}8758 & -0{,}2259 \\ -0{,}3370 & 0{,}3857 & 0{,}8589 \end{bmatrix}$	$-0{,}2572$	$-0{,}4776$	$-0{,}3330$
AC (scapula / clavicule)	$\begin{bmatrix} 0{,}4716 & 0{,}8460 & 0{,}2488 \\ -0{,}8816 & 0{,}4457 & 0{,}1556 \\ 0{,}0207 & -0{,}2927 & 0{,}9560 \end{bmatrix}$	$+0{,}1613$	$-0{,}2514$	$+1{,}0622$
GH (humérus / scapula)	$\begin{bmatrix} 0{,}6729 & -0{,}6022 & -0{,}4296 \\ 0{,}7000 & 0{,}7062 & 0{,}1064 \\ 0{,}2393 & -0{,}3723 & 0{,}8967 \end{bmatrix}$	$+0{,}1181$	$+0{,}4441$	$-0{,}7300$

Tableau B.1 – Matrices de rotation $R^{i,h}$ extraites du Tableau I de Garner & Pandy [15] et angles d'Euler initiaux correspondants (séquence Robotran X-Y-Z).

Annexe C

Topologie du modèle dans MBsysPad

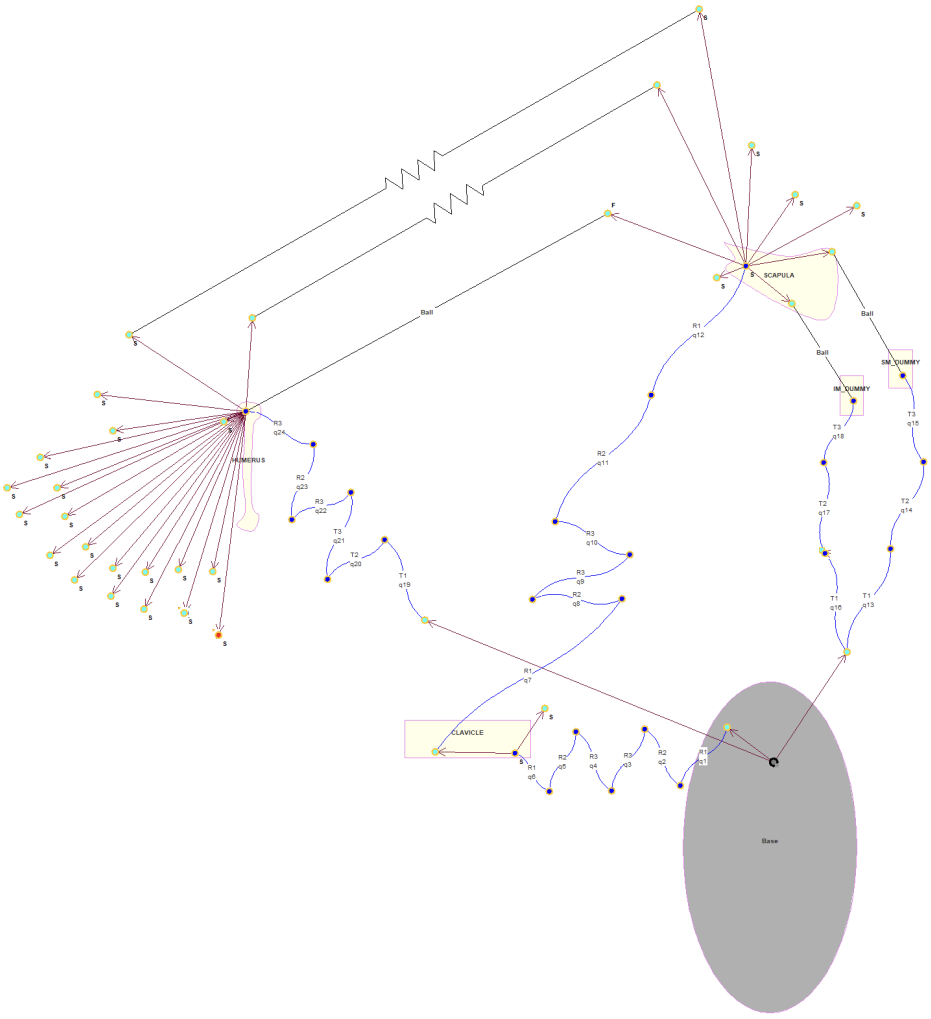


FIGURE C.1 – Topologie complète du modèle dans MBsysPad.

Annexe D

Points du col chirurgical

k	θ_k (°)	x_k (mm)	y_k (mm)
0	0	+11,90	0,00
1	22,5	+11,00	+4,56
2	45	+8,42	+8,42
3	67,5	+4,56	+11,00
4	90	0,00	+11,90
5	112,5	−4,56	+11,00
6	135	−8,42	+8,42
7	157,5	−11,00	+4,56
8	180	−11,90	0,00
9	202,5	−11,00	−4,56
10	225	−8,42	−8,42
11	247,5	−4,56	−11,00
12	270	0,00	−11,90
13	292,5	+4,56	−11,00
14	315	+8,42	−8,42
15	337,5	+11,00	−4,56

Tableau D.1 – Coordonnées des 16 points échantillonnant le col chirurgical de l'humérus dans le repère GH, avec $z = -13$ mm pour tous les points.

Annexe E

Coefficients du polynôme SC en abduction et flexion

Angle	a	b	c
$\theta_{SC,z}$	$-4{,}152 \cdot 10^{-2}$	$-2{,}047 \cdot 10^{-3}$	$+7{,}950 \cdot 10^{-6}$
$\theta_{SC,y}$	$+2{,}901 \cdot 10^{-4}$	$-1{,}220 \cdot 10^{-3}$	$+5{,}588 \cdot 10^{-6}$
$\theta_{SC,x}$	$-3{,}544 \cdot 10^{-3}$	$+1{,}001 \cdot 10^{-3}$	$-2{,}383 \cdot 10^{-6}$

TABLEAU E.1 – Coefficients des polynômes cubiques $f(\theta_{HT}) = a\,\theta_{HT} + b\,\theta_{HT}^2 + c\,\theta_{HT}^3$ (θ_{HT} en degrés, f en degrés) pour les trois angles SC en abduction.

Angle	a_1	a_2	a_3	a_4
$\theta_{SC,z}$	$+1{,}373 \cdot 10^{-11}$	$+5{,}847 \cdot 10^{-10}$	$+2{,}042 \cdot 10^{-8}$	$+4{,}544 \cdot 10^{-7}$
$\theta_{SC,y}$	$-1{,}690 \cdot 10^{-11}$	$-7{,}196 \cdot 10^{-10}$	$-2{,}513 \cdot 10^{-8}$	$-5{,}592 \cdot 10^{-7}$
$\theta_{SC,x}$	$+2{,}203 \cdot 10^{-11}$	$+9{,}383 \cdot 10^{-10}$	$+3{,}277 \cdot 10^{-8}$	$+7{,}291 \cdot 10^{-7}$

TABLEAU E.2 – Coefficients a_1–a_4 du polynôme de degré 8 pour les angles SC en flexion.

Angle	a_5	a_6	a_7	a_8
$\theta_{SC,z}$	$-1{,}215 \cdot 10^{-8}$	$+9{,}961 \cdot 10^{-11}$	$-3{,}293 \cdot 10^{-13}$	$+3{,}701 \cdot 10^{-16}$
$\theta_{SC,y}$	$+1{,}682 \cdot 10^{-8}$	$-2{,}050 \cdot 10^{-10}$	$+1{,}085 \cdot 10^{-12}$	$-2{,}079 \cdot 10^{-15}$
$\theta_{SC,x}$	$-2{,}420 \cdot 10^{-8}$	$+3{,}043 \cdot 10^{-10}$	$-1{,}613 \cdot 10^{-12}$	$+3{,}060 \cdot 10^{-15}$

TABLEAU E.3 – Coefficients a_5–a_8 du polynôme de degré 8 pour les angles SC en flexion.

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN
École polytechnique de Louvain
Rue Archimède, 1 bte L6.11.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | **www.uclouvain.be/epl**