



HAL
open science

Méthodes expérimentales et fusion de données imagerie-cinématique pour la modélisation du mouvement pathologique de l'épaule

Simon Bouvel

► **To cite this version:**

Simon Bouvel. Méthodes expérimentales et fusion de données imagerie-cinématique pour la modélisation du mouvement pathologique de l'épaule. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2016. Français. NNT : 2016PA066184 . tel-01635376

HAL Id: tel-01635376

<https://theses.hal.science/tel-01635376v1>

Submitted on 15 Nov 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ PIERRE & MARIE CURIE

École Doctorale de Sciences Mécanique, Acoustique, Électronique et Robotique de Paris
Spécialité : Robotique

THÈSE DE DOCTORAT

présentée par

Simon Bouvel

Méthodes expérimentales et fusion de données
imagerie-cinématique pour la modélisation du
mouvement pathologique de l'épaule

Soutenue le 04 May 2016

JURY

Mme. Valérie Burdin	Professeure de Telecom Bretagne	Rapporteur
M. Frédéric Marin	Professeur de l'UTC Compiègne	Rapporteur
Mme. Wafa Skalli	Professeure du LBM	Examinatrice
M. Guillaume Morel	Professeur de l'UPMC	Directeur de thèse
Mme. Viviane Pasqui	Maître de conférences de l'UPMC	Encadrante
Mme. Agnès Roby-Brami	Directrice de recherche INSERM	Encadrante

Table des matières

Table des figures	7
Résumé	11
Abstract	13
Remerciements	15
Introduction	17
1 Contexte et problématique	19
1.1 Le complexe de l'épaule	19
1.1.1 Description physiologique	19
1.1.2 Description des articulations	20
1.1.3 Détails anatomiques	21
1.1.4 Cinématique de la scapula	22
1.2 La mesure des mouvements en biomécanique	23
1.2.1 La radiographie	23
1.2.2 La radiographie biplane	24
1.2.3 L'imagerie par résonance magnétique (IRM)	25
1.2.4 La capture de mouvement par marqueurs cutanés	25
1.2.5 La capture de mouvement par fixation intra-osseuse	26
1.3 Le glissement cutané	27
1.3.1 Le glissement cutané sur un nuage de marqueurs	29
1.3.2 Le glissement cutané sur un cluster rigide	29
1.3.3 Méthodes applicables pour la mesure des mouvements du complexe de l'épaule	30
1.3.4 Combinaison de techniques pour la mesure des mouvements de la scapula	33
1.4 Positionnement dans l'existant	34

1.4.1	Utilisation conjointe des mesures immobiles et dans le mouvement	34
1.4.2	Mesure des mouvements de l'épaule par capture de mouvement . . .	35
1.5	Conclusion	36
2	La mesure des mouvements de l'épaule par interpolation spatiale	37
2.1	La mesure immobile et la mesure dans le mouvement	37
2.2	Problème d'interpolation spatiale	39
2.2.1	interpolation spatiale de transformations homogènes	39
2.2.2	Méthodes d'interpolation à partir de données dispersées	40
2.3	Interpolation par voisins naturels	42
2.3.1	Principe de la méthode	42
2.3.2	Des repères de coordonnées à des éléments de \mathbf{R}^n	46
2.3.3	Borner la tessellation de Voronoi	48
2.3.4	Moyennes pondérées de transformations homogènes	52
2.4	Application de la méthode aux données de capture de mouvement	53
2.4.1	Des Nuages de points aux repères de coordonnées	53
2.4.2	L'utilisation d'un scapula locator ou d'un stylet	56
2.4.3	Positionnement de la mesure en mouvement dans les données dis- persées	57
2.5	Conclusion	57
3	Expérimentations avec un robot manipulateur	59
3.1	Expérience préliminaire	59
3.1.1	Dispositif expérimental	60
3.1.2	Protocole expérimental	62
3.1.3	Résultats	63
3.1.4	Discussion sur les données immobiles	65
3.2	Expérience de glissement	66
3.2.1	Dispositif expérimental	66
3.2.2	Protocole expérimental	68
3.2.3	Résultats expérimentaux	73
3.3	Expérience d'adhérence	76
3.3.1	Dispositif expérimental	77
3.3.2	Protocole expérimental	78
3.3.3	Résultats expérimentaux	78
3.4	Conclusion	81
4	Application à l'humain	85
4.1	Dispositif expérimental	85
4.1.1	Appareils pour la mesure des mouvements de l'épaule	85
4.1.2	Points anatomiques et repères de coordonnées	86

4.2	Protocole expérimental	90
4.2.1	Mouvements réalisés	90
4.2.2	Acquisitions avec sujet immobile	91
4.3	Résultats	92
4.3.1	Courbes de mouvements	92
4.3.2	Détection des acquisitions erronées avec sujets immobiles	94
4.3.3	Résultats corrigés	96
4.3.4	Discussion sur la transformation entre cluster acromial et scapula	98
4.4	Conclusion	100
Conclusion		103
A Courbes de la cinématique de la scapula par différents auteurs		107
A.1	D'après Brochard et coll. 2011 [1]	107
A.2	D'après Braman et coll. 2009 [2]	108
A.3	D'après Chu et coll. 2012 [3]	109
A.4	D'après Dayanidhi et coll. 2005 [4]	110
A.5	D'après Ebaugh et coll. 2005 [5]	110
A.6	D'après Lempereur et coll. 2010 [6]	111
A.7	D'après Ludewig et coll. 2009 [7]	112
A.8	D'après Fayad et coll. 2006 [8]	113
A.9	D'après McClure et al. 2001 [9]	114
A.10	D'après Roren et coll. 2013 [10]	115
A.11	D'après Schwartz et coll. 2007 [11]	115
B Verification du fait que d_R soit une métrique		117
B.1	Vérifions que $d_R \in \mathbb{R}^+$	117
B.2	Vérifions que $d_R(R_1, R_2) = 0 \iff R_1 = R_2$	117
B.3	Vérifions que $d_R(R_1, R_2) = d_R(R_2, R_1)$	118
B.4	Vérifions que $d_R(R_1, R_3) \leq d_R(R_1, R_2) + d_R(R_2, R_3)$	118
C N-rectangle et intersections avec une tellestation de Voronoi		119
Bibliographie		121

Table des figures

1.1	Os du complexe de l'épaule	19
1.2	Articulations du complexe de l'épaule	20
1.3	Graphe des liaisons du complexe de l'épaule	20
1.4	Détails de la scapula, vue de dos	21
1.5	Plans anatomiques	22
1.6	Repères et rotations proposées par l'ISB	23
1.7	Radiographie pour la mesure de l'épaule. D'après Poppen et Walker [12]	24
1.8	Illustration de la technologie de radiographie biplane	24
1.9	Exemples d'IRM	25
1.10	Exemples de capture de mouvement par marqueurs cutanés	26
1.11	Exemples de capture de mouvement par fixation intra-osseuse	26
1.12	Deux approches de positionnement des marqueurs	28
1.13	Equivalence entre les deux solutions	28
1.14	Recommandations de l'ISB pour le placement de marqueurs sur le Torse, d'après Wu 2005 [13]	30
1.15	Exemple de pointage	30
1.16	Cluster acromial	31
1.17	Exemple de scapula tracker, d'après Karduna 2001 [14]	31
1.18	Exemple de scapula locator. D'après Brochard [1].	32
1.19	D'après Lempereur 2010 [15]	33
1.20	Illustration de la double calibration de Brochard [1]	34
1.21	Principe d'utilisation conjointe entre le système EOS et le système CO- DAMOTION	35
2.1	Acquisition des données avec sujet se maintenant immobile	38
2.2	Acquisition des données avec sujet en mouvement	38
2.3	Illustration de l'interpolation spatiale de repères de coordonnées	40
2.4	Données dispersées : un ensemble de sites et de fonctions	42
2.5	Vue d'ensemble de l'algorithme d'interpolation par voisins naturels.	42

2.6	Tessellation de Voronoi des sites	43
2.7	Ajout du point requête dans le calcul de la tessellation de Voronoi. La cellule colorée est la cellule du point requête	43
2.8	Illustration de la dualité entre tessellation de Voronoi et triangulation de Delaunay	45
2.9	Similitude de deux tessellations de Voronoi pour deux ensembles de points avec des distances mutuelles identiques	47
2.10	Les sites du polygone convexe ont une cellule de Voronoi de volume infini	49
2.11	Détermination des bornes avec les valeurs minimales et maximales des sites et des requêtes sur chaque direction.	49
2.12	Comparaison entre tessellation de Voronoi non bornée et bornée par la méthode du n-rectangle.	50
2.13	Identification des paramètres servant au calcul de φ	51
2.14	Positionnement des <i>ghost points</i>	51
2.15	Résultat avec la méthode des <i>ghost points</i>	52
2.16	Illustration du calcul d'un repère à partir de 3 points	55
2.17	Appareils permettant la numérisation de points	56
3.1	Dispositif expérimental	60
3.2	Zone de visibilité des barres CX1	61
3.3	Degrés de mobilité utilisés.	61
3.4	Description des trois mouvements réalisés.	62
3.5	Erreurs d'estimation pour le premier mouvement	64
3.6	Erreurs d'estimation pour le deuxième mouvement	64
3.7	Erreurs d'estimation pour le troisième mouvement	65
3.8	Erreur moyenne en fonction du nombre d'acquisitions avec robot immobile utilisé.	66
3.9	Passage d'un modèle réaliste à un modèle simplifié.	67
3.10	Dispositif expérimental	67
3.11	Centre de la scapula	68
3.12	Contrôle du centre de la scapula	69
3.13	Définition empirique des orientations de la scapula simplifiée dans les coins de l'espace de travail.	69
3.14	Quaternions pour la définition de l'orientation de la scapula simplifiée en un point quelconque de l'espace de travail.	70
3.15	Trajectoires en ligne droite	71
3.16	Trajectoires complexes	71
3.17	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en ligne	74
3.18	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en colonne	74
3.19	Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 1	74
3.20	Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 2	74
3.21	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en carré	76

3.22	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en spirale	76
3.23	Un carré de bois lié au cadre rigide par des ressorts	77
3.24	Dispositif expérimental	77
3.25	Mouvements du centre de l'outil inscrits sur une sphère	78
3.26	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en ligne	79
3.27	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en colonne	79
3.28	Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 1	80
3.29	Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 2	80
3.30	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en carré	81
3.31	Erreurs d'estimation pour la trajectoire en spirale	81
4.1	Dispositif expérimental	85
4.2	Dispositifs utilisés pour les expérimentations	86
4.3	Points anatomiques et repère associé au torse	87
4.4	Points anatomiques et repère associé à l'humérus	89
4.5	Points anatomiques et repère associé à la scapula	90
4.6	Ajustement du scapula locator sur une pose prise par le sujet	91
4.7	Résultats de notre méthode sur l'orientation de la scapula lors d'un mouvement d'abduction, confrontés à ceux de Brochard et coll. 2011 [1]	92
4.8	Résultats de notre méthode sur l'orientation de la scapula lors d'un mouvement de flexion, confrontés à ceux de Brochard et coll. 2011 [1]	93
4.9	Résultats de notre méthode sur l'orientation de la scapula lors d'un mouvement d'élévation dans le plan de la scapula, confrontés à ceux de Ludewig et coll. 2009 [7]	93
4.10	Première itération, avec 21 acquisitions avec sujet immobile. L'acquisition numéro 9 semble être responsable de la majorité des erreurs, elle est écartée	95
4.11	Deuxième itération, avec 20 acquisitions, les erreurs sont lissées par rapport à la précédente. Nous choisissons d'écarter les acquisitions numéro 4, 5 et 15	96
4.12	Troisième itération avec 17 acquisitions. La répartition des erreurs entre toutes les acquisitions avec sujet immobile est jugée suffisamment uniforme pour ne pas en écarter davantage.	96
4.13	Comparaison des résultats pour une abduction entre interpolation avec 21 acquisitions avec sujet immobile, 17 de ces mêmes acquisitions, et les résultats de Brochard et coll. [1]	97
4.14	Comparaison des résultats pour une flexion entre interpolation avec 21 acquisitions sur sujets immobiles, 17 de ces mêmes acquisitions, et les résultats de Brochard et coll. [1]	97
4.15	Comparaison des résultats pour une élévation dans le plan de la scapula entre interpolation avec 21 acquisitions avec sujet immobile, 17 de ces mêmes acquisitions, et les résultats de Ludewig et coll. [7]	98
4.16	Translation et angle de la transformation entre cluster acromial et scapula.	99

4.17	Diagramme résumant notre approche	104
A.1	Cercles noirs : palpation, carrés blancs : calibration simple, triangles noirs : double calibration.	107
A.2	Cercles noirs : Abduction, cercles blancs : Adduction	108
A.3	Ligne bleue pleine : capture de mouvement, ligne rouge pointillée : système de radiographie.	109
A.4	Ligne rouge : Adultes, ligne bleue : Enfants	110
A.5	Résultats de l'étude de Ebaugh et coll [5]	110
A.6	Résultats de l'étude de Lempereur et coll [6]	111
A.7	Cinématique de l'épaule d'après Ludewig et coll. [7]	112
A.8	Résultats de l'étude de Ebaugh et coll [5]	113
A.9	Résultats de McClure et coll. pour une élévation dans le plan de la scapula.	114
A.10	Noir : abduction, gris : flexion.	115
A.11	Résultats de Schwartz et coll [11]	115
C.1	Lien entre les k-faces et les coordonnées des sommets, pour un cube de dimension 3	120

Résumé

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans le domaine de la mesure des mouvements du complexe de l'épaule en biomécanique. Nous présentons les différentes technologies et méthodes permettant de le faire, et les difficultés associées, en particulier le problème du glissement des tissus mous sur les os. Cela nous permet d'étayer notre choix de réaliser une fusion de données entre des acquisitions de capture de mouvements où le sujet se maintient immobile, et d'autres où le sujet est en mouvement. Nous proposons de réaliser cette fusion de données par de l'interpolation spatiale de repères de coordonnées à partir de données dispersées, et plus particulièrement avec la méthode d'interpolation par voisins naturels, qui a été adaptée aux besoins de cette étude. Une série d'expérimentations avec un robot manipulateur a été réalisée afin de vérifier la faisabilité de la méthode développée. Le robot manipulateur fournit une vérité terrain qui serait inaccessible avec l'humain. Les résultats de ces expérimentations nous ont encouragé dans la poursuite de l'étude avec des expérimentations sur l'humain. Toutes les expérimentations ont été réalisées à l'aide d'un système de capture de mouvements optoélectronique. Les données acquises avec sujets immobiles et celles réalisées avec sujets en mouvement nous ont permis, par l'application de l'interpolation par voisins naturels, d'estimer les mouvements de la scapula par rapport au torse alors que les sujets réalisaient des mouvements d'abduction, de flexion, et d'élévation dans le plan de la scapula. Les résultats obtenus sont concordants avec la littérature. Ainsi est encouragée l'utilisation d'une part de la méthode que nous avons développée, et d'autre part, plus globalement, de l'approche de l'interpolation spatiale pour la mesure des mouvements des os en compensant les glissements des tissus.

Abstract

This work takes place in the context of shoulder complex motion measurement in biomechanics. We present the technologies and methods that apply to this problem, and the associated obstacles (particularly the skin tissue deformation), in order to justify our choice of performing data fusion between measurements where the subjects remain still, and other where they are in motion. We suggest to perform this data fusion through spatial interpolation of reference frames from scattered data, specifically with the natural neighbors algorithm, that has been adapted to the framework of this study. A series of experimentations with a manipulator robot has been performed in order to assess the feasibility of the developed method, the robot giving access to ground truth that would be unavailable with human experimentations. The results we obtained encouraged us to pursue the study with human experimentations. These experimentations have been performed using an optoelectronic motion capture technology. The data gathered while subjects remained still, and the one acquired with the subjects in motion allowed us, through natural neighbors interpolation, to estimate the motion of the scapula relative to the thorax, for abduction, flexion, and scapular plane elevation movements. The results we obtained were similar to the ones found in the literature, encouraging on the one hand the method we developed, and on the other hand the spatial interpolation approach for bone motion measurement in biomechanics, compensating the skin tissue artefact.

Remerciements

Je tiens à remercier en premier lieu les membres de l'institut des systèmes intelligents et de robotique qui m'ont permis de réaliser ce doctorat, tout particulièrement monsieur Guillaume Morel, mon directeur de thèse, et mesdames Viviane Pasqui et Agnès Roby-Brami pour leur encadrement. Je tiens également à remercier chaleureusement madame Valérie Burdin et monsieur Frédéric Marin d'avoir bien voulu être les rapporteurs de ce manuscrit, et pour leur aide précieuse. Je remercie aussi madame Wafa Skalli, qui a accepté d'être examinatrice de ces travaux, pour le temps qu'elle y a consacré. Je remercie sincèrement tous les autres membres permanents de l'équipe Agathe pour les relations amicales que nous avons entretenu, à savoir Wael, Nathanaël, Ludovic, Marie-Aude et Jérôme. Évidemment, je remercie vivement les autres doctorants et les amis que j'ai eu la chance de rencontrer lors de mon passage à l'ISIR, Fabien, Thomas, Ragou, Ludo, Vincent, Cécile, Juan, David, Florian, Thierry, Tommaso, Franck, Solenne, Manelle, Lin, Ninon et Camille, pour tous les moments chers à mon cœur passés ensemble, et j'espère, ceux qu'il nous reste à passer. J'ai aussi la chance de pouvoir remercier tous mes amis qui m'ont soutenu (voire supporté) dans ces années de doctorat, à savoir Clément, Guillaume, Matthieu, Manu et Nico pour nos merveilleuses soirées ludiques et des vacances inoubliables, Benoît, Alex, Sophie, Laurent, Julia, Sylvain, Cyrielle, Hélène et Vincent pour les voyages incroyables et les bons moments passés, Pierre et Anthony pour les bouffées de bonne humeur. Je tiens également à remercier vivement mes amis de longue date, Philippe et Édouard, pour ne m'avoir jamais fait me sentir comme un étranger malgré mes longues années loin d'eux, pour nos conversations passionnantes, nos moments d'évasion, et simplement pour leur amitié sincère. Mes pensées se tournent naturellement vers mes parents, qui m'ont toujours soutenu et encouragé dans mes choix de vie, même dans les moments les plus difficiles. Sans leur soutien exemplaire, je ne serai probablement pas en train d'écrire ces quelques lignes aujourd'hui. J'en profite pour remercier l'ensemble de ma famille, en particulier mes sœurs et leurs familles qui, à ma grande joie, s'agrandissent au fil des années. Mes remerciements les plus profonds sont destinés à Anne-Claire, pour son amour et son soutien permanent et inconditionnel, qui m'ont poussé pendant ces années de doctorat à donner le meilleur de moi-même. Je remercie également sa famille qui m'a toujours accueilli à bras ouverts.

Introduction

Ces travaux s'inscrivent dans le contexte de la mesure des mouvements en biomécanique, et plus particulièrement dans la mesure des mouvements du complexe de l'épaule.

On appelle complexe de l'épaule l'ensemble des os et articulations qui lie le torse avec le bras. Il constitue une articulation offrant beaucoup de mobilité, essentielle dans les mouvements du membre supérieur. Les pathologies de l'épaule, courantes, peuvent survenir à n'importe quel âge. La compréhension de la cinématique de l'épaule une information cruciale dans le traitement ou la rééducation de ces pathologies.

De ce fait, la possibilité de fournir une mesure précise des mouvements de l'épaule est essentiel pour toute étude ou tout traitement. La mesure des mouvements en biomécanique est une discipline étendue. Les principaux obstacles rencontrés sont la capacité à mesurer les mouvements des os au travers de la peau de manière non-invasive, et l'analyse cinématique des articulations. Au niveau de l'épaule, les artefacts cutanés (ie. le glissement des tissus mous sur les os) sont très présents, ce qui contribue à rendre la mesure de ses mouvements difficile. Par ailleurs, la complexité de l'épaule en terme de nombre d'os et articulation mis en jeu constitue un réel défi pour les analyses cinématiques.

Dans les travaux présentés, nous nous intéressons particulièrement à la mesure des mouvements de la scapula, un os central dans le complexe de l'épaule. Notre objectif est de fournir des approches, tant mathématiques que méthodologiques, pour la mesure des mouvements de la scapula par rapport au torse. Nous cherchons de cette façon à enrichir les méthodes déjà existantes, afin d'offrir plus d'options aux cliniciens et aux chercheurs.

Dans le premier chapitre de cette thèse, nous présentons le contexte de notre étude, et la problématique associée. Nous présentons en détail ce qui constitue le complexe de l'épaule, les technologies et les méthodes couramment utilisées pour la mesure des mouvements en biomécanique, et exposons le problème que constitue le glissement cutané. Cette analyse de l'existant nous donne la possibilité d'aborder ce problème par la fusion de données des acquisitions réalisées quand le sujet est immobile, et en mouvement, le tout avec des données issues de la capture de mouvement par marqueurs cutanés.

Dans le second chapitre, nous détaillons comment cette fusion de donnée peut se ramener à un problème d'interpolation spatiale. Plus particulièrement, il s'agit d'un

problème d'interpolation de repères de coordonnées à partir de données dispersées. Nous expliquons le choix de l'algorithme que nous avons utilisé, l'interpolation par voisins naturels, et présentons son principe et son implémentation pour le rendre applicable à notre problème, mathématiquement et avec les données de capture de mouvement.

Le troisième chapitre présente une série d'expérimentations avec un robot manipulateur visant à valider la faisabilité de la méthode que nous proposons. Le robot manipulateur nous fournit une vérité terrain à laquelle nous n'aurions pas accès avec une expérimentation sur l'humain, et donc d'évaluer et d'analyser les erreurs produites par la méthode. Nous présentons une expérience préliminaire simple, qui implique la déformation de tissus, mais qui est éloignée du comportement d'une épaule. Nous présentons deux autres expérimentations visant à se rapprocher des difficultés présentes dans la mesure des mouvements de la scapula. Les résultats que nous obtenons sont comparés aux autres méthodes présentes dans la littérature.

Le quatrième chapitre de ces travaux présente une série d'expérimentations sur l'humain. Les résultats avec le robot manipulateur étant encourageants, une utilisation de nos méthodes en condition réelle permet de confirmer le potentiel de la méthode que nous proposons. Nous présentons le dispositif expérimental, les différents appareils et technologies que nous avons utilisé pour les expérimentations, ainsi que le protocole expérimental. Les résultats sur la cinématique de la scapula par rapport au torse que nous obtenons sont confrontés aux résultats présents dans la littérature.

Contexte et problématique

Ces travaux s’inscrivent dans le contexte de la mesure des mouvements du complexe de l’épaule en biomécanique. Après une description du complexe de l’épaule, nous nous attarderons sur les différentes technologies et méthodes utilisables pour la mesure des mouvements en biomécanique. Nous présentons ensuite le problème du glissement cutané, avant de justifier le choix des technologies que nous avons fait pour cette étude.

1.1 Le complexe de l’épaule

On considère le complexe de l’épaule comme l’ensemble des os et des articulations qui lie le torse au bras. Dans cette section, nous nous attardons sur la description de ces os, sur les liaisons cinématiques entre les os, et sur quelques détails anatomiques.

1.1.1 Description physiologique

Le complexe de l’épaule est composé de quatre os : Le torse, la clavicule (fig. 1.1a), la scapula (fig. 1.1b), et l’humérus (fig. 1.1c). Tous ces os sont considérés dans ces travaux comme des solides rigides. Le torse est lui-même composé d’une multitude d’os différents, avec d’éventuels déplacements entre ces os, mais du fait de la faible amplitude de ces mouvements par rapport à l’amplitude des mouvements du reste des os du complexe de l’épaule, nous faisons l’hypothèse que le torse est lui aussi un solide rigide.

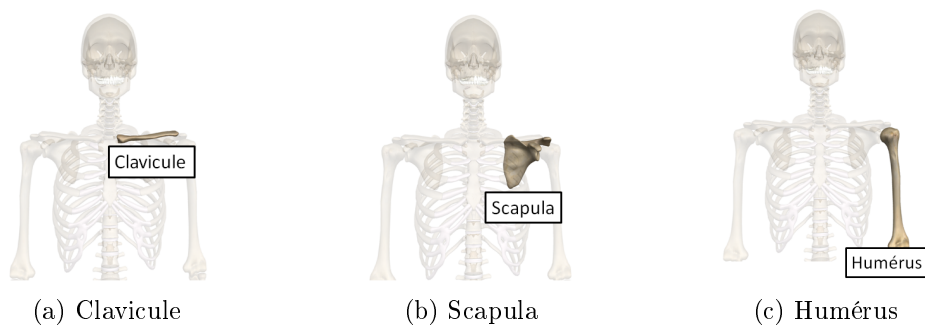
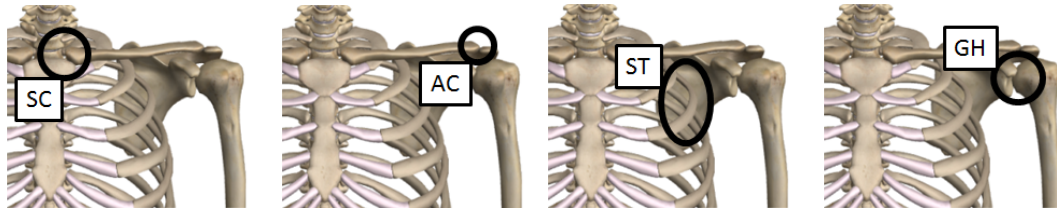


FIGURE 1.1 – Os du complexe de l’épaule

1.1.2 Description des articulations

Il existe 4 articulations dans le complexe de l'épaule :

- L'articulation sterno-claviculaire (SC), qui lie la clavicule et le torse (fig. 1.2a).
- L'articulation acromio-claviculaire (AC), qui lie la clavicule et la scapula (fig. 1.2b).
- L'articulation scapulo-thoracique (ST), qui lie la scapula et le torse (fig. 1.2c).
- L'articulation gléno-humérale (GH), qui lie la scapula et l'humérus (fig. 1.2d).



(a) Sterno-claviculaire (b) Acromio-claviculaire (c) scapulo-thoracique (d) Gléno-humérale

FIGURE 1.2 – Articulations du complexe de l'épaule

L'ensemble de ces articulations est représenté dans le graphe des liaisons suivant (fig. 1.3).

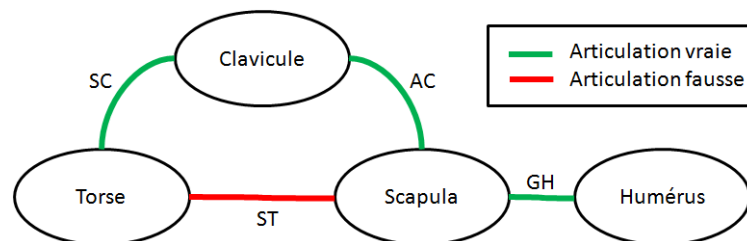


FIGURE 1.3 – Graphe des liaisons du complexe de l'épaule

Le complexe de l'épaule est donc une chaîne cinématique fermée. La scapula possède une articulation avec tous les autres os qui composent le complexe de l'épaule, ce qui rend la mesure de ses mouvements cruciale pour une analyse cinématique.

Il est important de noter que l'on distingue en physiologie deux types d'articulations. Les articulations dites "vraies" sont les plus présentes dans le corps humain, et constituées de contacts cartilagineux. C'est le cas pour le complexe de l'épaule des articulation sterno-claviculaires, acromio-claviculaires et gléno-humérales. Les articulations dites "fausses", ou syssarcoses, sont quant à elles composées de liaisons musculaires et de glissement de l'os entre des couches de tissu mou. L'articulation scapulo-thoracique est une articulation fausse. En effet, le mouvement relatif de la scapula par rapport au torse est uniquement dû aux liaisons musculaires et au glissement de la scapula sur des tissus. De manière générale, les articulations fausses sont plus difficiles à étudier que les articulations vraies, du fait qu'il est ardu de faire des suppositions sur la nature de l'articulation à partir d'observations de la géométrie des contacts inter-osseux.

1.1.3 Détails anatomiques

Pour la suite de notre étude, nous allons nous focaliser sur la mesure des mouvements de la scapula par rapport au torse. Nous allons ici détailler certains points anatomiques des la scapula.

La scapula est un os plat et large qui possède une articulation avec tous les autres os du complexe de l'épaule. La glène est une cavité en forme de poire qui permet d'accueillir la tête humérale pour former l'articulation gléno-humérale (fig. 1.4a). Certaines études utilisent un modèle simplifié pour assimiler l'articulation gléno-humérale à une articulation sphérique. Si ce modèle est valable dans le cas où la précision nécessaire n'est pas importante, il ne l'est pas avec l'analyse de l'épaule spécifiquement. Il existe en effet des translations au niveau de cette articulation, comme le montrent de nombreuses études [16] [17] [18] [19] [20].

L'épine scapulaire est une zone plus large que le reste de l'os, ce qui la rend plus facilement palpable (fig. 1.4b). A l'extrémité distale de l'épine scapulaire se trouve l'acromion, une partie plate et protubérante, qui permet la liaison avec la clavicule au travers de l'articulation acromio-claviculaire (fig. 1.4c). Comme nous le détaillerons dans la section 1.2.4, l'acromion est la zone de l'épaule qui permet le mieux de suivre ses mouvements avec des marqueurs cutanés, le glissement de la peau y étant moins important que sur le reste de l'os.

Par ailleurs, l'International Society of Biomechanics (ISB) préconise l'utilisation de trois points anatomiques pour le repérage de la scapula, qui apparaissent sur la figure 1.4d.

- Angulus Acromialis (AA) est le point le plus distal de l'épine scapulaire.
- Trigonum Scapulae (TS) est le point le plus proximal de l'épine scapulaire
- Angulus inferior est le point le plus bas de la scapula, la pointe basse du "triangle".

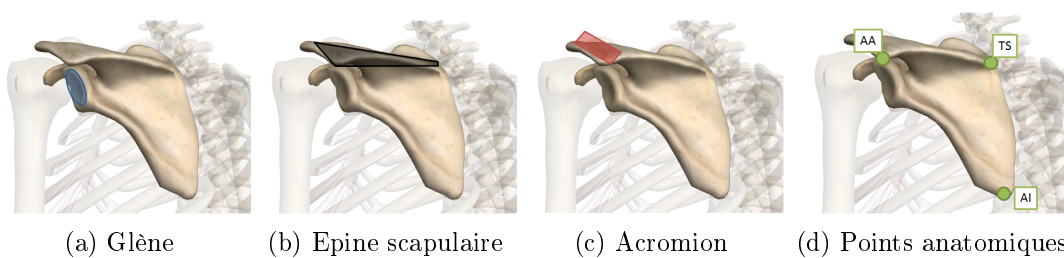


FIGURE 1.4 – Détails de la scapula, vue de dos

Ces points ont la particularité d'être tous facilement palpables, ce qui rend leur repérage assez aisé. Ils sont d'ailleurs assez éloignés les uns des autres, ce qui permet d'y attacher un repère de coordonnées de manière robuste.

1.1.4 Cinématique de la scapula

De nombreux auteurs fournissent des éléments de réponse sur la cinématique des mouvements du complexe de l'épaule, dans certains mouvements de l'articulation scapulothoracique. La cinématique de la scapula par rapport au torse est principalement évaluée pour trois mouvements :

- Une élévation du bras dans le plan frontal (fig. 1.5), appelée abduction (adduction pour l'abaissement du bras)
- Une élévation du bras dans le plan sagittal (fig. 1.5), appelée flexion (extension pour l'abaissement du bras)
- Une élévation du bras dans le plan dit *plan scapulaire*, qui est une rotation du plan frontal de 30 degrés par rapport à la verticale.

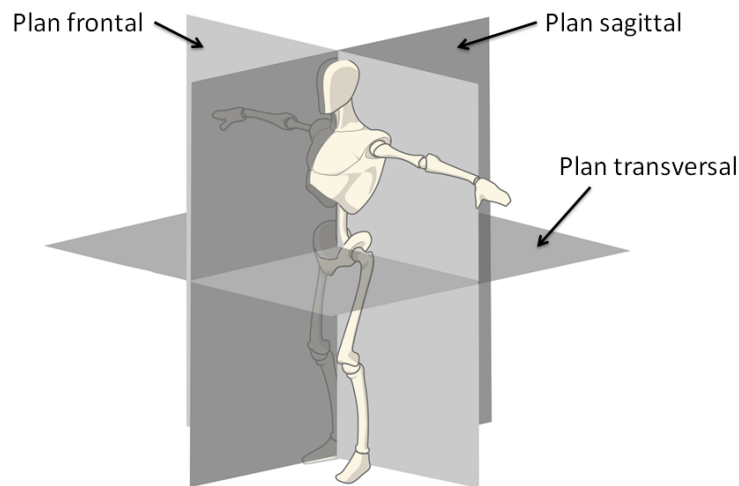


FIGURE 1.5 – Plans anatomiques

Afin de décrire les mouvements de la scapula dans l'espace, un repère de coordonnées est préconisé par l'*International society of biomechanics* (ISB). Il est calculé à partir des points anatomiques comme suit (d'après [13]) et est illustré dans la figure 1.6a :

- O le centre du repère, coïncide avec le point AA
- L'axe Z du repère est sur la direction liant TS et AA , pointant vers AA .
- L'axe X est normal au plan formé par les trois points AI , AA et TS , pointant vers l'avant.
- Enfin, l'axe Y peut être déduit des axes X et Z .

On peut définir à partir de ce repère trois rotations afin de décrire son orientation dans l'espace, comme illustré dans la figure 1.6b. Afin de décrire l'orientation de la scapula dans l'espace, la séquence d'angles d'Euler proposée par l'ISB est la séquence Y-X-Z, soit interne/externe-tilt-médiolatérale.

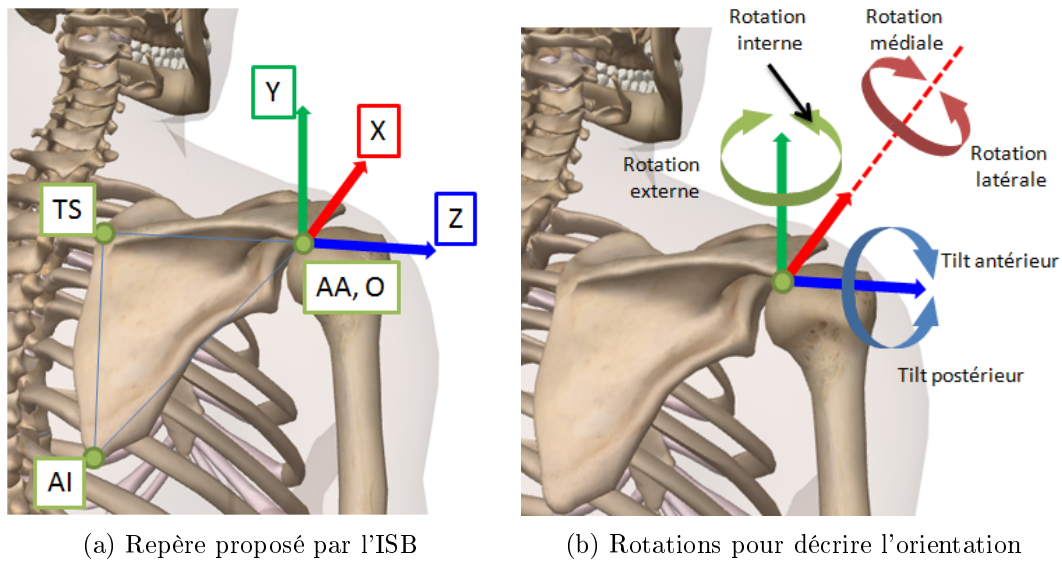


FIGURE 1.6 – Repères et rotations proposées par l'ISB

Qualitativement, une élévation du bras dans le plan frontal (donc une abduction) provoque une rotation interne faible, un tilt postérieur modéré, ainsi qu'une importante rotation latérale [1] [3] [8] [21] [7] [10]. Pour une élévation dans le plan sagittal (flexion), l'orientation de la scapula est décrite par une rotation interne moyenne, un tilt postérieur modéré, et une importante rotation latérale [2] [1] [8] [6] [7] [10] [11]. Enfin, pour une élévation dans le plan de la scapula, l'orientation est caractérisée par une rotation interne moyenne, un tilt postérieur faible et une rotation latérale importante [3] [4] [5] [7] [9]. Des courbes de mouvements mesurés dans la littérature sont disponibles en annexe A.

1.2 La mesure des mouvements en biomécanique

La mesure des mouvements relatifs entre les os constitue le point de départ de toute analyse cinématique en biomécanique. Différentes technologies ont été utilisées à cet effet, en conjonction avec différentes solutions pour compenser le glissement cutané. Dans ce travail, nous nous intéressons aux technologies et aux méthodes applicables à la mesure des mouvements de la scapula par rapport au torse. Nous résumons ces technologies.

1.2.1 La radiographie

La radiographie a été l'une des premières technologies à être utilisée pour la mesure des mouvements, comme le montre l'étude de Poppen et Walker en 1976 [12]. Elle permet en effet de réaliser un cliché des os, à travers la peau et les tissus.

La radiographie souffre cependant d'un certain nombre d'inconvénients. Le cliché réalisé est un cliché plan, et ne permet donc pas une étude tridimensionnelle, ce qui limite aussi la visibilité de certains points anatomiques, occultés par les os. La scapula

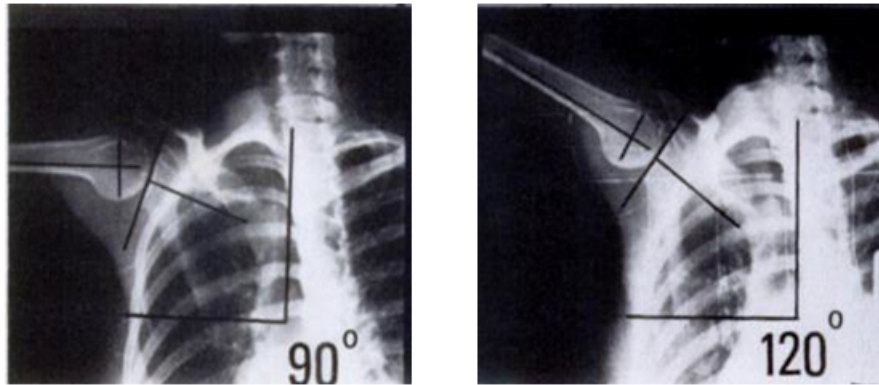


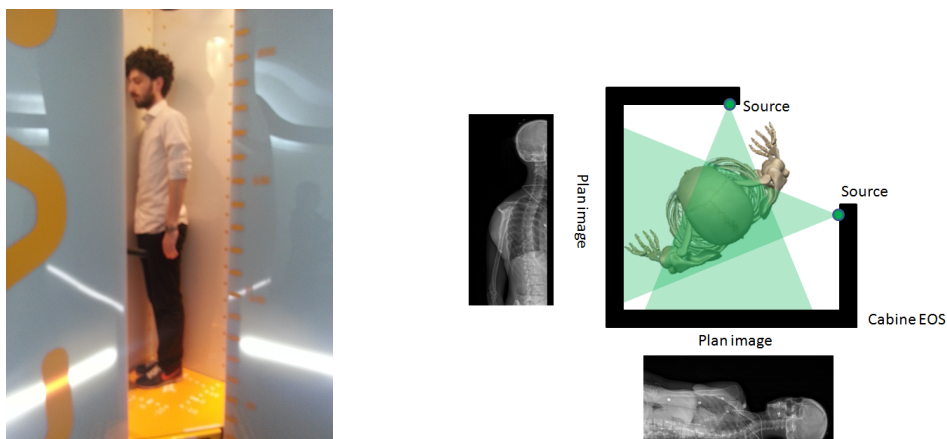
FIGURE 1.7 – Radiographie pour la mesure de l'épaule. D'après Poppen et Walker [12]

est un os particulièrement plat et fin, ce qui rend sa détection difficile par radiographie.

La radiographie requiert l'immobilité du sujet pour réaliser le cliché, ce qui implique une mesure du mouvement par poses successives, et non la mesure d'un mouvement continu. Il s'agit également d'une technologie irradiante, un nombre limité de clichés doit être réalisé pour ne pas devenir dangereux.

1.2.2 La radiographie biplane

La radiographie biplane est une amélioration des techniques de radiographie classique. En effet, cette technologie permet de prendre deux clichés radiographiques simultanément sur deux plans orthogonaux (fig. 1.8b). De ce fait, il est possible de passer d'un couple de pixels sur les clichés, un sur chaque plan image, à la position d'un point dans l'espace.



(a) Système de radiographie biplane EOS

(b) Principe de fonctionnement

FIGURE 1.8 – Illustration de la technologie de radiographie biplane

Par ailleurs, cette technologie est très peu irradiante comparée à un système de radiographie classique, ce qui permet de faire un plus grand nombre de clichés. La cabine est cependant assez étroite, comme on peut le voir sur la figure 1.8a, ce qui induit des

contraintes sur les mouvements réalisables dans de telles conditions. De la même manière qu'en radiographie classique, l'immobilité du sujet est nécessaire pour réaliser un cliché.

1.2.3 L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'IRM est une technologie qui permet également une mesure directe des os, à travers les tissus. Elle permet une reconstruction tridimensionnelle de la forme des os de manière très précise. On différencie les IRM fermés et les IRM ouverts.

Les IRM fermés sont souvent utilisés en routine clinique pour la visualisation des tissus, mais limitent la plage de mouvements réalisables. Cette limitation est levée par les technologies d'IRM ouverts, qui permettent plus d'amplitudes de mouvements.



(a) IRM fermé



(b) IRM ouvert

FIGURE 1.9 – Exemples d'IRM

L'IRM applique un champ magnétique très puissant dans l'espace de travail, ce qui rend impossible son utilisation avec des éléments métalliques.

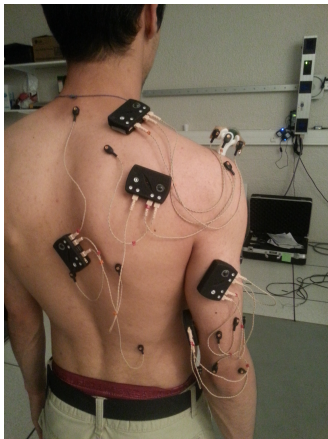
Si l'utilisation classique de l'IRM requiert l'immobilité du sujet pour réaliser les mesures, les techniques d'IRM dynamique permettent de réaliser des mesures au cours d'un mouvement [22] [23] [24].

1.2.4 La capture de mouvement par marqueurs cutanés

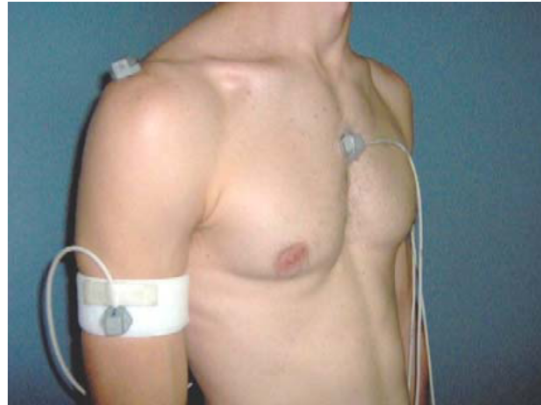
La capture de mouvement par marqueurs cutanés est une technologie qui permet de mesurer la position, et dans certains cas l'orientation, de marqueurs placés sur la peau des sujets.

On distingue deux types de marqueurs, les marqueurs optoélectroniques (fig. 1.10a) et les capteurs magnétiques (fig. 1.10b). Les marqueurs optoélectroniques émettent ou réfléchissent de la lumière, et leur position est repérée dans l'espace à l'aide d'un ensemble de caméras. Les marqueurs magnétiques, souvent plus gros que leurs homologues optoélectroniques, sont repérés en position et en orientation dans un champ magnétique de faible puissance.

Ces technologies permettent une mesure tridimensionnelle et non invasive des mouvements, mais comme les marqueurs sont placés sur la peau, des méthodes numériques doivent être utilisées pour en déduire la position et l'orientation des os.



(a) Marqueurs optoélectroniques



(b) Marqueurs magnétiques, d'après Fayad 2006 [8]

FIGURE 1.10 – Exemples de capture de mouvement par marqueurs cutanés

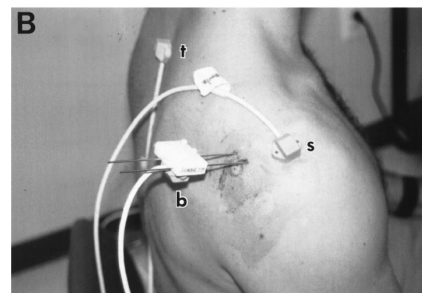
Il existe deux catégories de marqueurs optoélectroniques, les marqueurs actifs et les marqueurs passifs. Les marqueurs actifs émettent leur propre lumière, et doivent être alimentés en énergie. Les marqueurs passifs, quant à eux, réfléchissent la lumière provenant d'une source. Les marqueurs actifs sont différenciables les uns des autres, car ils peuvent émettre de la lumière à des fréquences différentes, alors que les marqueurs passifs ne sont différenciables que par post-traitement, ce qui est une source potentielle d'erreurs. En revanche, il est facile d'utiliser un grand nombre de marqueurs passifs pendant une longue durée, car ils ne sont reliés à aucune source d'énergie.

1.2.5 La capture de mouvement par fixation intra-osseuse

Cette technique consiste à l'insertion de clous dans les os, sur lesquels sont placés des marqueurs de capture de mouvement.



(a) D'après Ludewig 2010 [25]



(b) D'après Karduna 2001 [14]

FIGURE 1.11 – Exemples de capture de mouvement par fixation intra-osseuse

Cette technique, qui permet une analyse cinématique tridimensionnelle, est la plus précise pour la mesure des mouvements. Elle a été utilisée comme vérité terrain pour ana-

lyser la précision des autres méthodes de mesure [14]. Bien qu'elle ne permette pas de mesurer directement le mouvement de points anatomiques, elle utilise la bonne précision des systèmes de capture de mouvement tout en s'affranchissant totalement des problèmes de glissements cutanés. Les points anatomiques peuvent être aisément repérés par palpation pour être rigidement attachés au système de capture de mouvement [2] [26] [14] [25] [7] [9].

En contrepartie, c'est aussi la méthode la plus invasive. La procédure est lourde et demande la participation active de praticiens hospitaliers pour l'insertion des clous. Un suivi médical des sujets après l'expérimentation est nécessaire pour prévenir toute complication médicale.

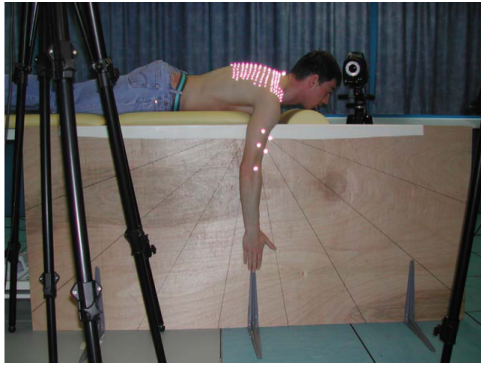
Du fait de l'absence d'invasivité et de sa facilité d'accès, la technologie de capture de mouvements par marqueurs cutanés, mentionnée dans la section précédente, est souvent utilisée pour la mesure des mouvements en biomécanique. De nombreux auteurs utilisent en effet la cette technologie pour réaliser des études cinématiques de la scapula [27], [4], [28], [8], [29], [30], [31], [32], [10], [33], [11] [34] [5]. A partir de cette technologie, ont été développées des méthodes de mesure des mouvements de la scapula : la méthodologie développée par Meskers [35], la méthode de double calibration de Brochard [1], la méthode d'enregistrement des formes présentée par Schwartz [11] [36] ou encore les améliorations proposées par Jackson [37]. La portée de la capture du mouvement n'est pas limitée à l'étude de l'épaule, elle est très utilisée pour la mesure des mouvements du membre inférieur, comme le font de nombreux auteurs [38], [39], [40], [41], [42], [43]. On utilise aussi la capture de mouvements pour l'étude spécifique de l'articulation gléno-humérale [15] [44] [45] [31], ou des mouvements de la clavicule [46], ou encore des recommandations sur l'étude cinématique en biomécanique [47]. Si les études cinématiques sont le plus souvent réalisées sur sujets sains, cette technologie est également appliquée à des cas pathologiques, comme la pose de prothèses [48], les cas de capsulite rétractile [30] [29], ou encore les cas de décollement de l'omoplate [49].

Le principal problème posé par la mesure des mouvements par marqueurs cutanés est celui du glissement cutané, c'est à dire le glissement de la peau par rapport à l'os. On trouve dans la littérature des études ayant pour but d'estimer ou de compenser le glissement cutané [50] [14] [51] [52] [6] [53]. Le problème du glissement cutané est présenté plus en détails dans la section suivante.

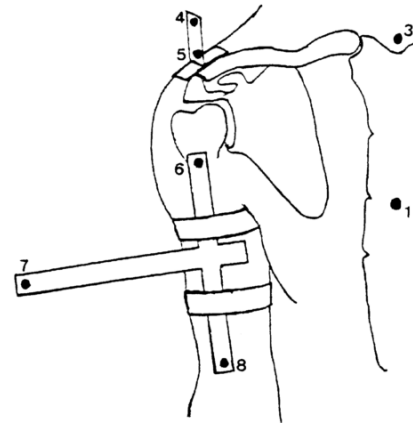
1.3 Le glissement cutané

Dans un souci de standardisation des études, l'International Society of Biomechanics (ISB) préconise un ensemble de points anatomiques et de repères de coordonnées pour la mesure des mouvements ou de la posture [13]. Ces points anatomiques sont choisis pour être facilement palpables, pour permettre aux repères de coordonnées d'avoir un sens intuitif, et pour être peu sujet au glissement cutané, sans pour autant le supprimer [6] [50] [51].

Il existe deux approches pour placer des marqueurs de capture de mouvement sur un segment corporel. Un nuage de marqueurs peut être placé directement sur le membre (fig. 1.12a), ou une pièce rigide, appelée cluster (1.12b). Notons qu'un nuage de marqueurs n'est généralement pas utilisé dans le cas d'une capture de mouvement magnétique, étant donné que l'orientation et la position du marqueur sont mesurées, alors que seule la position des marqueurs optoélectroniques est mesurée.



(a) Nuage de marqueurs, d'après Lemepereur 2010 [15]



(b) Cluster rigide, d'après Bao1999 [54]

FIGURE 1.12 – Deux approches de positionnement des marqueurs

On peut également remarquer qu'un cluster d'au moins trois marqueurs optoélectroniques attaché sur une petite surface (fig. 1.19a) aura le même comportement qu'un marqueur magnétique (fig. 1.19b). En effet, un repère de coordonnées peut être calculé à partir de la mesure de trois points rigidement liés entre eux, et un marqueur magnétique fournit directement la mesure d'un repère de coordonnées.



(a) Cluster rigide avec trois marqueurs optoélectroniques. (b) Marqueur magnétique, d'après Fayad2006 [8]

FIGURE 1.13 – Equivalence entre les deux solutions

1.3.1 Le glissement cutané sur un nuage de marqueurs

Le cas dont nous parlons dans cette section concerne la détermination de la position et l'orientation d'un os, où sont répartis sur le segment corporel correspondant un ensemble de marqueurs de capture de mouvement. On distingue deux types de glissements des marqueurs sur la peau : une composante dite "de déformation", qui correspond au glissement d'un marqueur isolé, et une composante dite "rigide", qui correspond au glissement de l'ensemble des marqueurs à l'unisson [55] [56] [57].

Pour pallier à la composante de déformation, certains auteurs ont proposé des modèles de déformation des tissus [58] [59], alors que d'autres proposent des algorithmes d'optimisation par moindres carrés [52] [60]. Cette approche est qualifiée d'approche locale.

Afin de résoudre le problème de la composante rigide, les méthodes d'approche locale ne sont pas appropriées. La méthode courante consiste à fournir des modèles cinématiques des liaisons des segments corporels concernés, couplés à des méthodes d'optimisation par moindres carrés [61] [62], ou de filtres de Kalman [63] [64]. A l'inverse des méthodes locales, on qualifie cette résolution d'approche globale.

Par ailleurs, ces deux approches sont renforcées par l'apparition de méthodes de pondération des marqueurs [65] [66] [67], qui permettent d'accorder plus ou moins de confiance aux différents marqueurs. Une étude propose également une méthode d'optimisation des poids associés à chaque marqueur. Elle est spécifique aux marqueurs et aux sujets [50].

1.3.2 Le glissement cutané sur un cluster rigide

A contrario de la section précédente, nous nous intéressons maintenant au cas où une seule pièce rigide, appelée cluster, est attachée à un segment corporel, les mouvements de cette pièce pouvant être mesurés. Nous sortons donc du cadre de l'utilisation d'optimisation par approches globales ou locales évoquées à la section précédente, en effet, l'absence de redondance sur la mesure les rend inutilisables.

Il est dans ce cas souvent fait l'hypothèse d'une transformation rigide entre la pièce mesurée et l'os. Dans le complexe de l'épaule, cette solution est souvent adoptée pour mesurer les mouvements de la scapula à l'aide d'un cluster acromial. Il apparaît cependant dans certaines études que l'hypothèse de transformation rigide n'est plus valable au delà d'un certain degré d'élévation du bras.

Afin de résoudre ce problème, une fusion de données est souvent réalisée, ce dont nous parlerons plus en détails dans la section 1.3.4.

1.3.3 Méthodes applicables pour la mesure des mouvements du complexe de l'épaule

Pour la mesure des mouvements du complexe de l'épaule, il existe plusieurs approches pour appréhender le problème des glissements cutanés. Nous présentons ici comment appréhender la mesure de chaque élément du complexe de l'épaule séparément, uniquement à l'aide de la capture du mouvement par marqueurs cutanés.

1.3.3.a Mesure du torse

Pour la mesure des mouvements du torse, l'utilisation d'un ensemble réparti de marqueurs positionnés sur des points anatomiques, selon les recommandations de l'ISB, fournit une mesure de bonne qualité. En effet, les marqueurs ainsi disposés sur les points anatomiques décrits dans la figure 1.14 subissent peu de glissements cutanés lors d'un mouvement de l'épaule.



FIGURE 1.14 – Recommandations de l'ISB pour le placement de marqueurs sur le Torse, d'après Wu 2005 [13]

1.3.3.b Mesure de l'humerus

Deux approches sont possibles pour le placement de marqueurs sur l'humerus : soit un ensemble réparti de marqueurs, soit un cluster rigide. Le cluster rigide ne permet cependant pas de compenser efficacement les glissements cutanés, notamment dans le cas de la rotation propre de l'humerus. Si les points anatomiques recommandés par l'ISB ne sont pas mesurés directement, il est possible de les numériser à l'aide d'un pointeur (fig. 1.15).



FIGURE 1.15 – Exemple de pointage

La technique du pointage permet de repérer la position d'un point anatomique, alors que le sujet est immobile, sans pour autant y placer de marqueur. Si la compensation des glissements cutanés est efficace, alors on peut attacher numériquement le point ainsi repéré sur le repère de coordonnées du segment corporel auquel il appartient. Cette méthode a été validée par De Groot [68] et utilisée à de nombreuses reprises [48] [8] [30] [27] [9] [5] [4] [31] [34] [30] [10] [14].

1.3.3.c Mesure de la scapula

Du fait de l'importance des glissements cutanés, la mesure des mouvements de la scapula est la plus problématique dans le complexe de l'épaule.

La méthode la plus couramment utilisée pour la mesure des mouvements de la scapula est celle du cluster acromial. Elle consiste à placer un cluster rigide au niveau de l'acromion, la partie plate distale de la scapula, appelé cluster acromial. En effet, cette zone est communément considérée comme celle qui est la moins sujette aux glissements cutanés [14]. Un pointage des points anatomiques de la scapula, comme présenté précédemment dans la section 1.1.3 et la figure 1.4d, permet d'y attacher le repère de coordonnées proposé par l'ISB si on considère une transformation rigide entre le cluster acromial et la scapula. Certaines études montrent que cette hypothèse de transformation rigide est valable pour une élévation modérée du bras, mais ne l'est plus au delà de 100 degrés d'élévation [14] [1].

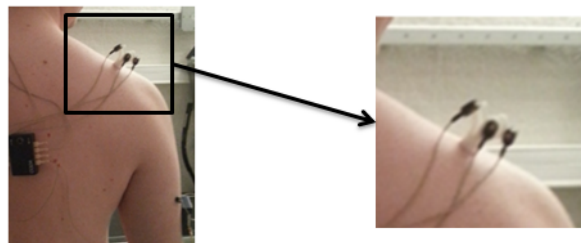


FIGURE 1.16 – Cluster acromial

Il existe une alternative au cluster acromial appelé le scapula tracker. Il est identique au cluster acromial mais possède également une partie ayant pour but d'améliorer le suivi de la scapula en suivant les mouvements de l'épine scapulaire, légèrement protubérante (fig. 1.17).

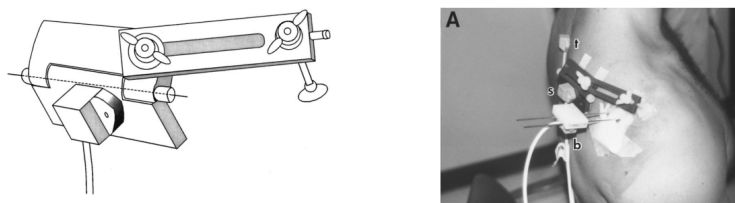


FIGURE 1.17 – Exemple de scapula tracker, d'après Karduna 2001 [14]

Bien que peu répandu, ce système permet une mesure plus précise des mouvements de la scapula, particulièrement pour une grande élévation du bras [32].

Une autre méthode utilisée pour la mesure de la position et de l'orientation de la scapula est d'avoir recours à un scapula locator [69] [1] [21] [14] [35] [32] [44]. Le scapula locator est un triangle déformable sur lequel on peut placer des marqueurs de capture de mouvement. Il a pour but de s'adapter à la géométrie de la scapula des sujets, afin de repérer les points anatomiques palpables, proposés par l'ISB.

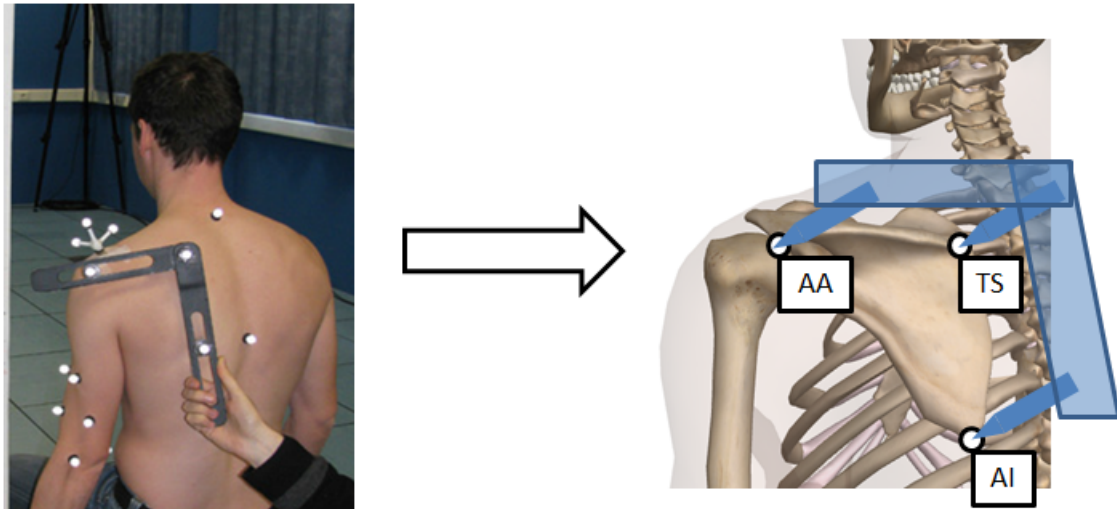


FIGURE 1.18 – Exemple de scapula locator. D'après Brochard [1].

Cette technique est plus précise que le cluster acromial [14], mais ne peut être utilisée que si le sujet reste immobile. On demande en effet au sujet de maintenir une certaine pose pour réaliser une acquisition, puis une autre pose pour l'acquisition suivante et ainsi de suite. Si on gagne donc en précision, on perd la capacité de réaliser des acquisitions pendant le mouvement des sujets.

1.3.3.d Mesure des mouvements de la clavicule

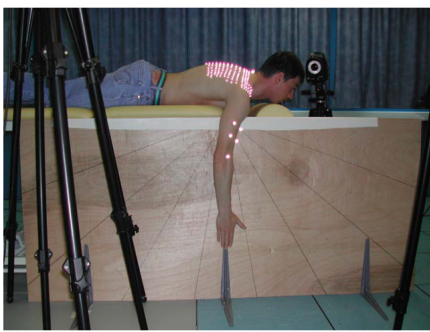
Les glissements cutanés sont également très importants au niveau de la clavicule, ce qui rend sa mesure difficile. De plus, contrairement à la scapula avec l'acromion, il n'existe pas de zone anatomique où la mesure des mouvements de la clavicule par marqueurs cutanés est acceptable.

Rappelons que les articulations liant la clavicule au reste du complexe de l'épaule sont les articulations sterno-claviculaire (SC) la liant au torse, et acromio-claviculaire (AC) la liant à la scapula. La nature de ces articulations a été déterminée comme étant une articulation en selle pour l'articulation SC, et une articulation plane pour l'articulation AC [70]. A partir de cette connaissance de la cinématique des articulations, et des mouvements relatifs de la scapula par rapport au torse, il est possible de déduire les mouvements de la clavicule, à l'aide d'un modèle cinématique.

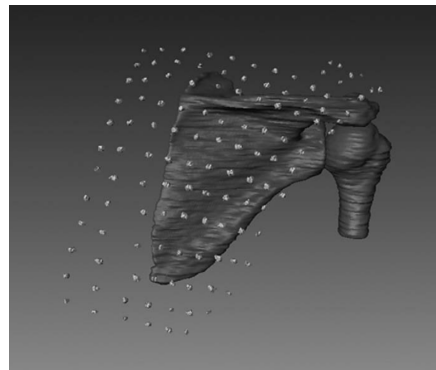
1.3.4 Combinaison de techniques pour la mesure des mouvements de la scapula

Il existe dans la littérature des méthodes qui utilisent plusieurs techniques conjointement afin d'exploiter les avantages de chacune.

Les travaux de Lempereur (2010) [6] [15] et Schwartz (2013) [36] montrent la possibilité de combiner capture de mouvement optoélectronique et l'IRM pour mesurer les mouvements de la scapula. Une nappe de marqueurs a été placée sur la peau des sujets, englobant la zone où la scapula est protubérante, et un modèle 3D de la scapula préalablement acquis en IRM est ensuite ajusté en fonction de la forme de la nappe.



(a) Nappe de marqueurs optoélectroniques.



(b) Ajustement d'un modèle IRM

FIGURE 1.19 – D'après Lempereur 2010 [15]

Notons que ces travaux n'avaient pas pour but de fournir une mesure précise des mouvements de la scapula, mais d'étudier l'articulation gléno-humérale. Il n'en sont pas moins remarquables dans la méthode de repérage de la scapula.

La nécessité d'accès à des mesures par IRM la rend cependant difficile à utiliser par le plus grand nombre. On peut également noter qu'un grand nombre de marqueurs optoélectroniques est nécessaire. Cela induit qu'une technologie de marqueurs passifs est plus adaptée que des marqueurs actifs, devant tous être alimentés en énergie.

La méthode la plus simple pour la mesure des mouvements des points anatomiques de la scapula est la méthode CAST (Calibrated Anatomical System Technic-method) [71] [72] [34]. Elle consiste à utiliser un cluster acromial pour la mesure des mouvements. Cela implique de détecter, avant le mouvement du sujet, la position des points anatomiques de la scapula, à l'aide d'un stylet ou d'un scapula locator. Ces points ainsi numérisés sont ensuite attachés rigidement par post-traitement aux mouvements du cluster acromial. Cette méthode revient en fait à considérer qu'il existe une transformation rigide entre le cluster acromial et la scapula.

La méthode de double calibration, introduite par Brochard 2011 [1] est une amélioration de la méthode CAST. Au lieu de repérer les points anatomiques de la scapula uniquement avant le mouvement, dans la configuration initiale du sujet, ils sont également

repérés à la configuration finale. Une interpolation linéaire dans le temps des déplacements entre les marqueurs du cluster acromial et les points anatomiques numérisés de la scapula permet une mesure plus précise du mouvement de ces points anatomiques.



(a) Calibration initiale.



(b) Calibration finale

FIGURE 1.20 – Illustration de la double calibration de Brochard [1]

1.4 Positionnement dans l'existant

Ce travail de thèse propose de nouvelles méthodes de mesure des mouvements de la scapula. Le choix des technologies utilisées, ainsi que l'approche choisie pour adresser le problème des glissements cutanés, est justifié ci-après.

Le tableau 1.1 suivant présente une approche qualitative des technologies qui ont été présentées sur différents critères. Il nous servira de base pour déterminer le choix des technologies.

	Technologie	Mesure immobile	Mesure dans le mouvement	Précision	Invasivité
Imagerie	radiographie	oui	non	++	++
	radiographie biplane	oui	non	++	+
	IRM	oui	non	+++	0
Capture de mouvement	intra-osseux	oui	oui	+++	+++
	Cluster acromial	oui	oui	+	0
	scapula locator	oui	non	++	0

TABLE 1.1 – Tableau de comparaison qualitative des différentes technologies

1.4.1 Utilisation conjointe des mesures immobiles et dans le mouvement

A l'instar des méthodes proposées par Lempereur et Brochard évoquées dans la section précédente, notre objectif est de réaliser de la fusion de données entre différentes techniques, afin de pouvoir utiliser les avantages de chacune.

Comme présenté dans le tableau 1.1, on peut séparer les différentes technologies et méthodes en deux grandes catégories, les méthodes de mesure qui ne peuvent être utilisées que si le sujet se maintient immobile, et les méthodes de mesure qui peuvent être utilisées alors que le sujet réalise un mouvement. Toutes les méthodes utilisables dans un mouvement peuvent aussi être utilisées alors que le sujet est immobile.

Nous allons chercher à développer une méthode de mesure qui combine des acquisitions sujet immobile et des acquisitions sujet en mouvement. A titre d'exemple, les méthodes de Lempereur et Brochard présentées dans la section 1.3.4 ont également fait ce choix. La méthode de Lempereur combine la capture de mouvement par marqueurs cutanés et l'IRM. La méthode de Brochard, quant à elle, combine la capture de mouvement avec un cluster acromial et la capture de mouvement avec un scapula locator.

1.4.2 Mesure des mouvements de l'épaule par capture de mouvement

Nous cherchons à développer des méthodes utilisables par le plus grand nombre d'investigateurs (chercheurs, médecins, etc...), et sur des sujets sains aussi bien que sur des sujets pathologiques. Pour ces raisons, nous nous cantonnons à n'utiliser que des méthodes peu invasives, telles que la capture de mouvement par marqueurs cutanés (complètement non-invasive), ou la radiographie biplane (peu irradiante).

Dans un premier temps, nous avons réalisé une étude de faisabilité sur l'utilisation conjointe de capture de mouvement et de radiographie biplane. Nous avons en effet accès à un système de capture de mouvement optoélectronique actif CODAMOTION, et avons eu accès au système de radiographie biplane EOS (fig. 1.21).

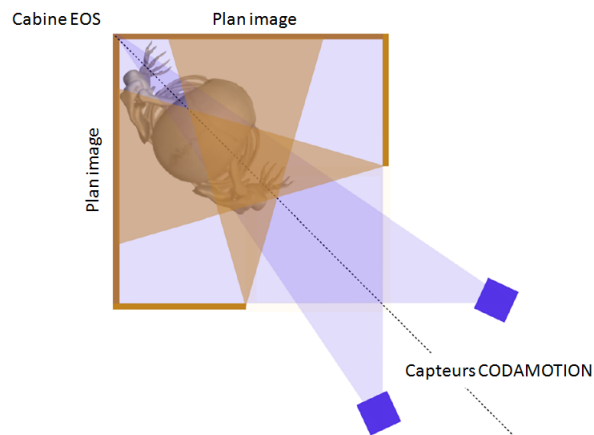


FIGURE 1.21 – Principe d'utilisation conjointe entre le système EOS et le système CODAMOTION

Cette étude, bien que prometteuse, ne nous a finalement pas fait retenir cette combinaison. Des complications techniques nous ont été imposées par l'impossibilité d'exploiter pleinement les données fournies par le système EOS. En effet, les moyens techniques fournis par le constructeur sont très adaptés à une routine clinique, mais pas à la recherche.

Nous n'avons par exemple pas été en mesure d'obtenir les paramètres permettant de passer d'un couple de pixels sur les clichés radiographiques à la position cartésienne d'un point.

Par ailleurs, les membres de l'hôpital Cochin ont gracieusement accepté de nous fournir l'accès au système EOS tant que nous n'interférerions pas avec leur utilisation clinique. L'identification des paramètres du système, ainsi que les expérimentations, auraient été difficiles compte tenu de l'accès limité au système.

En outre, la volonté de développer des méthodes accessibles à différents types d'investigateurs nous a également incité à nous éloigner de la solution de la radiographie biplane. Bien que de plus en plus d'hôpitaux s'équipent de ce type de technologie, elle reste encore rare dans les hôpitaux.

Pour ces raisons, il a été retenu d'utiliser des données issues de technologies de capture de mouvement. Le cluster acromial permet de réaliser des acquisitions dans le mouvement, et la méthode du scapula locator permet de réaliser des acquisitions immobiles des points anatomiques de la scapula. Le choix des méthodes que nous avons mis en place, ainsi que leur description, sont présentées dans le chapitre suivant

1.5 Conclusion

Nous avons présenté le problème de la mesure des mouvements du complexe de l'épaule en biomécanique. Le complexe de l'épaule est considéré comme un ensemble de quatre solides rigides : le torse, la clavicule, la scapula et l'humérus, ainsi que de quatre articulations : sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, scapulo-thoracique et gléno-humérale.

De nombreuses technologies ont été appliquées pour la mesure des mouvements du complexe de l'épaule : la radiologie, la radiologie biplane, l'IRM, la capture de mouvement, par marqueurs cutanés ou par fixation intra-osseuse. Le principal problème pour la mesure des mouvements des os est celui du glissement cutané.

L'importance des glissements cutanés au niveau de la scapula rend sa mesure par capture de mouvement difficile. Nous avons présenté les différentes solutions existantes : la mesure par cluster acromial, une petite pièce rigide attachée au niveau de l'acromion, ou le scapula locator, un triangle déformable qui est adaptable à la morphologie des sujets.

Compte tenu de son absence d'invasivité, et dans l'optique de développer des méthodes accessibles au plus grand nombre, ces travaux s'inscrivent dans la mesure des mouvements de la scapula au travers de la capture de mouvement par marqueurs cutanés uniquement. Nous cherchons à fusionner les données du scapula locator, qui permettent de repérer les points anatomiques de la scapula uniquement alors que le sujet est immobile, et les données du cluster acromial, permettant une acquisition quand le sujet est en mouvement mais très dépendant des glissements cutanés.

Chapitre 2

La mesure des mouvements de l'épaule par interpolation spatiale

Différentes méthodes et technologies sont disponibles pour les mesure des mouvements du complexe de l'épaule. Dans ce chapitre, nous présentons la différence entre les mesures où le sujet se maintient immobile, et celles où le sujet réalise un mouvement. Nous expliquons comment l'estimation des mouvements de la scapula peut revenir à un problème d'interpolation spatiale de repères de coordonnées, nous proposons une solution pour le faire, dans la méthode d'interpolation par voisins naturels, et montrons comment cette méthode peut s'appliquer aux mesures de capture de mouvement.

2.1 La mesure immobile et la mesure dans le mouvement

Le scapula locator a la particularité de repérer les points anatomiques de la scapula. Ces points anatomiques peuvent ensuite être utilisés pour attacher le repère de coordonnées comme conseillé par l'International Society of Biomechanics [13]. Nous nous intéressons à la mesure des mouvements de solides rigides. Leur attacher un repère de coordonnées est donc un problème central.

Pour pouvoir attacher un repère de coordonnées à la scapula à l'aide d'un scapula locator, le sujet doit se maintenir immobile lors du positionnement du scapula locator. Il permet donc d'attacher un repère à certaines poses successives du sujet.

Par ailleurs, le cluster acromial ne permet pas directement de repérer les points anatomiques de la scapula, et donc d'y fixer le repère proposé par l'ISB. Il est possible d'attacher un repère de coordonnées au cluster acromial, qui lui est propre, et ne correspond pas à des propriétés anatomiques. En revanche, réaliser une mesure avec le cluster acromial ne nécessite pas l'immobilité du sujet, et la mesure peut être réalisée alors que le sujet exécute un mouvement sans interruption.

Notre objectif est de réaliser deux jeux de données, les données du sujet immobile et les données du sujet en mouvement. Durant l'acquisition des données du sujet immobile, le sujet prend des poses successives. A chacune de ces poses, les points anatomiques de la scapula sont repérés à l'aide du scapula locator. La mesure des marqueurs liés au cluster acromial est aussi acquise à chacune de ces poses (fig. 2.1).

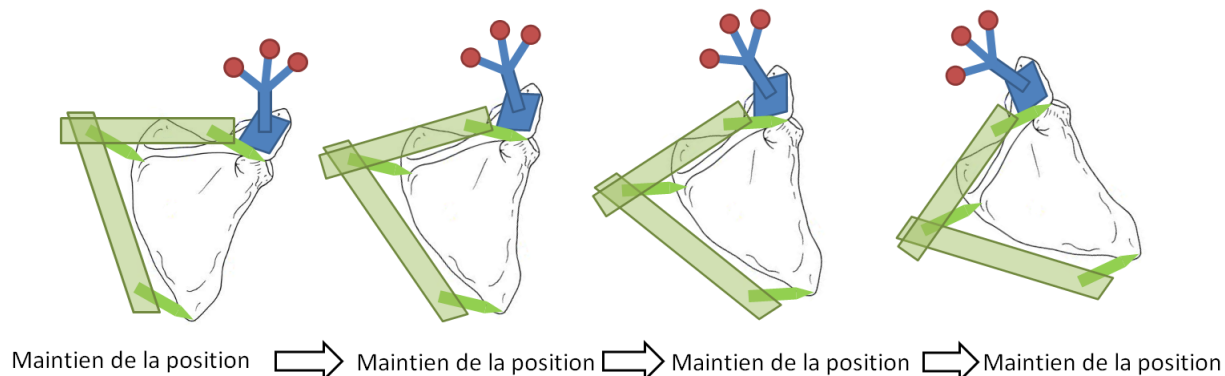


FIGURE 2.1 – Acquisition des données avec sujet se maintenant immobile

Durant l'acquisition de l'autre jeu de données, les données dans le mouvement, le sujet réalise le mouvement sans interruption, et seuls les mouvements du cluster acromial sont mesurés (fig. 2.2).

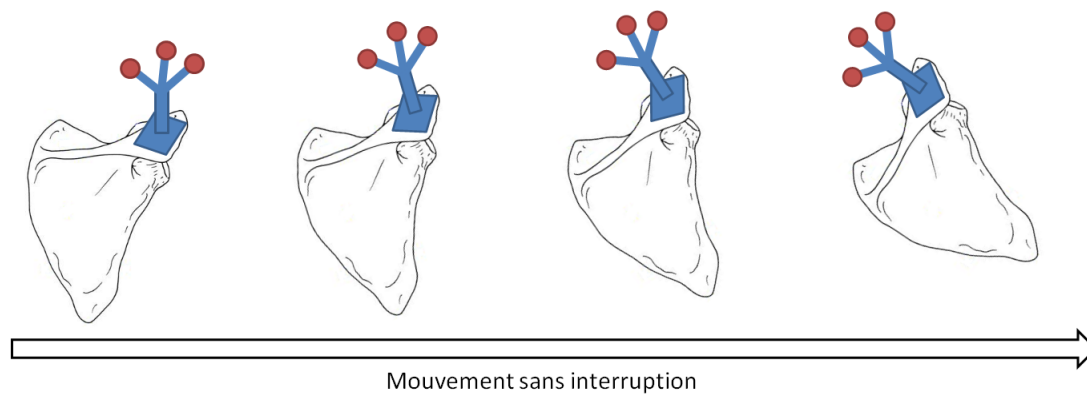


FIGURE 2.2 – Acquisition des données avec sujet en mouvement

Nous nous trouvons devant une difficulté : Comment trouver le repère lié à la scapula, mesuré lors des acquisitions du sujet immobile, dans les mesures en mouvement, afin d'obtenir un repérage de la scapula ininterrompu dans le mouvement. Notons que si on demande au sujet de réaliser deux fois le même mouvement, une fois en maintenant des poses pour les acquisitions du sujet immobile, et une seconde fois sans interruption pour l'acquisition dans le mouvement, il lui sera difficile de réaliser exactement le même mouvement.

2.2 Problème d'interpolation spatiale

Le problème que nous venons d'énoncer peut être assimilé à un problème d'interpolation spatiale.

2.2.1 interpolation spatiale de transformations homogènes

Nous pouvons reformuler le problème ainsi :

1. Les acquisitions immobiles fournissent la connaissance d'un repère de coordonnées attaché à la scapula, et d'un repère de coordonnées attaché au cluster acromial, dans certaines configurations.
2. Les acquisitions dans le mouvement fournissent un repère de coordonnées attaché au cluster acromial du sujet en mouvement.
3. On cherche à estimer, dans le mouvement, le repère de coordonnées attaché à la scapula, à partir de la connaissance des deux acquisitions précédentes.

On définit :

- n_{imm} le nombre d'acquisitions immobiles qui ont été réalisées
- R_{ca} le repère attaché au cluster acromial, l'indice à droite ca signifiant cluster acromial
- R_{sl} le repère attaché à la scapula, l'indice à droite sl signifiant scapula locator
- L'exposant à gauche imm signifie que la mesure a été réalisée lors des acquisitions immobiles, et l'exposant à gauche mo signifie au contraire que la mesure a été réalisée avec le sujet en mouvement.
- L'exposant à droite $i, i \in [1, n_{imm}]$ parcourt l'ensemble des acquisitions immobiles disponibles.

En utilisant cette notation, l'ensemble des données sujet immobile nous fournit n_{imm} jeux de données, qui contiennent chacun $^{imm}R_{ca}^i$ et $^{imm}R_{sl}^i, i \in [1, n_{imm}]$. Par ailleurs, une acquisition du sujet en mouvement nous fournit un ensemble de mesures de $^{mo}R_{ca}$.

On définit à présent T la transformation homogène entre le repère du cluster acromial et le repère de la scapula. Pour chaque acquisition du sujet immobile, cette transformation est connue :

$$^{imm}R_{sl}^i = ^{imm}T^i \times ^{imm}R_{ca}^i \quad i \in [1, n_{imm}] \quad (2.1)$$

Or, cette transformation n'est pas connue dans les acquisitions du sujet en mouvement. Notre objectif est d'estimer cette transformation ^{mo}T , telle que, pour chaque échantillon d'acquisition du sujet en mouvement :

$$^{mo}R_{sl} = ^{mo}T \times ^{mo}R_{ca} \quad (2.2)$$

Ce problème peut donc être ramené à un problème d'interpolation spatiale de transformations homogènes, comme illustré dans la figure 2.3. On cherche en effet une fonction interpolante g telle que :

$${}^{mo}T = g({}^{mo}R_{ca}, {}^{imm}T^1, \dots, {}^{imm}T^{n_{imm}}, {}^{imm}R_{ca}^1, \dots, {}^{imm}R_{ca}^{n_{imm}}) \quad (2.3)$$

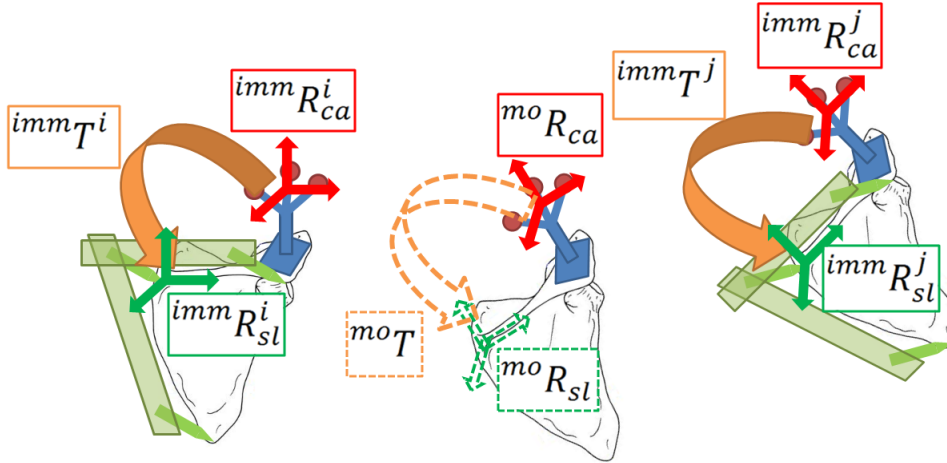


FIGURE 2.3 – Illustration de l'interpolation spatiale de repères de coordonnées

2.2.2 Méthodes d'interpolation à partir de données dispersées

On se trouve dans le contexte de l'interpolation à partir de données dispersées. L'interpolation à partir de données dispersées consiste à estimer la valeur d'une fonction en un point, à partir de la connaissance de la valeur de cette fonction en d'autres points répartis dans l'espace de travail. En effet, la fonction que nous cherchons à estimer, la transformation entre cluster acromial et scapula, est connue pour certaines configurations, dans les poses des acquisitions du sujet immobile. On cherche à estimer la valeur de cette fonction dans une configuration différente des acquisitions du sujet immobile, à savoir un échantillon d'une acquisition du sujet en mouvement.

Nous pouvons considérer le problème général. Considérons un $x_i, i \in [1, n_{imm}]$ des éléments de \mathbb{R}^n , appelés "sites". Considérons un champ de fonction f défini sur \mathbb{R}^n . On suppose que l'ensemble des $f_i = f(x_i)$ est connu. Considérons un point $x \in \mathbb{R}^n$ tel que $\forall i \in [1, n_{imm}], x \neq x_i$, appelé "requête". On cherche à estimer $f(x)$, à l'aide d'un interpolant g tel que :

$$f(x) = g(x, f_1, \dots, f_{n_{imm}}, x_1, \dots, x_{n_{imm}}) \quad (2.4)$$

Notons que l'équation 2.4 est une forme plus générale de l'équation 2.3 présentée dans la section précédente. Pour faire le parallèle avec la section précédente, ici x représente le repère de coordonnées du cluster acromial dans une acquisition dans le mouvement,

les x_i sont les repères liés à la scapula issus des acquisitions avec sujet en mouvement, et les f_i sont les transformations entre le repère lié au cluster acromial et celui lié à la scapula, aussi issues des acquisitions avec sujet immobile.

Il existe plusieurs méthodes pour réaliser ce type d'interpolation. Nous en présentons quelques unes.

La méthode du plus proche voisin est l'une des plus simples. On applique à $f(x)$ la valeur f_i si x_i est le site le plus proche de x . L'algorithme suivant présente cette méthode :

Algorithm 1: Algorithme des plus proches voisins

```

minimumDistance ← ∞;
for  $i \in [1, n_{imm}]$  do
  distanceActuelle ← distance entre  $x_i$  et  $x$ ;
  if  $distanceActuelle < minimumDistance$  then
     $minimumDistance \leftarrow distanceActuelle$ ;  $f(x)^* \leftarrow f_i$ ;

```

Cette méthode est simple, et produit une interpolation discontinue. Sa précision n'est acceptable que si un grand nombre de sites est disponible. Or, dans notre application, il n'est pas réaliste d'espérer avoir un très grand nombre d'acquisitions du sujet immobile, et cette méthode ne semble donc pas adaptée.

La méthode de la distance inverse est une alternative intéressante pour une interpolation par données dispersées. Avec cette méthode, l'estimation de la fonction en x , $f(x)$, est une moyenne pondérée de la valeur de cette fonction aux sites :

$$f(x)^* = \frac{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i f_i}{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i} \quad (2.5)$$

La difficulté réside donc ici dans le calcul des poids w_i . Pour cette méthode, les poids sont calculés simplement de la manière suivante : $\forall i \in [1, n_{imm}]$

$$w_i = \frac{1}{d(x, x_i)^p} \quad (2.6)$$

où $d(x, x_i)$ est la distance entre x et x_i et p un élément de \mathbb{R}^{+*} . Plus p est grand, moins l'interpolation sera lisse. Quand p tend vers l'infini, les résultats de cette interpolation deviennent égaux aux résultats de la méthode des plus proches voisins. Le choix du paramètre p est tout à fait arbitraire, et dépend de l'application. Pour la mesure des mouvements de l'épaule, il est difficile d'obtenir une vérité terrain, rendant le choix de ce paramètre difficile à justifier. Par ailleurs, même si une vérité terrain était disponible, rien ne laisse penser, a priori, que le paramètre p idéal pour un sujet soit aussi le paramètre p idéal pour un autre sujet.

La méthode d'interpolation par voisins naturels est une autre méthode d'interpolation par données dispersées, basée sur une moyenne pondérée. Elle présente l'avantage de fournir une interpolation lisse, et ne nécessite aucun paramétrage. Pour ces raisons, c'est l'interpolant que nous avons choisi.

2.3 Interpolation par voisins naturels

2.3.1 Principe de la méthode

Cette méthode d'interpolation à partir de données dispersées est basée sur la tessellation de Voronoi. Considérons à nouveau l'ensemble des sites $x_i \in \mathbb{R}^n, i \in [1, n_{imm}]$. A chacun de ces sites correspond la valeur connue $f_i = f(x_i)$ (fig. 2.4).

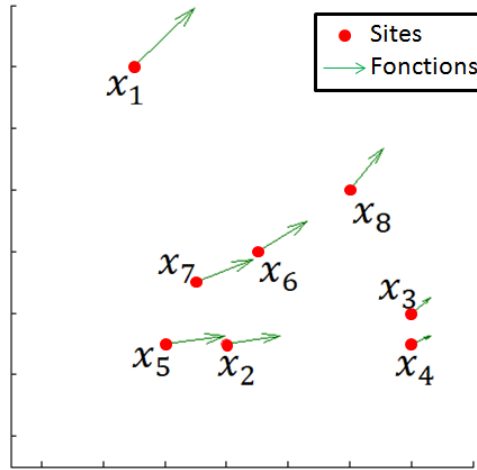


FIGURE 2.4 – Données dispersées : un ensemble de sites et de fonctions

On va chercher à évaluer la valeur f^* de la fonction f en un point x dit point requête, différent des sites $\{x_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$, à partir de la connaissance des valeurs f_i de la fonction f aux sites x_i . La figure 2.5 suivante présente le principe de l'algorithme, qui est détaillé ensuite.

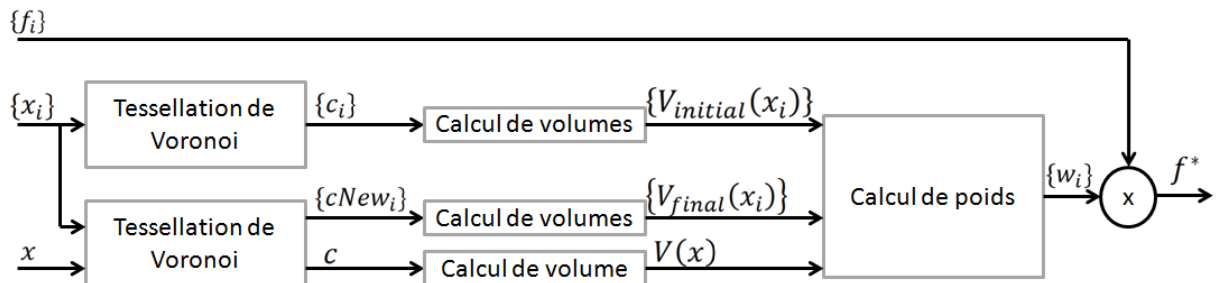


FIGURE 2.5 – Vue d'ensemble de l'algorithme d'interpolation par voisins naturels.

2.3.1.a Première étape : tessellation de Voronoi des sites

Afin d'appliquer cet algorithme, nous commençons par calculer la tessellation de Voronoi des sites. La tessellation de Voronoi sépare \mathbb{R}^n en cellules $c_i, i \in [1, n_{imm}]$, chaque cellule contenant un seul site. Chaque cellule c_i est le sous ensemble de \mathbb{R}^n constitué de l'ensemble des points de \mathbb{R}^n dont x_i est le site le plus proche (fig. 2.6).

En d'autres termes, $\forall y \in \mathbb{R}^n$:

$$y \in c_i \iff \forall j \in [1, n_{imm}], d(y, x_i) \leq d(y, x_j) \tag{2.7}$$

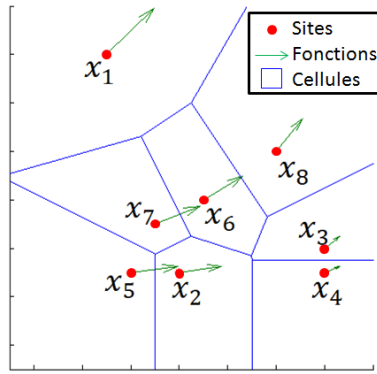


FIGURE 2.6 – Tessellation de Voronoi des sites

2.3.1.b Deuxième étape : Tessellation des sites et de la requête

On cherche à estimer la valeur de la fonction f en un point requête x différent des sites $x_i, i \in [1, n_{imm}]$. La prochaine étape de cet algorithme consiste à calculer la tessellation de Voronoi de $\{x_i\}_{i \in [1, n_{imm}]} \cup x$. Une partie de la tessellation ne va pas être affectée par rapport à l'étape précédente, mais une nouvelle cellule c apparaît, associée au point x , comme le montre la figure 2.7 suivante :

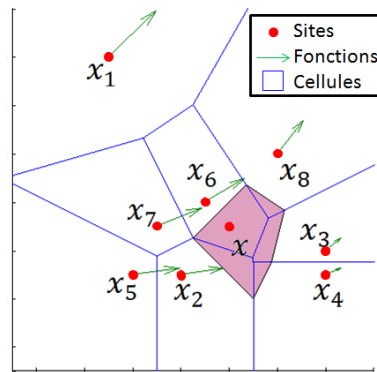


FIGURE 2.7 – Ajout du point requête dans le calcul de la tessellation de Voronoi. La cellule colorée est la cellule du point requête

L'interpolation par voisins naturels, comme l'interpolation par distance inverse, estime la valeur de la fonction au point requête $f(x)$ par une moyenne pondérée de la valeur des fonctions aux sites $f_i, i \in [1, n_{imm}]$. La prochaine étape de la méthode consiste à calculer les poids associés à chaque f_i pour le calcul de $f(x)$.

2.3.1.c Troisième étape : calcul des poids et estimation de la fonction

Chaque site x_i dont la cellule partage un bord avec la cellule du point requête x est appelé voisin naturel de x . Par exemple, sur la figure 2.7, les sites x_2, x_4, x_3, x_8 et x_6 sont les voisins naturels de x . On attribue à chaque site qui n'est pas voisin naturel de x un poids nul.

Pour chaque voisin naturel x_i , le poids est déterminé comme étant le rapport entre le volume "qui a été pris" par la cellule c du point requête à la cellule c_i et le volume initial de la cellule c_i . En d'autres termes, pour chaque voisin naturel :

$$w_i = \frac{vol(c \cap c_i)}{vol(c_i)} \quad (2.8)$$

L'estimation de $f(x)$ est ensuite une moyenne pondérée des valeurs de f_i , soit, $\forall i \in [1, n_{imm}]$

$$f(x)^* = \frac{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i f_i}{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i} \quad (2.9)$$

L'algorithme suivant résume toutes les étapes de l'interpolation par voisins naturels (et correspond à la figure 2.5).

Algorithm 2: Algorithme des voisins naturels

```

 $c_i \leftarrow \text{Voronoi}(x_i);$ 
for  $i = [1, n_{imm}]$  do
   $\lfloor \text{volumeInitial}_i \leftarrow \text{vol}(c_i);$ 
 $[cNew_i; c] \leftarrow \text{Voronoi}([x_i; x]);$ 
for  $i = [1, n_{imm}]$  do
   $\lfloor \text{volumeFinal}_i \leftarrow \text{vol}(cNew_i);$ 
for  $i = \text{voisin naturel de } x$  do
   $\lfloor w_i \leftarrow \frac{\text{volumeInitial}_i - \text{volumeFinal}_i}{\text{volumeInitial}_i};$ 
 $f(x)^* = \frac{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i f_i}{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i};$ 

```

2.3.1.d Note sur le diagramme de Voronoi et la triangulation de Delaunay

Dans un souci de lisibilité, les exemples graphiques que nous avons donnés sont en dimension 2. Cette méthode est cependant applicable en dimension quelconque. Il est intéressant de remarquer que les cellules de Voronoi sont des polygones convexes, et qu'en pratique, leur volume est calculé avec la méthode "quick hull" proposé par Barber [73]. Le temps de calcul de cette méthode augmente exponentiellement avec la dimension du problème. En pratique, les temps de calculs sont acceptables (de l'ordre de la minute pour chaque calcul de volume) jusqu'à la dimension 5, mais devient très long en dimension 6 et supérieurs.

Aussi, pour déterminer les voisins naturels (i.e. les cellules voisines dans la tessellation de Voronoi), nous utilisons la triangulation de Delaunay. La triangulation de Delaunay, en dimension 2, relie un ensemble de points du plan, créant ainsi un ensemble de triangles. Ces triangles sont créés de telle sorte qu'aucun des points ne soit à l'intérieur de chaque cercle circonscrit à chaque triangle, tous les points étant sur le bord des cercles.

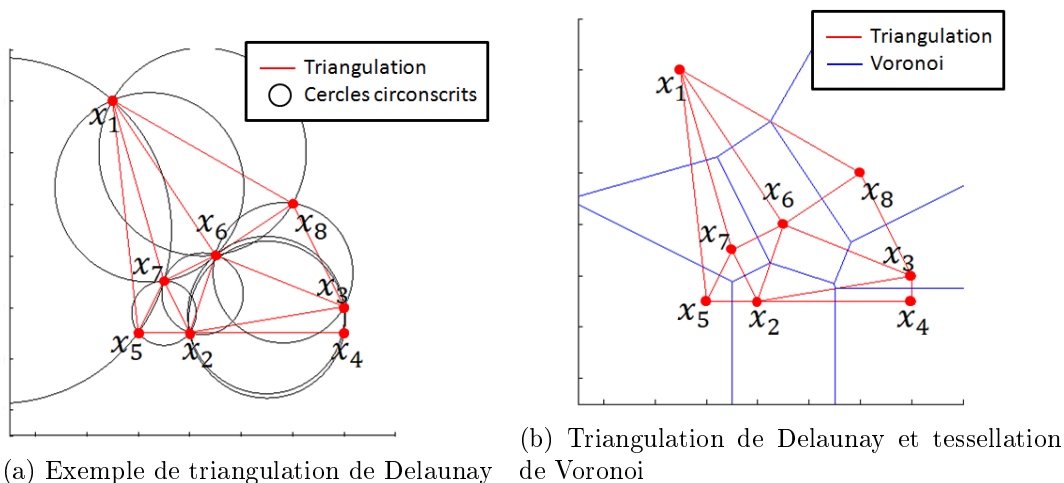


FIGURE 2.8 – Illustration de la dualité entre tessellation de Voronoi et triangulation de Delaunay

La triangulation de Delaunay est le graphe dual de la tessellation de Voronoi. En conséquence, les centres des cercles circonscrits de la triangulation de Delaunay sont les vertices du diagramme de Voronoi, c'est à dire les sommets de toutes les cellules de Voronoi (fig. 2.8a). De plus, si le point x_i et le point x_j sont reliés par la triangulation de Delaunay, alors ces deux points sont également voisins naturels, c'est à dire que leurs cellules de Voronoi ont une arête en commun, comme on peut le constater sur la figure 2.8b précédente.

En dimension n , la dualité entre tessellation de Voronoi et triangulation de Delaunay est toujours vraie. Dans ce cas, la triangulation ne produit plus des triangles, mais le plus petit polyèdre qu'autorise la dimension, constitué de $n + 1$ vertices (un triangle en dimension 2, un tétraèdre en dimension 3, etc...). Ainsi, des voisins naturels en dimension n ne possèdent pas seulement une arête en commun, mais un hyperplan de dimension

$n - 1$ (une arête en dimension 2, un plan en dimension 3, etc...).

2.3.1.e Problèmes à résoudre pour l'application de la méthode

Il nous est impossible d'appliquer directement l'algorithme d'interpolation par voisins naturels à notre problème pour plusieurs raisons :

- L'algorithme peut s'appliquer sur des sites et des points requêtes éléments de \mathbb{R}^n . Dans notre cas, les sites et les requêtes sont des repères de coordonnées attachés au cluster acromial. Les repères de coordonnées sont constitués d'une position et d'une orientation. Du fait que l'ensemble des orientations ne soit pas un espace vectoriel, il est impossible de trouver une bijection de l'ensemble des orientations vers \mathbb{R}^n .
- Le calcul des poids se fait par rapports de volumes de cellules de Voronoi. Cependant, certaines cellules ne sont pas bornées, et possèdent donc un volume infini. Nous devons donc trouver un moyen de borner la tessellation de Voronoi.
- L'estimation de la fonction aux points requêtes se fait par moyenne pondérée des valeurs connues de la fonction. Dans notre cas, cette fonction est une transformation homogène, composée, comme un repère de coordonnées, d'une translation et d'une rotation. Pour les mêmes raisons, une somme de transformations homogènes ne produit pas une transformation homogène, nous devons donc trouver le moyen de réaliser une moyenne pondérée de transformations homogènes.

2.3.2 Des repères de coordonnées à des éléments de \mathbb{R}^n

Comme nous venons de le présenter, l'interpolation par voisins naturels ne peut s'appliquer que sur des sites et requêtes éléments de \mathbb{R}^n . Dans notre cas, les sites et les repères sont les repères de coordonnées liées au cluster acromial dans les acquisitions du sujet immobile $\{^{imm}R_{ca}^i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$

On peut remarquer l'invariance du résultat de l'interpolation par voisins naturels sur deux ensembles de sites dont les distances mutuelles sont identiques. Considérons en effet deux ensembles de sites $\{x_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$ et $\{y_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$. Leurs distances mutuelles peuvent être représentées comme des matrices $n_{imm} \times n_{imm}$ définies comme :

$$M(\{x\})_{i,j} = d(x_i, x_j)$$

$$M(\{y\})_{i,j} = d(y_i, y_j)$$

Si $M(\{x\}) = M(\{y\})$ alors les tessellations de Voronoi auront la même forme, c'est à dire identiques à une isométrie près, comme illustré dans la figure 2.9.

Du fait que les formes des tessellations sont identiques, les volumes des cellules sont égaux. Une interpolation par voisins naturels sur un point requête dont les distances avec les sites $\{x\}$ et $\{y\}$ sont les mêmes produira donc le même résultat.

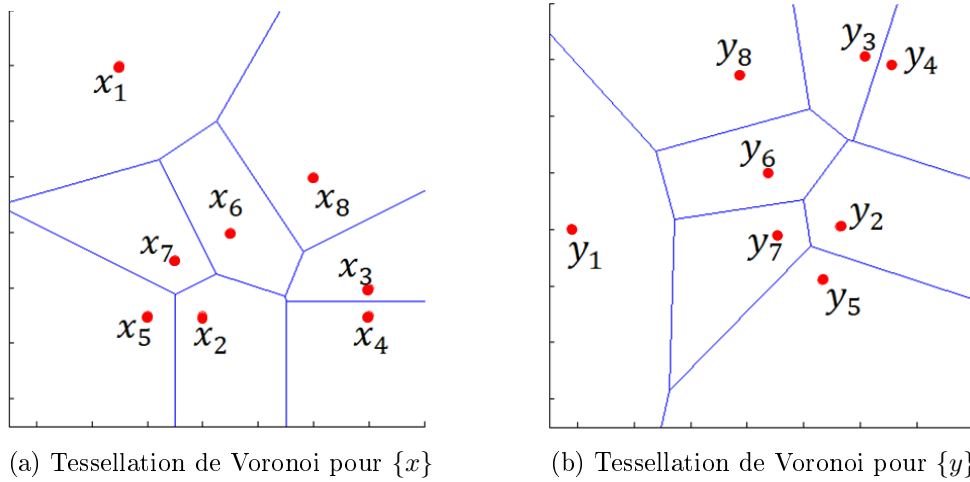


FIGURE 2.9 – Similitude de deux tessellations de Voronoi pour deux ensembles de points avec des distances mutuelles identiques

En conséquence, si l'on peut trouver un ensemble de points de \mathbb{R}^n dont les distances mutuelles euclidiennes sont égales à des distances mutuelles des repères de coordonnées, on peut appliquer l'interpolation par voisins naturels sur les points de \mathbb{R}^n .

On définit donc une métrique d_R sur un ensemble de repères de coordonnées $\{R_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$ comme :

$$d_R(R_1, R_2) = d_{eucl}(R_1, R_2) + \alpha d_{quat}(R_1, R_2) \quad (2.10)$$

où :

- $d_{eucl}(R_1, R_2)$ est la distance euclidienne entre les centres des repères R_1 et R_2 .
- $d_{quat}(R_1, R_2)$ est la distance en termes de quaternions entre les orientations des repères R_1 et R_2 . Cette distance correspond à la longueur du plus petit arc sur l'hypersphère unitaire qui relie les quaternions correspondant à l'orientation de R_1 et R_2 [74].
- α est un coefficient défini comme $\alpha = \frac{\sup_{i,j} (d_{eucl}(R_i, R_j))}{\sup_{i,j} (d_{quat}(R_i, R_j))}$ un réel strictement positif.

Nous vérifions que d_R est bien une métrique. Rappelons que pour que cette fonction soit une métrique, elle doit remplir quatre critères. Pour tous repères de coordonnées R_1 , R_2 et R_3 :

1. $d_R(R_1, R_2) \in \mathbb{R}^+$
2. Séparation : $d_R(R_1, R_2) = 0 \iff R_1 = R_2$
3. Symétrie : $d_R(R_1, R_2) = d_R(R_2, R_1)$
4. Inégalité triangulaire : $d_R(R_1, R_3) \leq d_R(R_1, R_2) + d_R(R_2, R_3)$

Du fait que d_R soit une combinaison linéaire de d_{eucl} et d_{quat} , qui sont elle-même des métriques et qui donc vérifient les points précédents, il est aisé de vérifier que d_R est aussi une métrique (annexe B).

Cette fonction dépend cependant des valeurs des repères sur lesquels on va l'appliquer, du fait de la présence du paramètre α . Elle ne doit donc être utilisée que lorsque tous les repères de coordonnées, dont on va calculer des distances mutuelles, sont connus.

Avec cette métrique, nous sommes en mesure de calculer les distances mutuelles des repères liés au cluster acromial issus des acquisitions du sujet immobile $\{^{imm}R_{ca}^i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$.

Nous devons passer de cet ensemble de distances mutuelles à un ensemble de points de \mathbb{R}^n . La méthode de positionnement multidimensionnel est une méthode statistique permettant de le faire [75]. Il est impossible de trouver un ensemble de points de \mathbb{R}^n dont les distances mutuelles correspondent exactement aux distances mutuelles des repères de coordonnées, car l'ensemble des orientations ne constitue pas un espace vectoriel. Une solution approchante peut être trouvée par positionnement multidimensionnel. Notons que la dimension des points de sortie est potentiellement grande (environ 15 avec les données expliquées au chapitre suivant), mais, à l'instar de méthodes plus usuelles comme l'analyse en composantes principales, les coordonnées de sortie sont triées par variance décroissante.

En pratique, à cause des limitations sur le temps de calcul des volumes des cellules de Voronoi évoquées dans la section précédente, il est conseillé de ne pas utiliser de dimension supérieure à 5. En dimension 5, les erreurs maximales sur les distances mutuelles des points de \mathbb{R}^5 ainsi trouvées ne dépassent pas 1% par rapport aux distances mutuelles des repères de coordonnées.

Les points ainsi trouvés vont être utilisés en tant que sites pour l'interpolation par voisins naturels. Notons que ces points n'ont plus de signification physique, ils ne sont qu'une représentation des repères de coordonnées. Il serait par contre impossible de passer de ces points aux repères, les solutions du positionnement multidimensionnel n'étant pas uniques.

2.3.3 Borner la tessellation de Voronoi

On peut observer que les sites qui composent le polygone convexe d'un ensemble de sites ont une cellule de Voronoi qui n'est pas bornée, et donc de volume infini, comme le montre par exemple la figure 2.10.

Le calcul des poids pour la méthode d'interpolation par voisins naturels se basant sur des rapports de volumes de cellules de Voronoi, nous devons trouver le moyen de borner ces cellules.

2.3.3.a Bornes n-rectangulaires

La première méthode que nous avons mis en œuvre consiste à utiliser des bornes n-rectangulaires. Un n-rectangle est un rectangle de dimension n. Par exemple, un 2-rectangle est un rectangle plan, et un 3-rectangle est un pavé. De la même manière, un n-cube est un cube de dimension n. Notre objectif est de borner la tessellation de

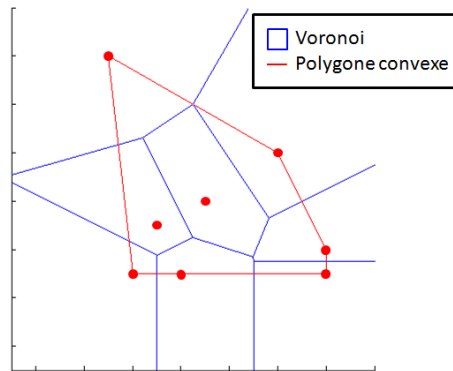


FIGURE 2.10 – Les sites du polygone convexe ont une cellule de Voronoi de volume infini

Voronoi en trouvant son intersection avec un n -rectangle. Des précisions sur la topologie d'un n -cube et d'un n -rectangle sont présentes en annexe C.

Pour le choix des bornes, on sélectionne sur chaque dimension les valeurs minimales et maximales de l'ensemble composé des sites et des points requêtes sur lesquels on va réaliser l'interpolation (fig. 2.11).

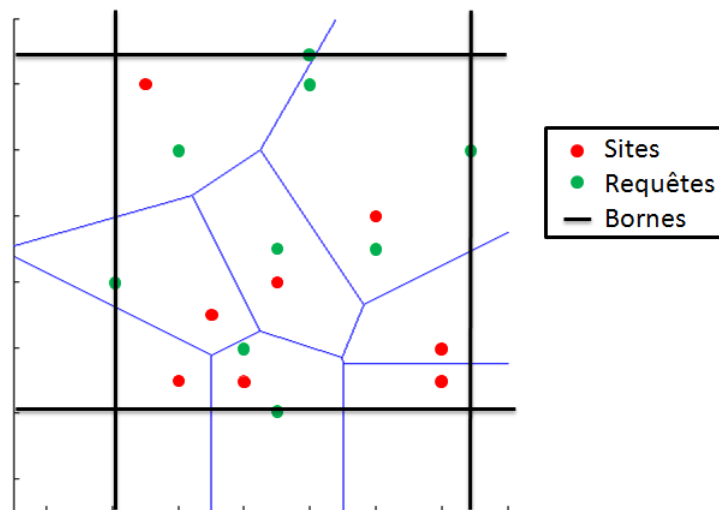


FIGURE 2.11 – Détermination des bornes avec les valeurs minimales et maximales des sites et des requêtes sur chaque direction.

Pour choisir le n -rectangle qui va encadrer la tessellation, on choisit ses bornes sur chaque direction, les positions des sommets à partir des bornes étant aisément déterminables.

Pour encadrer la tessellation de Voronoi avec un n -rectangle, nous allons calculer les points d'intersection entre les frontières des cellules de la tessellation de Voronoi avec les k -rectangles du n -rectangle. Du fait de la définition de la tessellation de Voronoi, les frontières de la tessellation sont des hyperplans médiateurs des sites. Donc si on considère k sites voisins dans la tessellation, leur hyperplan médiateur, de dimension $n - k + 1$,

sera une frontière de la tessellation. Il est ainsi possible de déterminer les équations de toutes les frontières de la tessellation, de dimension 1 à $n - 1$.

A partir de ces équations et des équations des k -rectangles du n -rectangle, on peut déterminer les points d'intersection entre les hyperplans de dimension k des frontières de la tessellation et les $(n-k)$ -rectangles du n -rectangle, pour tout $k \in [1, n - 1]$. Ces points nous permettent le calcul d'une tessellation de Voronoi bornée, comme le montre la figure 2.12.

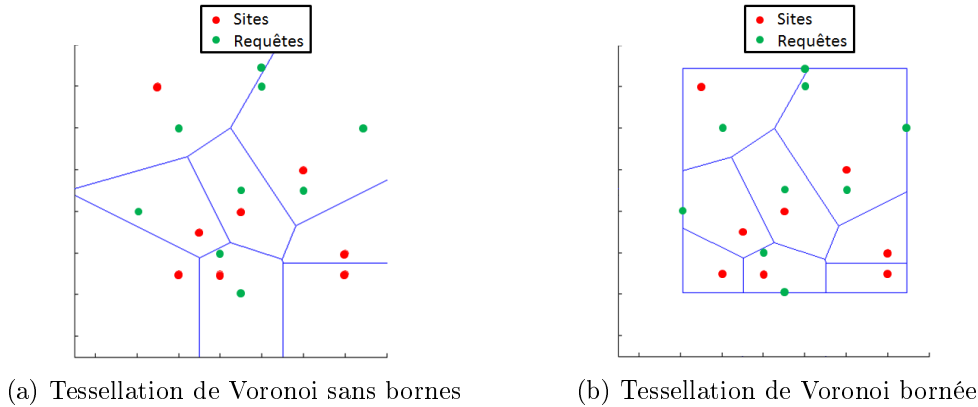


FIGURE 2.12 – Comparaison entre tessellation de Voronoi non bornée et bornée par la méthode du n -rectangle.

2.3.3.b Méthode des *ghost points* de Bobach et coll.

Afin de borner la tessellation de Voronoi, nous pouvons également utiliser la méthode dite des "*ghost points*" proposée par Bobach et coll [76], que nous présentons.

Cette méthode propose de déterminer la position d'un ensemble de sites supplémentaires $\{x^g\}$ appelés "*ghost points*", à l'extérieur du polygone convexe des sites initiaux $\{x_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$. En calculant la tessellation de Voronoi de $\{x^g\} \cup \{x_i\}$, les cellules des sites $\{x_i\}$ auront un volume fini du fait que seules les cellules du polygone convexe d'un ensemble de sites possède un volume infini.

Pour déterminer la position de ces points, on commence par élargir le polygone convexe des sites, en décalant chaque hyperplan du polygone convexe d'un coefficient φ qui dépend de la distance des requêtes au polygone convexe des sites. En effet, φ est défini comme :

$$\varphi(r, d) = \begin{cases} r + 2d^3/r^2 - d^4/r^3 & \text{si } d < r \\ 2d & \text{sinon} \end{cases} \quad (2.11)$$

où :

- r est le rayon de la sphère englobante minimale des sites (fig. 2.13a). Trouver cette sphère en dimension n est une tâche ardue, cependant, une bonne approximation peut être trouvée grâce à l'algorithme de Ritter [77].
- d est la distance maximale d'un point requête au polygone convexe des sites (fig. 2.13b).

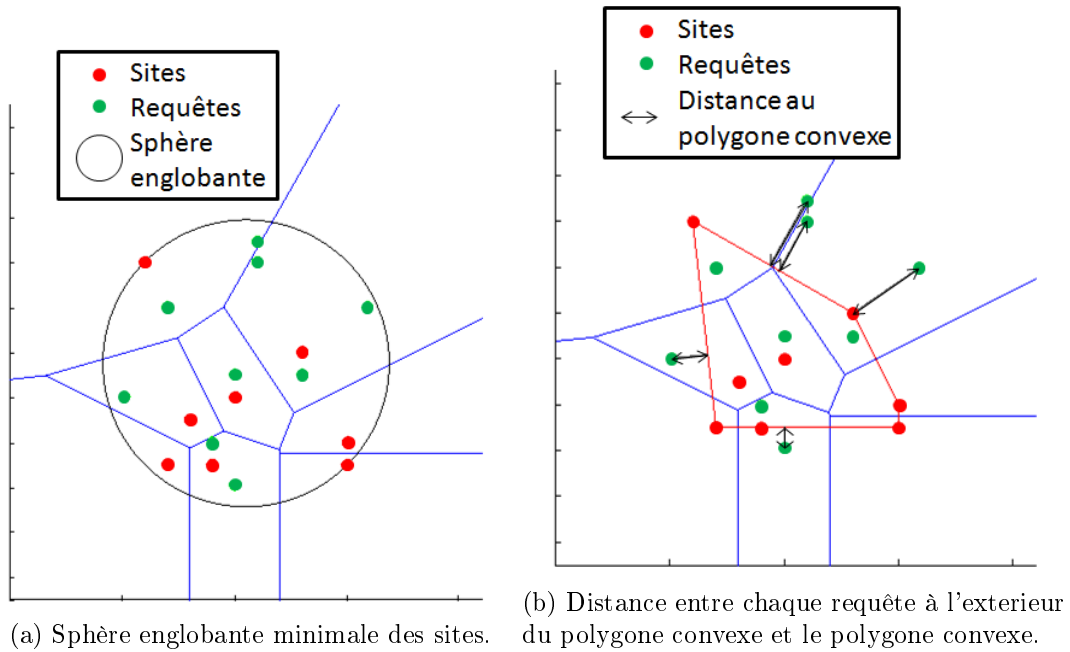


FIGURE 2.13 – Identification des paramètres servant au calcul de φ

Une fois φ déterminé avec l'équation 2.11, les hyperplans du polygone convexe sont décalés de φ suivant la normale à l'hyperplan vers l'extérieur (fig. 2.14a).

La position des *ghost points* peut maintenant être déterminée. Ils sont la projection des sites sur le polygone convexe décalé. On ajoute aussi aux *ghost points* les sommets du polygone convexe décalé (fig. 2.14b).

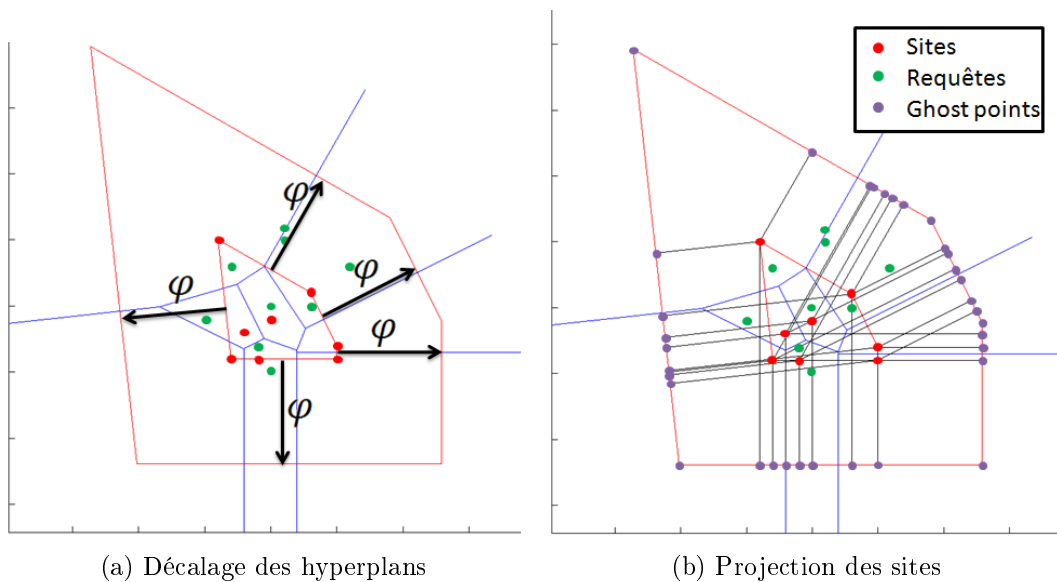


FIGURE 2.14 – Positionnement des *ghost points*

Une fois les *ghost points* déterminés de cette manière, il sont les seuls éléments du polygone convexe de tous les points présents (requêtes, sites, *ghost points*). Donc en calculant la tessellation de Voronoi de l'ensemble constitué des sites et des *ghost points*, seules les cellules des *ghost points* auront un volume infini. Pour pouvoir appliquer l'interpolation par voisins naturels, il suffit donc d'ignorer les *ghost points*, les cellules des sites étant bornées (fig. 2.15).

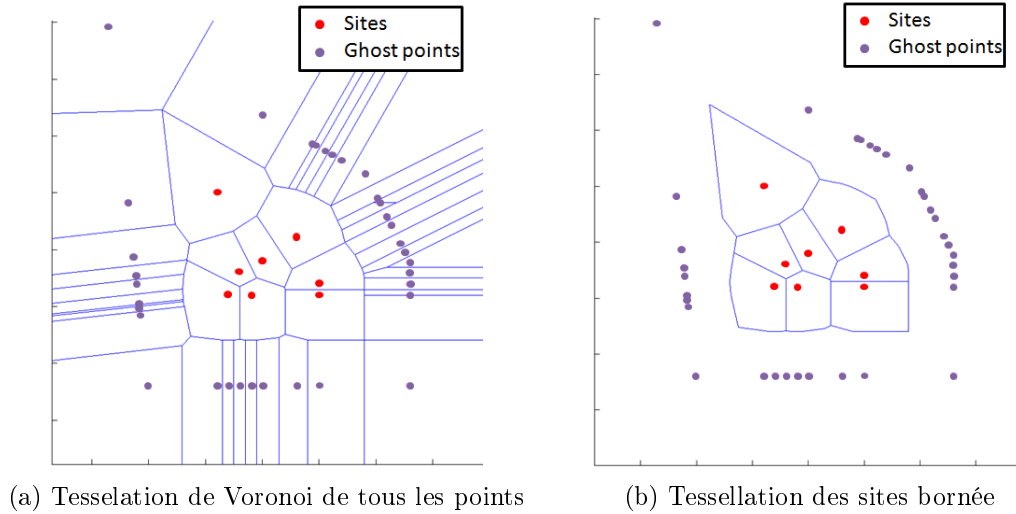


FIGURE 2.15 – Résultat avec la méthode des *ghost points*

2.3.3.c Choix de la méthode

Nous avons choisi d'utiliser la méthode des *ghost points* afin de borner la tessellation de Voronoi. Cette méthode, contrairement à la méthode du n-rectangle, ne dépend d'aucun paramètre. Par ailleurs, la forme des cellules de Voronoi en résultant est plus naturelle dans le sens où toutes les cellules résultantes sont véritablement des cellules de Voronoi, et non leur intersection avec un n-rectangle. Dans une optique pratique, la méthode des *ghost points* était également plus rapide à s'exécuter, et du fait du nombre important de tessellations à calculer (une par échantillon de données dans le mouvement), c'est également un atout non-négligeable.

2.3.4 Moyennes pondérées de transformations homogènes

Afin de pouvoir appliquer l'interpolation par voisins naturels à notre problème, une dernière question doit être adressée, le calcul d'une moyenne pondérée de transformations homogènes. Passer des repères de coordonnées aux éléments de \mathbb{R}^n , et borner la tessellation de Voronoi des sites nous permet de calculer le poids w_i de chaque site x_i grâce à l'équation 2.8, qui vont nous servir à calculer une moyenne pondérée des fonctions f_i , qui dans notre cas, sont des transformations homogènes.

Une transformation homogène T est constituée d'une translation t et d'une rotation r . Nous avons séparé le calcul de la moyenne de ces deux composantes. Le calcul d'une moyenne pondérée de translations $\{t_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$ peut se faire linéairement :

$$t^* = \frac{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i t_i}{\sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i} \quad (2.12)$$

En revanche, l'ensemble des orientations ne constitue pas un espace vectoriel, et une autre méthode doit être utilisée pour le calcul d'une moyenne pondérée d'un ensemble de rotations $\{r_i\}_{i \in [1, n_{imm}]}$. Nous avons utilisé la méthode de moyennage des quaternions de Markley [78]. Si on appelle q_i le quaternion associé à r_i , alors nous calculons une matrice 4x4 M définie par :

$$M = \sum_{i=1}^{n_{imm}} w_i q_i q_i^T \quad (2.13)$$

Le quaternion moyen q^* que nous cherchons est le vecteur propre de M qui possède la valeur propre maximale. La transformation homogène moyenne T^* est donc celle composée de la translation t^* et de la rotation représentée par le quaternion q^* .

2.4 Application de la méthode aux données de capture de mouvement

La technologie de capture de mouvements que nous utilisons donne la mesure des mouvements d'un ensemble de points dans l'espace. Afin d'appliquer les méthodes que nous avons présenté, ces données doivent être manipulées afin de calculer différents repères de coordonnées.

2.4.1 Des Nuages de points aux repères de coordonnées

On s'intéresse ici aux méthodes de calcul d'un repère de coordonnées, à partir d'un ensemble de points acquis par capture de mouvement, tous attachés à la même pièce rigide. Il ne s'agit donc pas de glissement cutané. Les problèmes suivants peuvent apparaître avec l'utilisation d'un système de capture de mouvement :

- Une erreur sur la position du point mesuré. Bien entendu, les systèmes de capture de mouvement ne fournissent pas une mesure parfaite, et un bruit de mesure apparaît.
- L'occlusion. La position des marqueurs de capture de mouvement étant mesurée à l'aide de caméras, la présence d'un obstacle entre le marqueur et les caméras entraîne une perte de la vue du marqueur, et sa position ne peut pas être mesurée.

- Calibration des caméras. Au moins trois caméras doivent simultanément observer un marqueur afin d'en déduire sa position dans l'espace. De ce fait une calibration des caméras est nécessaire, afin de pouvoir appliquer les transformations adéquates. Dans le cas de petits mouvements des caméras après calibration, il apparaît des erreurs dans la mesure, sous forme de sauts des positions mesurées.

Nous présentons une méthode qui permet de neutraliser les bruits et imprécisions de mesure de la capture de mouvement, en remplaçant un ensemble de points attachés à la même pièce par un ensemble de points rigidement liés entre eux.

Considérons un ensemble de m points $\{p^j\}_{j \in [1, m]}$ attachés à un même solide rigide. La mesure de la position des points $\{p^j\}$ est échantillonnée, on considère que nous mesurons n_{ech} échantillons, et nous appelons p_i^j le i -ième échantillon du j -ième point. Pour chaque échantillon i , nous pouvons calculer la matrice des distances mutuelles M_i de $\{p_i^j\}_{j \in [1, m]}$. A partir de toutes les matrices $\{M_i\}$, nous pouvons calculer la matrice \overline{M} moyenne des distances mutuelles. Avec la technique de positionnement multidimensionnel, nous pouvons déterminer un ensemble de points $\{\overline{p}^j\}_{j \in [1, m]}$ dont les distances mutuelles correspondent au mieux à \overline{M} . Nous allons recalcr cet ensemble de points sur chaque échantillon de mesure i .

Nous commençons par réaliser un premier recalage grossier. On identifie l'échantillon i_{ref} dont les distances mutuelles $M_{i_{ref}}$ sont les plus proches des distances mutuelles moyennes \overline{M} , c'est à dire que $\forall i \in [1, n_{ech}]$

$$\|M_{i_{ref}} - \overline{M}\|_F^2 \leq \|M_i - \overline{M}\|_F^2 \quad (2.14)$$

où $\|\cdot\|_F$ est la norme de Frobenius.

Une fois i_{ref} déterminé, on sélectionne trois points d'indices j_1, j_2 et j_3 de $\{p_{i_{ref}}^j\}_{j \in [1, m]}$. Ces points correspondent à ceux qui sont le moins sujet à l'occlusion sur l'ensemble des mesures de $\{p_i^j\}_{j \in [1, m]}$. Nous calculons un repère à partir de ces trois points, en représentant le repère de coordonnées comme une matrice homogène :

$$R_{i_{ref}} = \begin{vmatrix} u & v & w & t \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (2.15)$$

où, comme illustré sur la figure 2.16 :

$$\begin{aligned} - v &= \frac{p_{i_{ref}}^{j_2} - p_{i_{ref}}^{j_1}}{\|p_{i_{ref}}^{j_2} - p_{i_{ref}}^{j_1}\|} \\ - w &= v \times \frac{p_{i_{ref}}^{j_3} - p_{i_{ref}}^{j_1}}{\|p_{i_{ref}}^{j_3} - p_{i_{ref}}^{j_1}\|} \\ - u &= v \times w \\ - t &= (p_{i_{ref}}^{j_1} + p_{i_{ref}}^{j_2} + p_{i_{ref}}^{j_3}) / 3 \end{aligned}$$

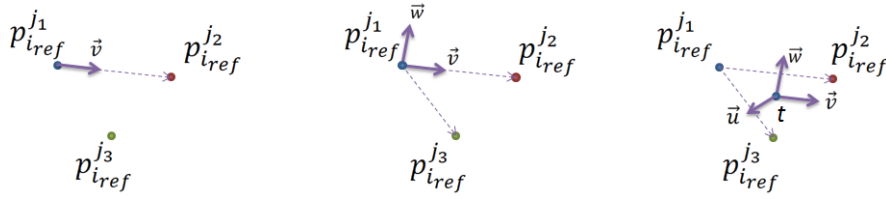


FIGURE 2.16 – Illustration du calcul d'un repère à partir de 3 points

De la même manière, nous pouvons calculer le repère de coordonnées \overline{R} lié aux points $\{\overline{p}^j\}_{j \in [1,m]}$, puis appliquer à cet ensemble de points la transformation qui fait coïncider \overline{R} avec $R_{i_{ref}}$. Il en résulte l'ensemble de points que nous appelons $\{\overline{p}_{rg}^j\}_{j \in [1,m]}$, l'indice *rg* signifiant "recalage grossier".

Nous allons chercher ensuite à appliquer un recalage fin aux données, en cherchant la transformation à appliquer à $\{\overline{p}_{rg}^j\}_{j \in [1,m]}$ de manière à minimiser les distances entre ces points et les points $\{p_{i_{ref}}^j\}_{j \in [1,m]}$. On définit ainsi une fonction d'erreur entre deux ensembles de points $\{p_1^j\}_{j \in [1,m]}$ et $\{p_2^j\}_{j \in [1,m]}$ comme :

$$err(p_1, p_2) = \sum_{j=1}^m \|p_1^j - p_2^j\|^2 \quad (2.16)$$

Nous définissons une transformation homogène par six paramètres, trois rotations $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ et trois translations t_x, t_y, t_z . Ainsi, par exemple avec la séquence d'Euler "xyz", une transformation T est définie par :

$$T(\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z) = \begin{vmatrix} & & & t_x \\ & R & & t_y \\ & & & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (2.17)$$

$$\text{avec } R = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_x) & -\sin(\theta_x) \\ 0 & \sin(\theta_x) & \cos(\theta_x) \end{vmatrix} \times \begin{vmatrix} \cos(\theta_y) & 0 & \sin(\theta_y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_y) & 0 & \cos(\theta_y) \end{vmatrix} \times \begin{vmatrix} \cos(\theta_z) & -\sin(\theta_z) & 0 \\ \sin(\theta_z) & \cos(\theta_z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Nous cherchons donc $\theta_x^{optim}, \theta_y^{optim}, \theta_z^{optim}, t_x^{optim}, t_y^{optim}, t_z^{optim}$ tels que :

$$(\theta_x^{optim}, \theta_y^{optim}, \theta_z^{optim}, t_x^{optim}, t_y^{optim}, t_z^{optim}) = \underset{\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z}{\operatorname{argmin}} (T(\theta_x, \theta_y, \theta_z, t_x, t_y, t_z) \times \overline{p}_{rg}, p_{i_{ref}}) \quad (2.18)$$

L'optimisation pour trouver ces paramètres optimaux est réalisée avec la méthode de "quasi-Newton". Le point de départ de l'optimisation est $(0, 0, 0, 0, 0, 0)$ étant donné que les points ont été recalés grossièrement. Le recalage fin à l'échantillon i_{ref} est donc donné par :

$$\overline{p}_{rf} = T(\theta_x^{optim}, \theta_y^{optim}, \theta_z^{optim}, t_x^{optim}, t_y^{optim}, t_z^{optim}) \times \overline{p}_{rg} \quad (2.19)$$

où l'indice rf signifie recalage fin.

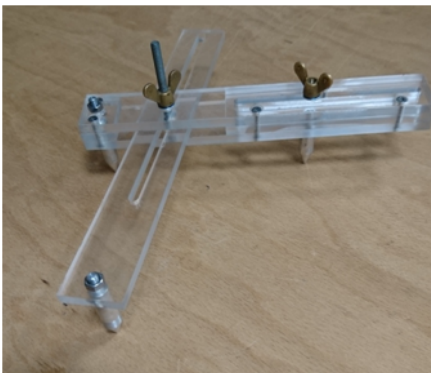
Pour réaliser le recalage à tous les autres échantillons, nous appliquons la même méthode d'optimisation. Le point de départ de chaque optimisation est constitué des paramètres optimaux connus les plus proches. En d'autres termes, sont parcourus les échantillons par valeurs décroissantes de $i_{ref} - 1$ à 1, puis par valeurs croissantes de $i_{ref} + 1$ au nombre d'échantillons.

Dans le premier parcours par valeurs décroissantes, le point de départ pour la détermination des paramètres optimaux du i -ième échantillon sont les paramètres du $(i+1)$ -ième échantillon. À l'inverse, dans le parcours par valeurs croissantes, pour déterminer les paramètres du i -ième échantillon on utilise comme point de départ les paramètres du $(i-1)$ -ième échantillon. Cette méthode permet de converger rapidement vers les paramètres optimaux si les échantillons sont proches dans le temps (i.e. si l'acquisition a été réalisée à haute fréquence), car la position des points aura peu changé sur deux échantillons successifs.

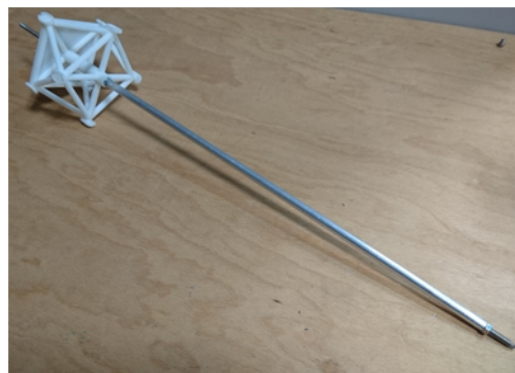
Ainsi, nous avons recalé un solide véritablement rigide sur des mesures bruitées et contenant des occlusions. Cette méthode est cependant peu robuste aux erreurs de calibrations des caméras. Ce problème peut être en grande partie évité avec un protocole expérimental rigoureux.

2.4.2 L'utilisation d'un scapula locator ou d'un stylet

Un stylet (fig. 2.17b), ou un scapula locator (fig. 2.17a) permettent de numériser la position de points dans l'espace. Ces appareils sont constitués d'une pièce rigide sur laquelle on peut attacher des marqueurs de capture de mouvement, et d'une ou plusieurs pointes dont on veut connaître la position par rapport aux marqueurs.



(a) Scapula locator



(b) Stylet

FIGURE 2.17 – Appareils permettant la numérisation de points

Afin d'utiliser ces appareils, il est donc nécessaire de les calibrer afin d'avoir la possibilité de repérer la position des pointes par rapport aux marqueurs. Un moyen simple de réaliser une telle calibration est de réaliser des mouvements aléatoires en maintenant

tout le temps la pointe immobile. Le solide étant rigide, tous les marqueurs auront une trajectoire incluse dans une sphère, le centre de la sphère étant la pointe immobile.

Par une méthode de *sphere fitting*, on peut associer à chaque marqueur un point qui correspond au centre de la sphère sur laquelle est inscrite sa trajectoire, chacun de ces centres étant idéalement la pointe de l'outil. La moyenne de tous les points ainsi trouvés donne une bonne estimation de la pointe de l'outil. On peut calculer les coordonnées de ce point dans le repères de l'outil afin de l'utiliser dans les acquisitions.

2.4.3 Positionnement de la mesure en mouvement dans les données dispersées

Nous sommes donc en mesure d'attacher des repères de coordonnées aux objets qui nous intéressent : le cluster acromial et le scapula locator. Comme expliqué dans la section 2.3.2, nous passons des repères de coordonnées liés au cluster acromial à des éléments de \mathbb{R}^n , par la méthode de positionnement multidimensionnel.

Nous avons deux approches pour le faire :

- Soit nous réalisons un positionnement multidimensionnel sur l'ensemble des repères du cluster acromial issu des acquisitions avec sujet immobile et des acquisitions avec sujet en mouvement.
- Soit nous le réalisons uniquement sur les repères issus des acquisitions avec sujet immobile, et nous injectons a posteriori l'image des repères issus des acquisitions dans le mouvement.

La première méthode est la plus simple, mais entraîne d'importantes erreurs. Le positionnement multidimensionnel sera plus précis si un nombre limité de distances mutuelles est utilisé. Le plus important étant de respecter la forme de la tessellation de Voronoi, nous réalisons le positionnement multidimensionnel uniquement sur les données issues des acquisitions avec sujet immobile. Les données issues des acquisitions avec sujet en mouvement, qui deviennent les points requêtes sont ensuite ajoutés sur ce positionnement multidimensionnel, par optimisation.

2.5 Conclusion

Lors des mesures avec sujet immobile, il est possible d'attacher un repère de coordonnées à la scapula, alors que dans les mesures avec sujet en mouvement, seul un repère lié au cluster acromial est disponible. Pour obtenir une mesure du repère lié à la scapula dans le mouvement, nous avons vu que l'on pouvait utiliser des méthodes d'interpolation spatiales de transformations homogènes, notamment l'interpolation par voisins naturels.

Cette méthode d'interpolation introduite par Seber [75] se base sur le calcul de tessellations de Voronoi, et le calcul des volumes des cellules de Voronoi. Pour pouvoir appliquer cette méthode à notre cadre d'étude, nous avons dû surmonter trois problèmes :

- Passer d'un ensemble de repères de coordonnées à un ensemble d'éléments de \mathbb{R}^n par positionnement multidimensionnel.
- Borner la tessellation de Voronoi. Nous avons présenté la méthode d'encadrement de la tessellation par un n-rectangle, et la méthode des *ghost points* de Bobach [76]. La méthode des *ghost points* a été préférée car elle offre des bornes plus robustes à la forme de l'ensemble de sites et ne requiert pas de paramétrage.
- Réaliser une moyenne pondérée de transformations homogènes, par moyennage séparé des translations et des rotations.

Dès lors que ces problèmes sont résolus, nous sommes en mesure d'appliquer l'interpolation par voisins naturels aux mesures des mouvements du complexe de l'épaule acquises par capture de mouvement. Pour ce faire, nous avons expliqué comment passer d'un ensemble de mesures de points, soumis aux bruits et à l'occlusion, propre aux systèmes de capture de mouvement, à un ensemble de repères de coordonnées. Nous avons présenté comment utiliser un stylet ou un scapula locator, ainsi qu'un moyen d'injecter les données acquises avec sujet en mouvement dans les données acquises avec sujet immobile par optimisation.

Afin de tester la validité de cet algorithme nous avons réalisé un ensemble d'expérimentations à l'aide d'un robot manipulateur.

Expérimentations avec un robot manipulateur

Afin de valider les méthodes numériques que nous avons développées, nous avons pris le parti de réaliser des expérimentations avec un robot manipulateur, avant les expérimentations sur l'humain.

Le robot nous fournit une vérité terrain qui n'est pas accessible avec des expérimentations sur l'humain. Il est en effet possible avec un robot d'avoir accès à toutes les informations de position et d'orientation des segments, à tout moment et dans toutes les configurations. Avec l'humain, une mesure directe de la position et l'orientation de la scapula n'est pas possible dans les expérimentations dans le mouvement et avec une technologie de capture de mouvement par marqueurs cutanés.

Il est cependant difficile de reproduire les mouvements d'une épaule humaine avec un robot. Par contre, nous pouvons réaliser des protocoles expérimentaux avec de la déformation de tissus, pour reproduire la problématique de la mesure des mouvements du complexe de l'épaule, à défaut d'en reproduire la cinématique.

3.1 Expérience préliminaire

Dans cette première expérience, nous allons placer une bande de tissu sur le robot, de manière à induire de la déformation des tissus. Les mouvements et les mesures sont très éloignées d'une épaule humaine, mais notre objectif est de tester l'interpolation par voisins naturels sur des repères de coordonnées, dans un protocole qui induit des déformations.

3.1.1 Dispositif expérimental

Nous avons utilisé un robot manipulateur Barrett WAM (Whole Arm Manipulator) à 7 degrés de mobilité. Ce robot à actionnement par câbles est connu pour présenter peu de frottement sur ses articulations, et ses mouvements lisses.

Sur ce robot, nous avons attaché une bande de mousse polyuréthane entre la base du robot et son bras, afin de provoquer de la déformation sur les tissus lors des mouvements du bras. Une pièce rigide, jouant le rôle de cluster acromial, est attachée sur ce tissu, et le bras du robot joue le rôle de scapula. Des marqueurs de capture de mouvement du système Codamotion sont placés sur la pièce rigide, ainsi que sur le bras du robot, afin de pouvoir mesurer leurs mouvements.

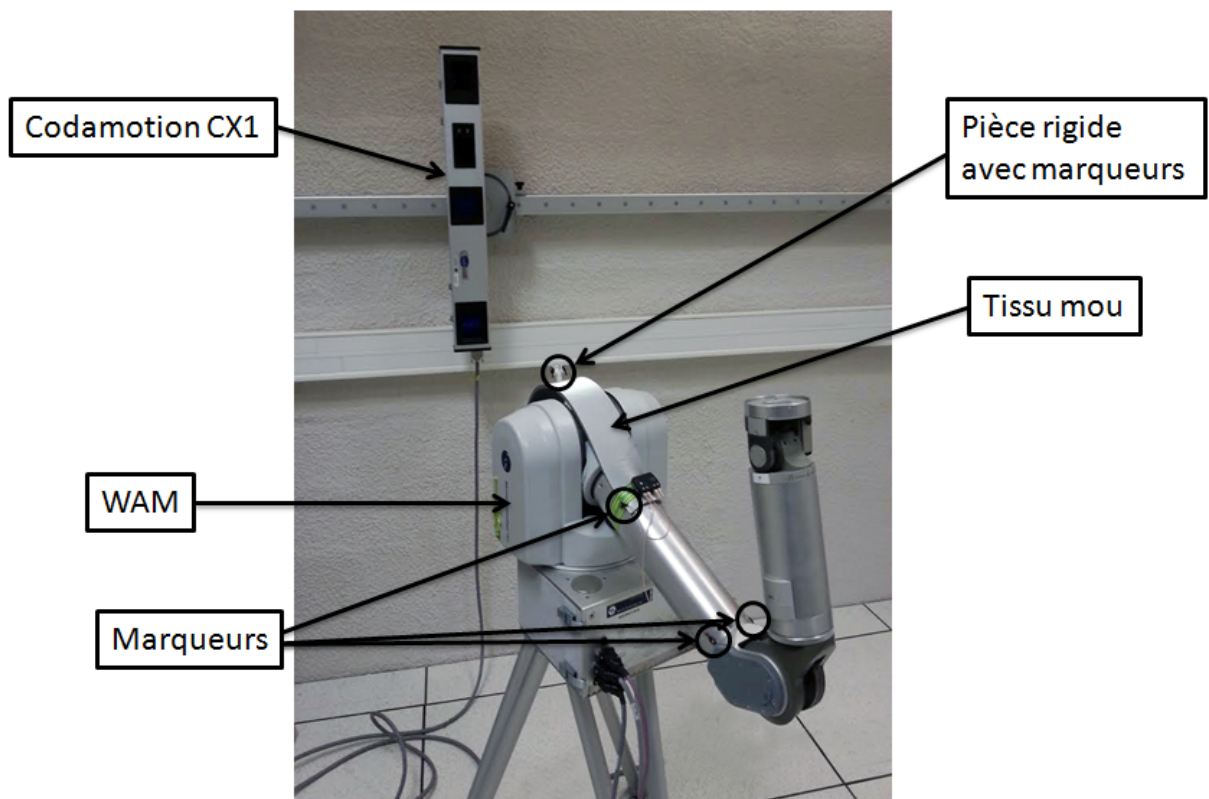


FIGURE 3.1 – Dispositif expérimental

Le système Codamotion est un système de capture de mouvement optoélectronique. Il est composé d'un ensemble de barres, appelées *CX1*, chacune constituée de trois caméras infrarouges, qui observent la scène. Ce système est un système actif, c'est à dire que chaque marqueur émet sa propre lumière infrarouge. De fait, sont associés aux marqueurs des boîtiers d'alimentation, qui permettent l'apport en énergie et la synchronisation des marqueurs avec le système de mesure. Si un marqueur est dans le champ de vision des trois caméras d'une même *CX1*, alors sa position dans l'espace peut être déterminée, comme illustré sur la figure 3.2. Le système autorise l'utilisation de trois *CX1* simultanément.

ment afin d'apporter de la redondance, et d'aider à résoudre des problèmes d'occlusion des marqueurs. Notons également que les marqueurs doivent être placés à plus d'1m50 d'une barre *CX1* afin d'obtenir une mesure.

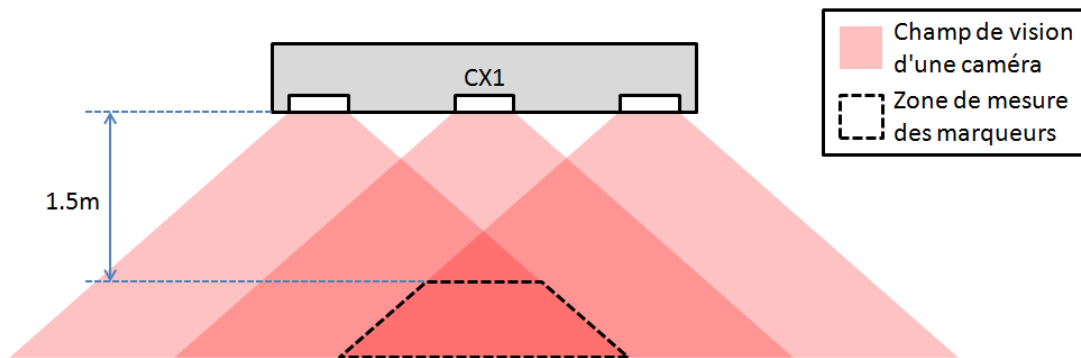


FIGURE 3.2 – Zone de visibilité des barres CX1

Bien que le robot que nous utilisons présente un grand nombre de degrés de mobilité, dans cette expérience préliminaire, nous n'en utilisons que deux. Avec la bande de tissu fixée de cette façon, seuls les deux premiers degrés de mobilité en provoquent la déformation. On définit θ_1 et θ_2 les angles des deux degrés de mobilité utilisés (fig. 3.3).

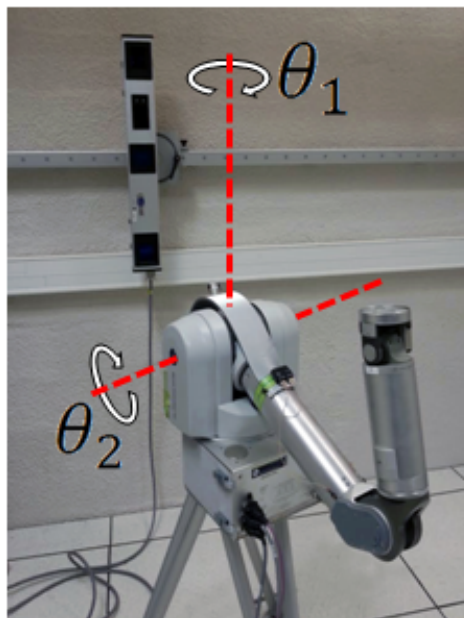


FIGURE 3.3 – Degrés de mobilité utilisés.

3.1.2 Protocole expérimental

Le robot est contrôlé pour réaliser trois mouvements différents, au cours desquels les position des marqueurs liés au bras du robot, et les marqueurs liés au tissu sont mesurées. Pour faire le parallèle avec une expérimentation sur l'humain, le bras joue le rôle de la scapula, et la pièce rigide sur le tissu le rôle du cluster acromial. Dans une expérimentation sur l'humain, nous n'aurions pas accès à la mesure des os, mais le robot nous permet d'avoir une mesure des marqueurs placés sur son bras. Les mouvements réalisés sont les suivants :

1. Le robot passe du bras horizontal au bras vertical, ce qui se traduit par θ_1 étant maintenu à 0, et θ_2 passe de 0 à $\pi/2$. Notons que pour les trois mouvements, les variations des angles θ_1 et θ_2 sont linéaires dans le temps (fig. 3.4a).
2. Pour ce mouvement, le robot a les même configurations initiales et finales que pour le mouvement précédent, mais passe par la configuration intermédiaire où $\theta_1 = \pi/4$ et $\theta_2 = \pi/4$. En d'autres termes, les points de passages du robot sont les configurations $[\theta_1, \theta_2] = [0, 0] \rightarrow [\pi/4, \pi/4] \rightarrow [0, \pi/2]$ (fig. 3.4b).
3. Ce mouvement constitue un mouvement cyclique, les configurations initiales et finales du robot sont identiques. Le robot passe par cinq points de passages $[\theta_1, \theta_2] = [0, 0] \rightarrow [\pi/4, \pi/4] \rightarrow [0, \pi/2] \rightarrow [\pi/4, -\pi/4] \rightarrow [0, 0]$ (fig. 3.4c).

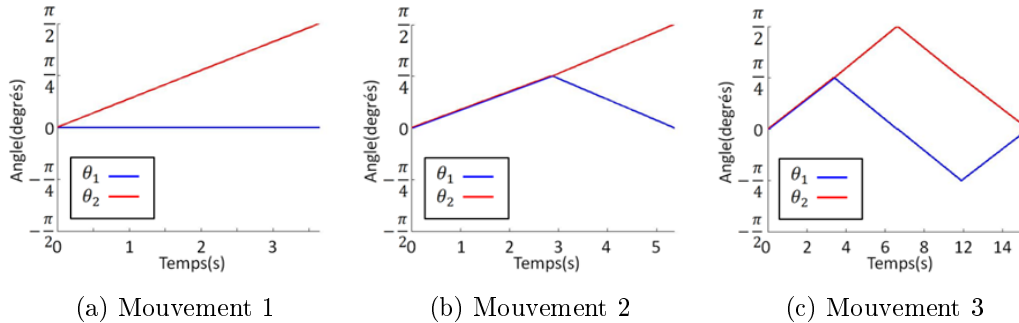


FIGURE 3.4 – Description des trois mouvements réalisés.

Pour appliquer l'interpolation par voisins naturels, nous devons également réaliser un jeu de mesures avec le robot immobile. Pour ce faire, 11 valeurs différentes de θ_1 et θ_2 sont utilisées, et couvrent l'ensemble de l'espace de travail, ce qui nous donne un jeu de 121 configurations. A chacune de ces configurations, les positions des marqueurs placés sur le bras, et ceux placés sur le tissu, sont mesurées.

Pour chaque mouvement et chaque configuration du robot immobile nous calculons des repères de coordonnées liés aux marqueurs du bras et aux marqueurs du tissu. Notre objectif est de réaliser une interpolation par voisins naturels, afin d'estimer, dans les mouvements, la position et l'orientation du repère lié au bras du robot. Cette estimation pourra être comparée à la mesure pour déterminer l'erreur d'estimation.

3.1.3 Résultats

A partir des mesures, nous calculons pour chacun des trois mouvements :

- Le repère de coordonnées lié au bras estimé avec l’interpolation par voisins naturels, en utilisant les acquisitions réalisées avec le robot immobile et la mesure dans le mouvement du repère lié au tissu.
- Le repère de coordonnées lié au bras estimé par la méthode de double calibration [1]. Cette méthode nécessite un repérage de la scapula (dans notre cas, le bras du robot) aux configurations initiales et finales du mouvement. La position de ses points anatomiques est estimée dans le mouvement par interpolation linéaire dans le temps sur les vecteurs qui lient les positions des marqueurs du cluster acromial (dans notre cas, les marqueurs sur le tissu) et aux points anatomiques de la scapula (ici, le bras du robot). Un repère de coordonnées peut être déduit de l’estimation de ces points anatomiques.
- Le repère de coordonnées lié au bras estimé par transformation rigide. Le repère lié au bras est mesuré à la configuration initiale du mouvement, et la transformation entre le repère lié au tissu et celui lié au bras est calculée. Cette même transformation est appliquée dans le mouvement, afin d’estimer le repère du bras dans le mouvement à partir de la mesure du repère du tissu.

Pour chacune de ces méthodes, nous déterminons une erreur sur la position du centre de repère, en comparant le repère estimé et le repère mesuré. Nous procédons de la même manière pour calculer une erreur angulaire, déterminée à partir d’une représentation axe-angle sur la transformation entre le repère estimé et le repère mesuré.

3.1.3.a Mouvement 1

La figure 3.5 présente les erreurs d’estimations avec les trois méthodes pour le premier mouvement.

On constate que la méthode de transformation rigide produit une erreur nulle au début du mouvement, ce qui est attendu puisqu’elle a servi de calibration. L’erreur d’estimation avec cette méthode augmente rapidement, et dépasse de loin les erreurs des autres méthodes, ce qui indique que le tissu a bien induit une transformation non-rigide entre la pièce rigide placée sur le tissu et le bras du robot.

La méthode de double calibration produit peu d’erreurs au début et à la fin du mouvement, du fait que les configurations de calibrations sont les configurations initiales et finales du mouvement. En revanche, dans le reste du mouvement, la méthode d’interpolation par voisins naturels présente de meilleurs résultats.

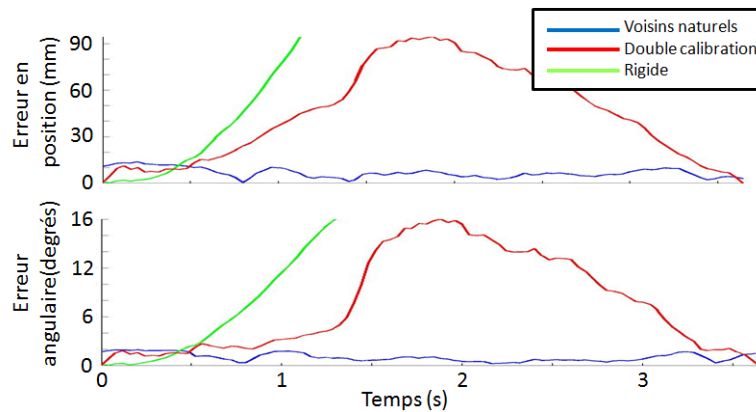


FIGURE 3.5 – Erreurs d'estimation pour le premier mouvement

3.1.3.b Mouvement 2

La figure 3.6 présente les erreurs d'estimations avec les trois méthodes pour le deuxième mouvement.

On constate que la méthode de double calibration présente des erreurs plus importantes que la transformation rigide. Étant donné que cette méthode réalise une interpolation dans le temps, elle est adaptée dans le cas d'une trajectoire la plus directe possible entre la configuration initiale et finale. Dans ce second mouvement, le robot réalise un écart comparé au premier mouvement plus direct, en passant par la configuration $[\theta_1, \theta_2] = [\pi/4, \pi/4]$, et les résultats de la double calibration en pâtissent. Par ailleurs, excepté au début et à la fin du mouvement, la méthode d'interpolation par voisins naturels produit des erreurs plus faibles que les autres méthodes.

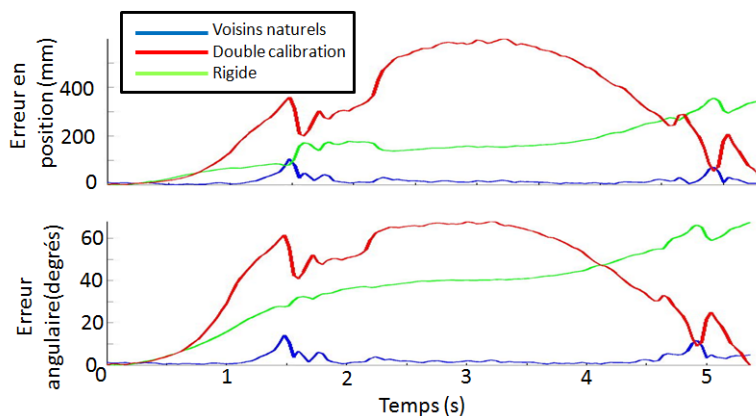


FIGURE 3.6 – Erreurs d'estimation pour le deuxième mouvement

3.1.3.c Mouvement 3

La figure 3.7 présente les erreurs d'estimations avec les trois méthodes pour le troisième mouvement.

On peut faire les mêmes conclusions sur ce mouvement que sur le second mouvement. La méthode de double calibration est moins performante qu'une transformation rigide, du fait qu'il ne s'agisse pas d'une trajectoire directe, et l'interpolation par voisins naturels présente moins d'erreur d'estimation que les autres méthodes, mis à part au début et à la fin du mouvement.

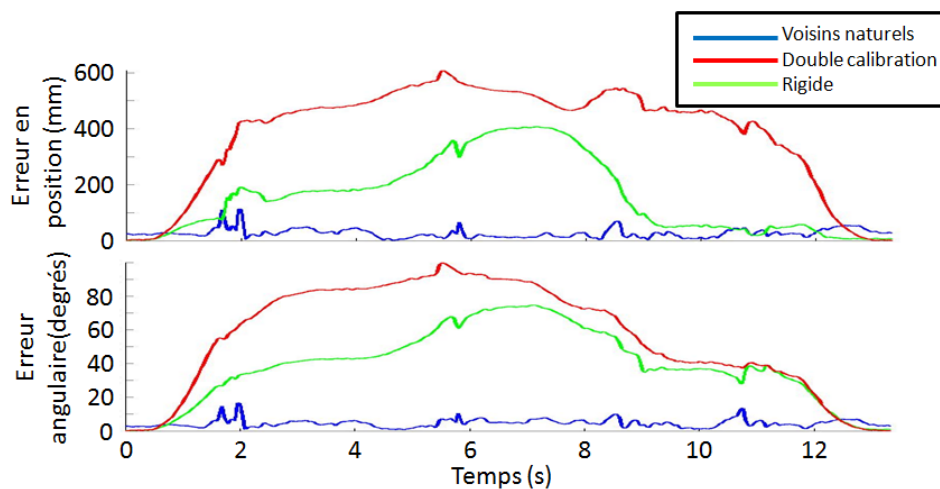


FIGURE 3.7 – Erreurs d'estimation pour le troisième mouvement

3.1.4 Discussion sur les données immobiles

Bien que les résultats de l'interpolation par voisins naturels soient bons, ils sont à nuancer par le fait que nous ayons utilisé un très grand nombre d'acquisitions avec le robot immobile pour réaliser l'interpolation (121). Un tel nombre d'acquisitions est irréaliste pour une utilisation de la méthode avec un sujet humain.

La figure 3.8 présente l'erreur d'estimation moyenne de l'interpolation par voisins naturels en fonction du nombre d'acquisitions, avec robot immobile, utilisé pour l'interpolation, dans le cas du premier mouvement. Les configurations immobiles sont choisies également réparties dans l'espace de travail. Sont également représentées sur cette figure les erreurs moyennes données par la méthode de double calibration. Etant donné que le premier mouvement est le plus direct, la double calibration est une méthode adaptée, et ses résultats nous servent de référence.

On constate que l'erreur moyenne diminue rapidement avec le nombre d'acquisitions avec robot immobile utilisé, avant d'atteindre un plateau à environ 23 acquisitions. Par ailleurs, en dessous de 7 acquisitions utilisées, la double calibration présente de meilleurs résultats.

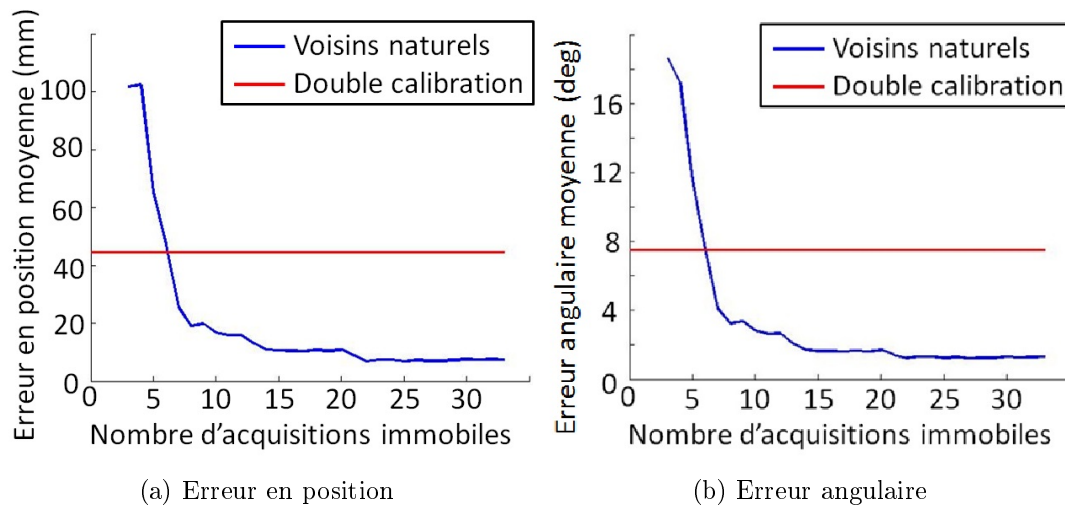


FIGURE 3.8 – Erreur moyenne en fonction du nombre d’acquisitions avec robot immobile utilisé.

La méthode d’interpolation par voisins naturels semble donc présenter de meilleurs résultats que les autres méthodes, sous réserve d’avoir suffisamment d’acquisitions immobiles à disposition. Cependant, ce protocole expérimental qui nous a permis de valider le potentiel de l’interpolation par voisins naturels en présence de déformation de tissus, est très éloigné du comportement d’une épaule humaine. Les ordres de grandeur des déformations sont plus importants, et l’amplitude des mouvements également. Une expérimentation plus proche des mouvements d’une épaule est nécessaire pour évaluer la méthode avant les expérimentations sur l’humain.

3.2 Expérience de glissement

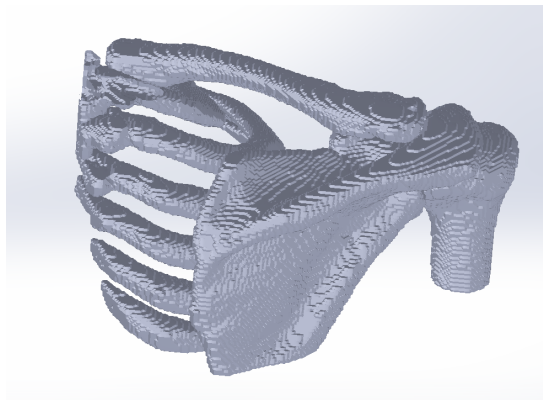
Les résultats de l’expérimentation précédente sont encourageants pour la méthode d’interpolation par voisins naturels. Cependant, la cinématique du dispositif, les mouvements réalisés, et l’amplitude des déformations sont peu semblables à ceux d’une épaule humaine. Avec cette nouvelle expérimentation, nous nous en rapprochons.

3.2.1 Dispositif expérimental

Nous utilisons à nouveau le robot manipulateur Barrett WAM à 7 degrés de mobilité. Nous avons réalisé un modèle simplifié de scapula à partir d’un modèle obtenu par IRM d’une épaule humaine, avec une technologie de prototypage rapide (fig. 3.9).

Ce modèle de scapula simplifié est placé sur l’organe terminal du robot, afin de pouvoir contrôler ses mouvements.

Le dispositif réalisé, composé d’une table destinée à accueillir le robot, et d’un cadre rigide. Une toile élastique a été tendue sur le cadre. L’objectif est de contrôler le robot



(a) Image IRM d'une épaule humaine.



(b) Modèle simplifié

FIGURE 3.9 – Passage d'un modèle réaliste à un modèle simplifié.

afin de réaliser des mouvements avec la scapula simplifiée visant à déformer la toile. Des marqueurs de capture de mouvement sont placés sur la scapula simplifiée afin d'en mesurer les mouvements, et une pièce rigide, jouant le rôle de cluster acromial est placée de l'autre côté de la toile par rapport au robot. Les mouvements de cette pièce rigide sont également mesurés avec des marqueurs de capture de mouvement (fig. 3.10).

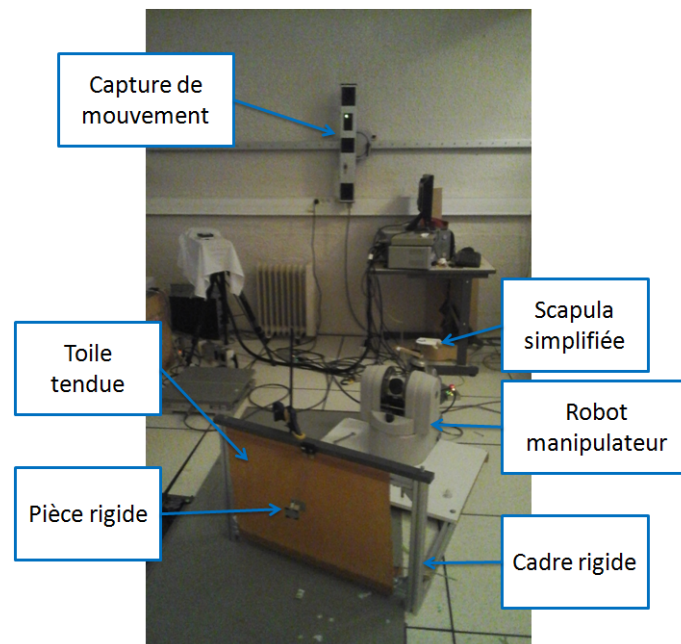


FIGURE 3.10 – Dispositif expérimental

3.2.2 Protocole expérimental

Notre objectif est donc de réaliser des mouvements de la scapula simplifiée avec le robot manipulateur, de manière à déformer la toile et à déplacer la pièce rigide qui y est fixée. Nous réalisons pour chaque mouvement deux séries de mesures :

- Pour la première mesure, le robot réalise le mouvement de la scapula simplifiée sans interruption. Cette acquisition correspond à une acquisition sur l'humain où il réalise un mouvement sans interruption. Nous mesurons la position des marqueurs placés sur la pièce rigide (qui joue le rôle de cluster acromial), ainsi que la position des marqueurs placés sur la scapula simplifiée, au cours du mouvement. Notons que dans le cas d'une expérimentation sur l'humain, nous n'aurions pas accès à la position de points directement sur la scapula.
- Pour la seconde série de mesures, le robot marque des pauses dans certaines configurations. Ces configurations sont sélectionnées sur la trajectoire du mouvement précédent, en leur rajoutant une composante aléatoire. Lors de ces pauses, la position des marqueurs sur la pièce rigide et sur la scapula simplifiée est mesurée.

3.2.2.a Définition de la position et de l'orientation de la scapula simplifiée

Nous contrôlons la scapula simplifiée en position et en orientation. Le point dont nous contrôlons la position est le point dit du "centre de la scapula" (ou SC pour *Scapular center*), c'est à dire le barycentre de la pointe de l'acromion (angulus acromialis, AA), de l'extrémité proximale de l'épine scapulaire (trigonum scapulae, TS), et de l'angle inférieur (angulus inférieur, AI), comme le montre la figure 3.11 suivante :

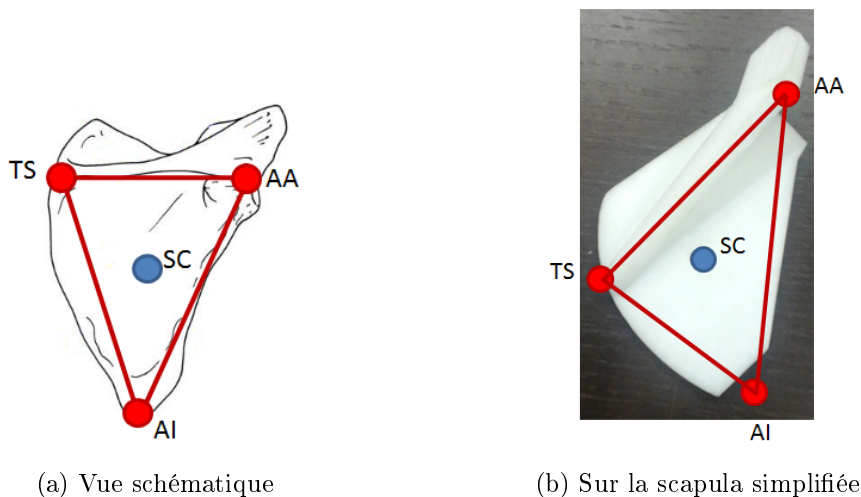


FIGURE 3.11 – Centre de la scapula

Étant donné que la scapula glisse sur le torse, et dans un souci de rendre ce protocole expérimental plus proche des mouvements humains que le précédent, nous contrôlons les mouvements du centre de la scapula sur une sphère virtuelle de 30 cm de diamètre,

positionnée de manière à dépasser de 7cm du cadre, afin d'assurer des déformations de la toile (fig. 3.12).

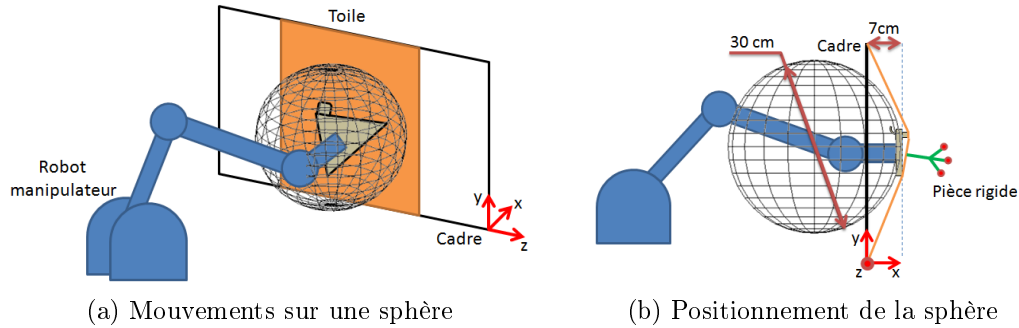


FIGURE 3.12 – Contrôle du centre de la scapula

Avec le repère fixe présent sur la figure 3.12 précédente, les valeurs minimales et maximales sur les axes y et z du centre de la scapula sont déterminées empiriquement en fonction des dimensions du cadre, et les coordonnées possibles sur l'axe x sont déterminées par la sphère.

Afin de définir l'orientation de la scapula simplifiée sur l'espace de travail, nous avons défini différentes orientations aux quatre coins de l'espace de travail, dont nous appelons les quaternions q_{yz} , où les indices y et z sont remplacés par m dans le cas où la coordonnée est minimale, et p dans le cas où la coordonnée est maximale (m pour "moins" et p pour "plus"), comme le montre la figure 3.13 suivante :

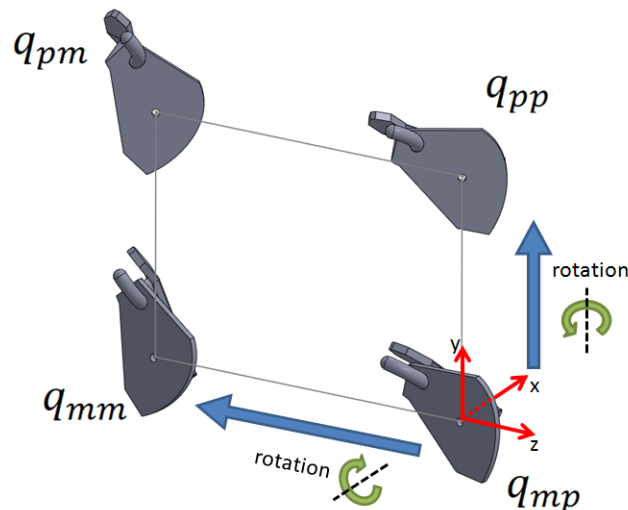


FIGURE 3.13 – Définition empirique des orientations de la scapula simplifiée dans les coins de l'espace de travail.

Par rapport à l'orientation "droite" q_{mp} de la scapula simplifiée dans le coin y minimal et z maximal, les autres orientations sont définies par une rotation autour de l'axe \vec{x}

dans le sens des z décroissants et une rotation autour de l'axe \vec{y} dans le sens des y croissants (fig. 3.13).

Pour définir l'orientation à appliquer à la scapula simplifiée dans un point quelconque de l'espace de travail, nous réalisons une combinaison de ces orientations. L'équivalent de l'interpolation linéaire sur la sphère unitaire des quaternions est l'opération dite *slerp* (pour *spherical linear interpolation*). Si on considère deux quaternions unitaires q_1 et q_2 , et un paramètre $t \in [0, 1]$ alors le quaternion q_{slerp} est défini par :

$$q_{slerp}(q_1, q_2, t) = slerp(q_1, q_2, t) = q_1 (q_1^* q_2)^t \quad (3.1)$$

où q_1^* est le conjugué de q_1 . Alors que le paramètre t varie de 0 à 1, q_{slerp} varie de q_1 à q_2 en prenant le chemin le plus court sur la sphère unitaire des quaternions.

Ainsi, considérons un point P_{yz} appartenant au plan $x = 0$ de l'espace de travail (soit $y \in [y_{min}, y_{max}]$ et $z \in [z_{min}, z_{max}]$). On définit alors deux paramètres t_y et t_z par :

$$\begin{aligned} t_y &= (y - y_{min}) / (y_{max} - y_{min}) \\ t_z &= (z - z_{min}) / (z_{max} - z_{min}) \end{aligned}$$

On peut alors définir deux quaternions q_{haut} et q_{bas} par :

$$\begin{aligned} q_{haut} &= slerp(q_{pm}, q_{pp}, t_z) \\ q_{bas} &= slerp(q_{mm}, q_{mp}, t_z) \end{aligned}$$

et le quaternion q_{yz} associé à P_{yz} :

$$q_{yz} = slerp(q_{bas}, q_{haut}, t_y) \quad (3.2)$$

La figure 3.14 suivante représente graphiquement les quaternions associés aux points de l'espace de travail :

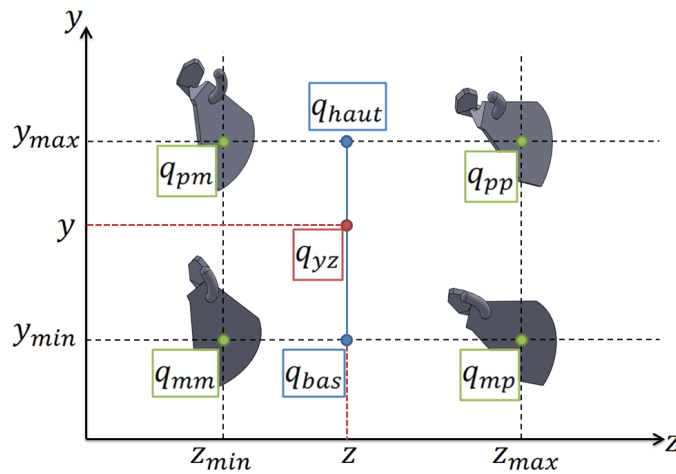


FIGURE 3.14 – Quaternions pour la définition de l'orientation de la scapula simplifiée en un point quelconque de l'espace de travail.

En résumé :

- L'espace de travail sur les coordonnées y et z est déterminé empiriquement en fonction de la taille du cadre. En pratique, le débattement est de 20cm sur l'axe y et de 30cm sur l'axe z .
- Nous contrôlons la position du centre de la scapula simplifiée.
- La coordonnée de ce point sur l'axe x est définie par ses coordonnées sur y et z , et afin de se situer sur la sphère définie dans cette section (illustrée à la figure 3.12).
- L'orientation de la scapula simplifiée est définie en fonction de la position sur y et z du centre de la scapula, et d'orientations définies aux quatre coins de l'espace de travail, avec le quaternion q_{yz} défini plus haut.

Avec ce dispositif, la position et l'orientation de la scapula simplifiée sont définies avec deux paramètres : les coordonnées sur y et sur z du centre de la scapula.

3.2.2.b Mouvements appliqués à la scapula simplifiée

Nous réalisons un ensemble de mouvements afin de déformer la toile et de tester l'algorithme d'interpolation par voisins naturels. Avec ce dispositif, seules les trajectoires du centre de la scapula sur y et sur z nécessitent d'être définies.

Nous avons choisi de réaliser un ensemble de lignes droites, à savoir un parcours de la toile verticalement, horizontalement, et suivant les deux diagonales, comme représenté sur la figure 3.15 suivante :

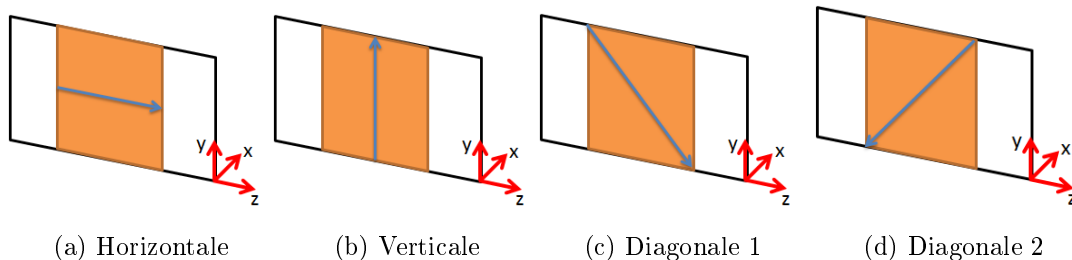


FIGURE 3.15 – Trajectoires en ligne droite

Nous avons réalisé également des trajectoires plus complexes, une trajectoire en carré qui parcourt les limites de l'espace de travail, et une trajectoire en spirale (fig. 3.16).

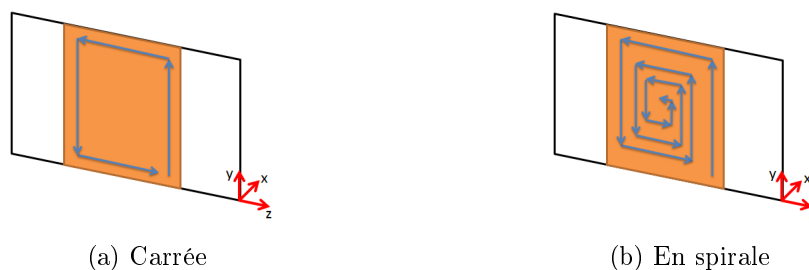


FIGURE 3.16 – Trajectoires complexes

Ces trajectoires ont été réalisées avec une vitesse du centre de la scapula de 2cm par seconde. A cette vitesse, aucun tremblement de la pièce rigide fixée sur la toile n'est constaté. Lors des mouvements, nous mesurons les positions des marqueurs fixés sur la scapula simplifiée, et celles des marqueurs placés sur les pièces rigides, à une fréquence de 100Hz. Chacun des échantillons ainsi acquis sera utilisé en tant que configuration requête lors de l'interpolation par voisins naturels.

3.2.2.c Acquisitions avec robot immobile

Afin d'appliquer l'interpolation par voisins naturels, nous avons également besoin d'un ensemble d'acquisitions avec le robot immobile, qui nous serviront de sites dans l'interpolation.

La méthode que nous avons utilisée pour définir ces poses se décrit ainsi.

Nous définissons un seuil de distance égal à 4cm, et observons la trajectoire réalisée par le centre de la scapula. A chaque fois que la distance parcourue par le centre de la scapula est égale à un multiple de la distance seuil, la position et l'orientation de la scapula simplifiée est gardée en mémoire, et définit une pose de référence. A partir de toutes les poses de référence, nous appliquons une translation aléatoire dans un rayon de 2cm autour de la position du centre de la scapula dans la pose de référence. Notons que nous n'appliquons aucune contrainte sur les coordonnées de cette translation aléatoire. Il est donc très probable que la scapula ne soit plus sur la sphère définie plus tôt (fig. 3.12). Cependant, l'orientation de la scapula simplifiée est tout de même déterminée avec la même méthode, en fonction de ses coordonnées sur y et z (équation 3.2). La pose résultante est alors utilisée pour réaliser une acquisition alors que le robot la maintient, et sera utilisable en tant que site dans l'interpolation.

Ces acquisitions avec robot immobile sont réalisées juste après chaque acquisition de trajectoire correspondante. L'ajout d'une composante aléatoire permet de se placer dans une condition plus proche d'une expérimentation sur l'humain. Le contrôle de la trajectoire du robot possède une bonne répétabilité, et nous pourrions utiliser directement les poses de référence dans l'interpolation, et les résultats n'en seraient que meilleurs. Cependant, l'humain ne possède pas une aussi bonne répétabilité, et les acquisitions réalisées alors que le sujet se maintient immobile ne seront pas tout à fait sur les trajectoires réalisées dans le mouvement.

Pour résumer le protocole expérimental :

- Pour chaque mouvement (quatre lignes droites, trajectoire en carré, et trajectoire en spirale), les positions des marqueurs de la scapula simplifiée et de la pièce rigide sur le tissu mou sont mesurées, à une fréquence de 100Hz. Dans un parallèle avec une expérimentation sur l'humain, ces mouvements correspondent aux mouvements sans interruption. Chaque échantillon de la position et l'orientation de la pièce rigide mesuré nous sert de configuration requête lors de l'interpolation par voisins naturels. La mesure des positions de la scapula simplifiée nous sert de vérité terrain

et nous permettra d'évaluer les erreurs d'estimation.

- Après chaque mouvement, des poses générées à partir de la trajectoire réalisée, mais avec l'ajout d'une composante aléatoire, sont déterminées. Alors que le robot occupe ces poses successivement, la position des marqueurs de la scapula simplifiée et de la pièce rigide sont également mesurées. Comparé à l'humain, ces acquisitions correspondent à celles réalisées alors que le sujet se maintient immobile, où les points anatomiques de la scapula sont repérés à l'aide d'un scapula locator. La mesure de la pièce rigide nous sert de sites dans l'interpolation par voisins naturels, et la mesure de la scapula simplifiée nous permet de calculer la transformation entre pièce rigide et scapula simplifiée.

3.2.3 Résultats expérimentaux

Afin d'évaluer les résultats, nous calculons les mêmes erreurs que lors de l'expérience préliminaire, à savoir une erreur d'estimation angulaire et en position sur le repère de coordonnées attaché à la scapula dans les trajectoires, et avec trois méthodes différentes :

- L'interpolation par voisins naturels
- La méthode de double calibration de Brochard.
- Une transformation rigide.

3.2.3.a Trajectoires en ligne droite

Le tableau 3.1 suivante présente la moyenne et les écarts types des erreurs d'estimation pour les trois méthodes. Les courbes d'erreurs correspondantes sont présentées sur les figures 3.17 à 3.20 page 74.

TABLE 3.1 – Moyenne et écart type des erreurs d'estimation pour les trajectoires en ligne droite

Trajectoire	Méthode	Erreur en position (mm)		Erreur angulaire (deg)	
		Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type
Ligne	Voisins natuels	12.7	7.1	3.3	2.1
	Double calibration	81.6	91	20.6	21.7
	Rigide	39.2	24.5	13	8.3
Colonne	Voisins natuels	7.8	2.5	5.1	2.8
	Double calibration	4.5	2.7	3.1	2.1
	Rigide	21.2	13.3	6.7	5.2
Diagonale 1	Voisins natuels	12.5	2.6	6.4	2.1
	Double calibration	5.4	3.6	4.2	3.3
	Rigide	46.8	22.8	7.1	3.2
Diagonale 2	Voisins natuels	12.5	6.1	5.2	3.4
	Double calibration	10.8	6.4	7.2	6.7
	Rigide	33.5	23.1	9.3	5.9

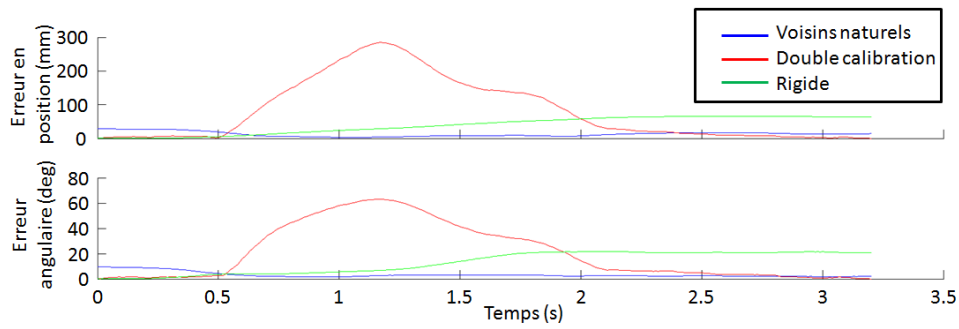


FIGURE 3.17 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en ligne

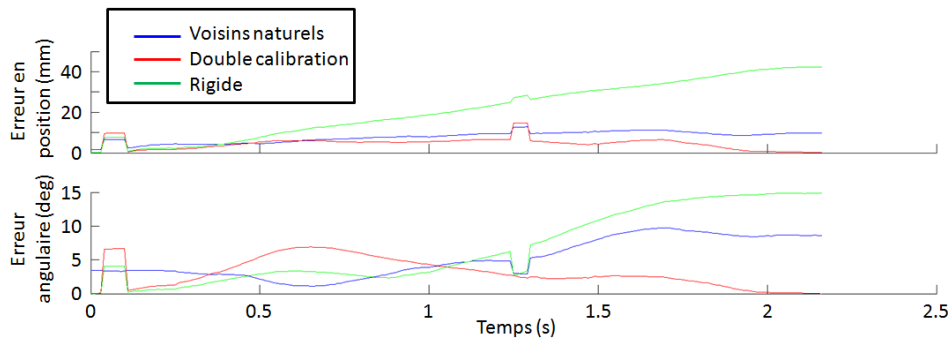


FIGURE 3.18 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en colonne

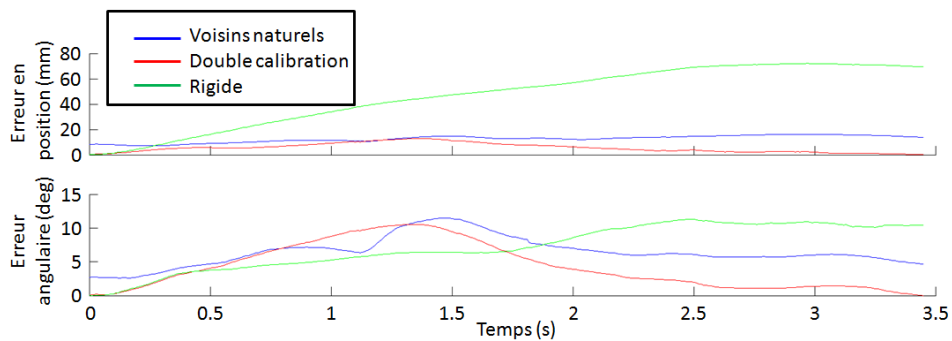


FIGURE 3.19 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 1

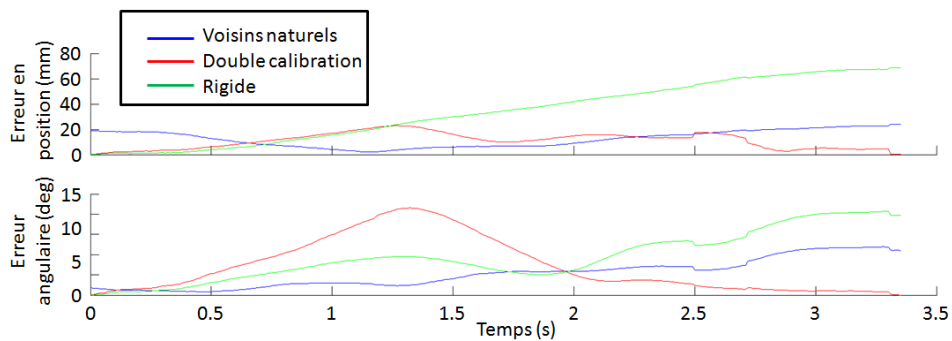


FIGURE 3.20 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 2

On constate que dans ces trajectoires en ligne droite, la méthode de double calibration est celle qui produit généralement des erreurs plus faibles, à l'exception de la première trajectoire, où les erreurs produites par cette méthode sont bien plus grandes qu'avec les autres. Étant donné que la méthode de double calibration se base sur les configurations initiales et finales du mouvement pour réaliser son estimation, ces expériences de ligne droite se placent dans le cas idéal pour l'utilisation de cette méthode.

Si les erreurs moyennes de la double calibration sont souvent inférieures aux erreurs moyennes de l'interpolation par voisins naturels, l'écart type de l'erreur est inférieur dans l'interpolation par voisins naturels. De ce fait, et en s'appuyant sur les résultats de la première trajectoire, nous pouvons affirmer que les résultats de l'interpolation par voisins naturels, dans le cas de trajectoires en ligne droite, est plus stable que la méthode de double calibration, à défaut de toujours présenter des erreurs moindres.

Dans tous les cas, l'erreur moyenne produite par l'interpolation par voisins naturels est en moyenne inférieure à l'erreur produite par transformation rigide. En observant les courbes des figures 3.17 à 3.20 page 74, on constate que l'erreur par transformation rigide est nulle au début du mouvement, puis augmente par la suite. En effet la transformation appliquée sur tout le mouvement est celle qui est calculée dans la configuration initiale, ce type de résultat était attendu.

3.2.3.b Trajectoires complexes

La table 3.2 présente de manière similaire les moyennes et écarts types des erreurs des trois méthodes sur la trajectoire en carré et la trajectoire en spirale.

TABLE 3.2 – Moyenne et écart type des erreurs d'estimation pour les trajectoires complexes

Trajectoire	Méthode	Erreur en position (mm)		Erreur angulaire (deg)	
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Carré	Voisins naturels	8	4	3.3	2.4
	Double calibration	37.2	22.9	11.1	10.3
	Rigide	37.3	20.9	8.4	3
Spirale	Voisins naturels	9.4	6	3	1.3
	Double calibration	21.8	5.4	8.6	5.4
	Rigide	41.1	3.1	8.1	3.1

Les figures 3.21 et 3.22 suivantes présentent les courbes d'erreurs correspondantes.

On constate que dans le cas d'une trajectoire complexe (par opposition aux trajectoires en ligne droite), l'interpolation par voisins naturels produit moins d'erreurs que les autres méthodes. Ce résultat est dû au fait que l'interpolation par voisins naturels est une méthode d'interpolation spatiale, et donc que le résultat dépend uniquement des configurations des repères, mais non du temps. À l'inverse, la méthode de double calibration et la méthode de transformation rigide dépendent à la fois de certaines configurations

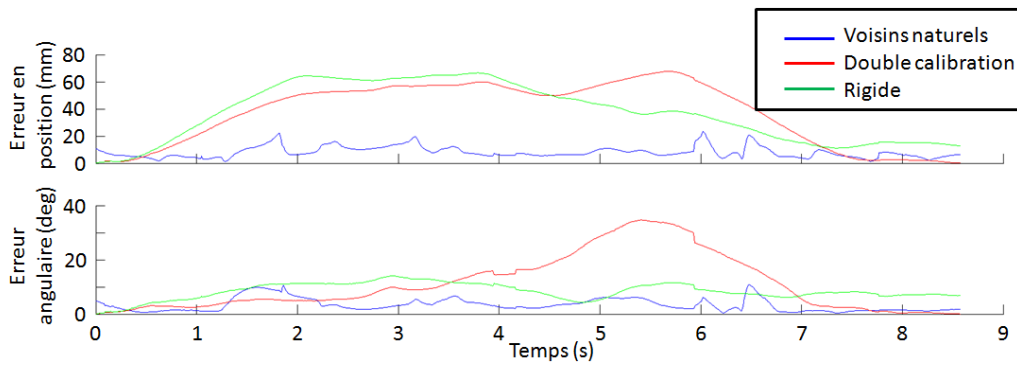


FIGURE 3.21 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en carré

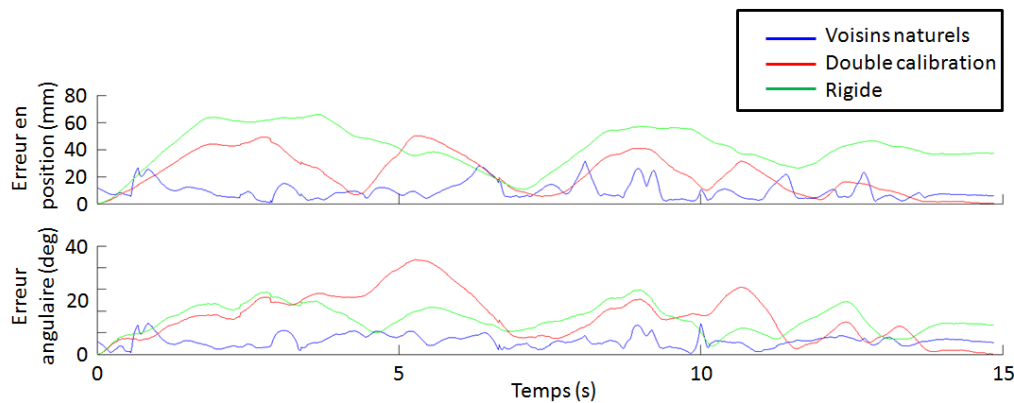


FIGURE 3.22 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en spirale

et du temps. En conséquence, lors d'un mouvement qui ne va pas "directement" de la configuration initiale à la configuration finale, il est attendu que la méthode des voisins naturels produise moins d'erreur, ce que l'on a vérifié expérimentalement.

A partir de ce constat, on peut s'attendre, lors d'expérimentations sur l'humain, à ce que la méthode d'estimation des mouvements de la scapula la plus adaptée lors de mouvements qui ne vont pas "directement" de la configuration initiale à la configuration finale soit la méthode d'interpolation par voisins naturels. Dans un cas pratique, cette méthode peut être utilisée pour des mouvements tels que le *back washing* (lavage de dos), ou *hair combing* (passage de peigne) dans les activités de vie quotidienne.

Cette expérience nous a donc donné de bons résultats pour la méthode d'interpolation par voisins naturels. Cependant, le contact entre la scapula simplifiée et la toile est uniquement constitué de glissements. Il existe en effet peu d'adhérence entre ces deux éléments. En conséquence, nous avons réalisé une expérience complémentaire, avec un contact composé, lui, majoritairement d'adhérence.

3.3 Expérience d'adhérence

Le protocole expérimental présenté dans cette section présente à nouveau un mouvement relatif non rigide entre deux pièces rigides, mais cette fois en incluant plus d'adhé-

rence.

3.3.1 Dispositif expérimental

Nous utilisons à nouveau le robot manipulateur WAM à 7 degrés de mobilité, et le même cadre rigide qu'à l'expérience précédente. Cette fois, la toile est remplacée par un carré de bois lié au cadre par un ensemble de ressorts (fig. 3.23).

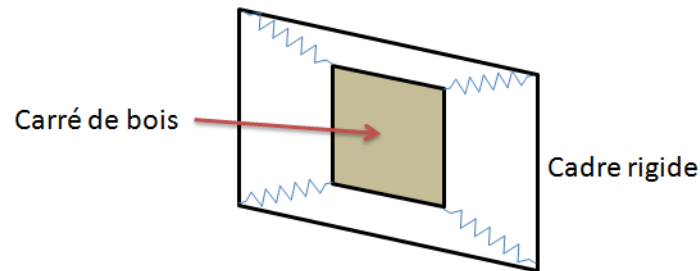


FIGURE 3.23 – Un carré de bois lié au cadre rigide par des ressorts

Sur ce carré, on fixe 4 cubes de mousse, ainsi qu'un autre carré similaire, qui est attaché sur le robot manipulateur. Le premier carré sera à présent référé comme le *cluster* (car il jouera le rôle de cluster acromial), et le second comme *l'outil* (car fixé en tant qu'outil du robot manipulateur), comme indiqué sur la figure 3.24.

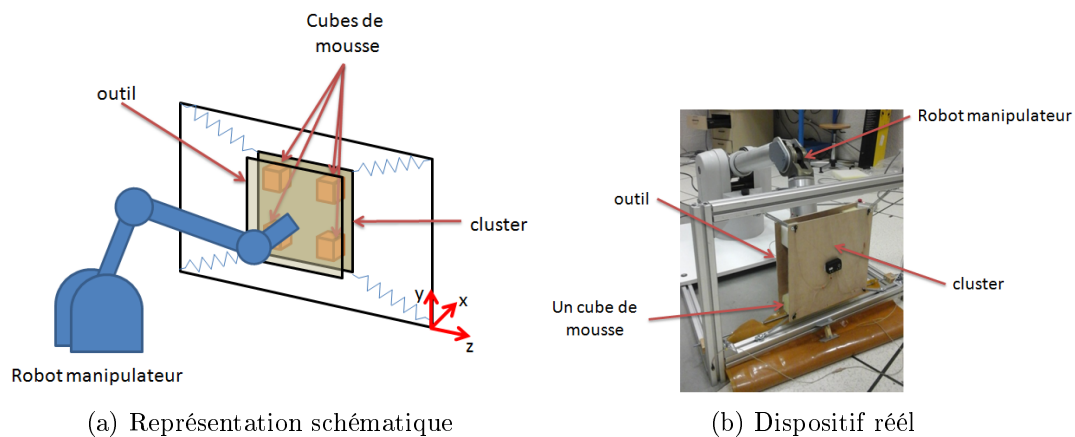


FIGURE 3.24 – Dispositif expérimental

A l'instar de l'expérience précédente, les mouvements sont mesurés avec des marqueurs de capture de mouvement du système Codamotion, à une fréquence de 100Hz. Des marqueurs sont en effet placés sur le cluster et sur l'outil, afin de pouvoir leur attacher un repère de coordonnées.

Avec les mouvements du robot, une déformation de la mousse est induite, créant une transformation non rigide entre le cluster et l'outil. Notre objectif va donc être d'estimer la position et l'orientation de l'outil, qui, pour faire un parallèle avec une expérimentation

sur l'humain, joue le rôle de la scapula, en fonction des mesures du cluster, qui joue le rôle de cluster acromial, et d'acquisitions réalisées avec le robot immobile.

3.3.2 Protocole expérimental

Le point dont la position est contrôlée par le robot est le centre de l'outil. Comme dans l'expérience précédente, sa position est contrôlée de manière à être inscrite sur une sphère présentée sur la figure 3.25. Cette sphère possède à nouveau un rayon de 30cm, mais est à présent tangente au cadre rigide.

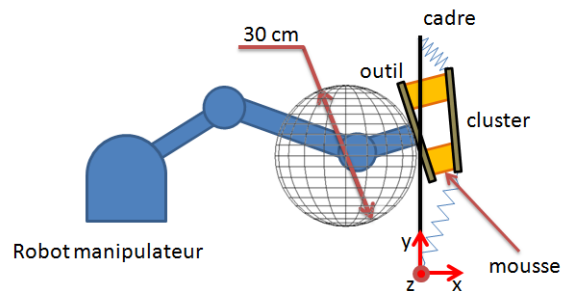


FIGURE 3.25 – Mouvements du centre de l'outil inscrits sur une sphère

Avec ce dispositif expérimental, l'amplitude des rotations possibles de l'outil est moindre par rapport à l'expérience avec la toile. L'orientation de l'outil est défini en faisant en sorte que le carré soit toujours tangent à la sphère, comme représenté sur la figure 3.25. Par ailleurs, aucune rotation propre de l'outil sur l'axe formé par le centre de la sphère et le centre de l'outil n'est appliquée.

Nous réalisons les mêmes trajectoires que dans l'expérience avec la toile, à savoir :

- Quatre trajectoires en ligne droite : Ligne, colonne et les deux diagonales.
- Deux trajectoires complexes : Carré et spirale.

Notons toutefois qu'en raison des dimensions de l'outil et du cluster, l'espace de travail est réduit par rapport à l'expérience précédente, nous avons avec ce dispositif un débattement de 5cm suivant l'axe y et un débattement de 5cm suivant l'axe z .

De la même manière, pour chaque mouvement, nous réalisons deux acquisitions consécutives : une acquisition de la trajectoire, et une série d'acquisitions avec robot immobile, placées sur la trajectoire en rajoutant une composante aléatoire. Compte tenu de la réduction de l'espace de travail, le seuil de distance pour garder les positions de la trajectoire en mémoire est réduit à 2cm.

3.3.3 Résultats expérimentaux

A nouveau, nous appliquons l'interpolation par voisins naturels ainsi que les méthodes de double calibration et de transformation rigide. Les figures 3.26 à 3.29 présentent les courbes d'erreur relatives aux mouvements en ligne droite et pour chaque méthode.

Les valeurs moyennes de ces erreurs sont résumées dans la table 3.3 suivante :

TABLE 3.3 – Détails sur les erreurs d'estimation

Trajectoire	Méthode	Erreur en position (mm)		Erreur angulaire (deg)	
		Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type
Ligne	Voisins naturels	3.8	1.4	0.6	0.3
	Double calibration	0.6	0.3	0.4	0.2
	Rigide	5.6	4.7	0.7	0.5
Colonne	Voisins naturels	2.4	0.4	0.3	0.1
	Double calibration	0.5	0.3	0.4	0.2
	Rigide	2.4	2	0.5	0.2
Diagonale 1	Voisins naturels	2.5	1.1	0.6	0.3
	Double calibration	0.7	0.4	0.6	0.4
	Rigide	6	5.1	1.4	0.8
Diagonale 2	Voisins naturels	3.3	1.1	0.9	0.3
	Double calibration	1.7	1	0.6	0.4
	Rigide	6.5	5.5	0.5	0.3

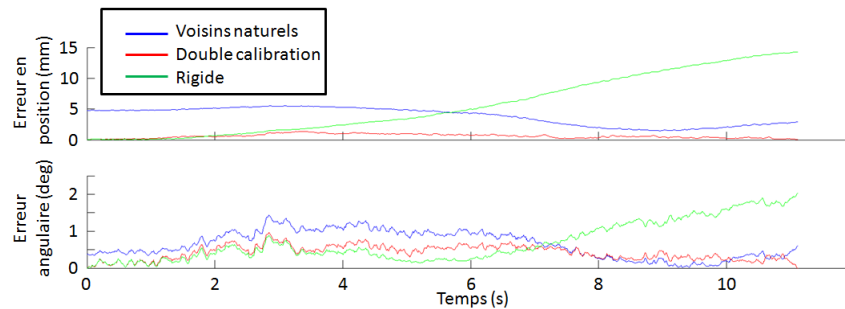


FIGURE 3.26 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en ligne

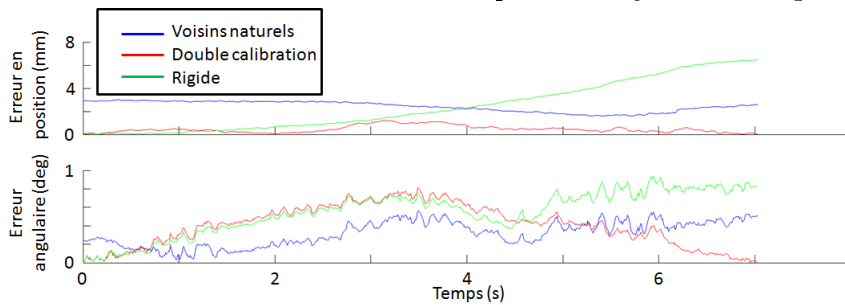


FIGURE 3.27 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en colonne

On constate que dans tous les cas, la méthode de double calibration donne de meilleurs résultats que l'interpolation par voisins naturels. On peut distinguer plusieurs causes à cela :

- L'amplitude des déformations est faible dans ce dispositif expérimental, ce qui tend à favoriser la double calibration. Cette dernière est basée exactement sur les configurations initiales et finales du mouvement, alors que les voisins naturels sont basés sur des configurations réparties dans l'espace de travail, qui ne sont pas tout à fait sur la trajectoire. De ce fait, une transformation proche d'une transformation

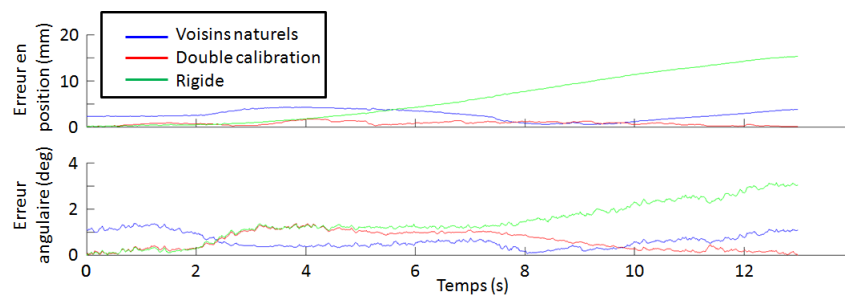


FIGURE 3.28 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 1

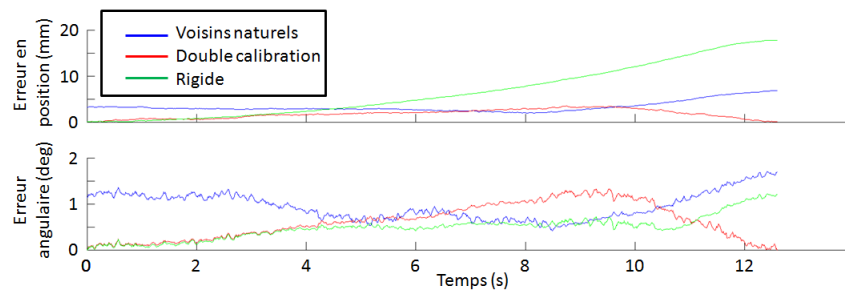


FIGURE 3.29 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire diagonale 2

rigide entre l'outil et le cluster favorise la double calibration par rapport aux voisins naturels.

- Les déformations dans ce cas de figure sont moins soudaines, plus progressives, alors que l'outil se déplace. En effet, dans le cas de l'expérimentation avec la toile, on remarque que des changements soudains de la position de la pièce rigide sur la toile apparaissent alors que la scapula simplifiée glisse de l'autre côté de la toile, du fait de sa géométrie. Là où l'interpolation par voisins naturels peut prendre en compte ces déformations soudaines, en ayant une configuration avec robot immobile proche d'elle, la double calibration se base uniquement sur les configurations initiales et finales du robot.

Toutefois, la méthode qui produit le plus d'erreurs reste la transformation rigide.

Les figures 3.30 et 3.31 suivantes présentent les courbes d'erreurs pour les deux mouvements complexes (carré et spirale) avec les trois méthodes, et la table 3.4 les moyennes et écarts types correspondants.

Dans le cas de la trajectoire en carré, on constate que les voisins naturels produisent moins d'erreurs que les deux autres méthodes. Pour la trajectoire en spirale, les voisins naturels et la double calibration produisent des résultats sensiblement équivalents.

Le résultat sur la trajectoire en carré peut s'expliquer par le fait que l'on soit en présence d'une trajectoire cyclique, donc les configurations initiales et finales sur lesquelles se base la double calibration sont identiques. Le résultat de la trajectoire en spirale peut s'expliquer par le fait que l'amplitude des déformations soit faible.

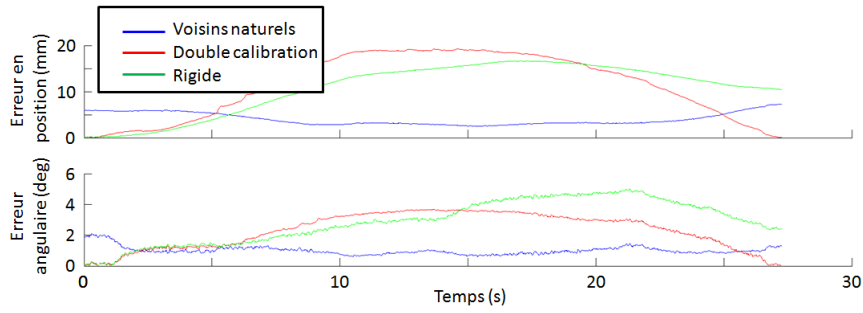


FIGURE 3.30 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en carré

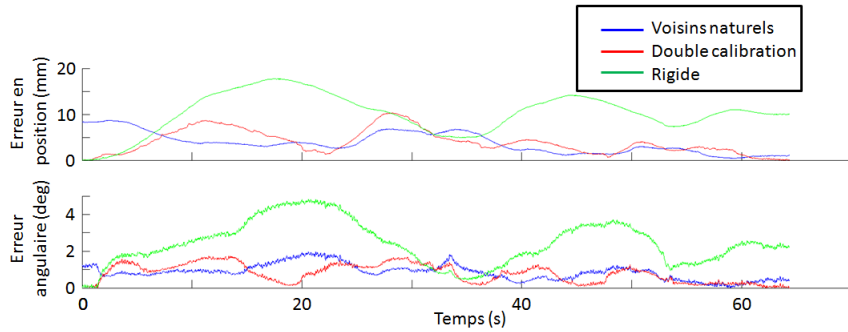


FIGURE 3.31 – Erreurs d'estimation pour la trajectoire en spirale

TABLE 3.4 – Moyenne et écart type des erreurs d'estimation pour les trajectoires complexes

Trajectoire	Méthode	Erreur en position (mm)		Erreur angulaire (deg)	
		Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Carré	Voisins naturels	4	1.3	1	0.3
	Double calibration	11	6.8	2.3	1.1
	Rigide	10.8	5.4	2.9	1.4
Spirale	Voisins naturels	3.7	2.2	0.8	0.4
	Double calibration	4	2.6	0.8	0.5
	Rigide	10.2	4.3	2.4	1.2

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une série d'expérimentations pour tester la méthode d'interpolation par voisins naturels sur un dispositif réel, en ayant accès à une vérité terrain fournie par un robot manipulateur, et en présence d'éléments déformables. Tous les résultats fournis par ces expérimentations sont comparées aux méthodes usuelles de mesure des mouvements de l'épaule : la double calibration, et une transformation rigide.

La première expérience réalisée consistait à placer une bande de mousse polyuréthane reliant le bras du robot à sa base, les mouvements du bras du robot déformant la bande de mousse. Trois mouvements ont été réalisés :

- Une trajectoire "directe", le bras du robot passant d'une configuration horizontale

- à une configuration verticale.
- Une trajectoire comportant les mêmes configurations initiales et finales du robot que la précédente (horizontale et verticale du bras), mais faisant un écart par rapport à la trajectoire directe.
- Une trajectoire cyclique.

Des acquisitions des repères de coordonnées avec le robot maintenu immobile ont été réalisées sur l'ensemble de l'espace de travail, donnant accès à un grand nombre de sites pour l'interpolation par voisins naturels. L'observation des erreurs d'estimation pour les trois méthodes montrent dans ce dispositif que l'interpolation par voisins naturels produit les meilleurs résultats. Cependant, ce constat est à contrebalancer par le fait qu'un grand nombre d'acquisitions avec robot immobile était disponible. En faisant varier le nombre d'acquisitions avec robot immobile employé, on constate qu'il faut en utiliser au minimum sept pour que les voisins naturels produisent de meilleurs résultats que la double calibration.

Ce dispositif expérimental est très loin du comportement d'une épaule humaine, dans la nature des mouvements réalisés, l'amplitude des mouvements et l'amplitude des déformations. Si les résultats sont encourageants, ils montrent seulement la faisabilité de l'utilisation de l'interpolation par voisins naturels dans le cas d'un dispositif présentant des déformations.

La seconde expérimentation visait justement à se rapprocher de la cinématique d'une épaule humaine. Elle consistait à fixer une scapula simplifiée réalisée à partir d'une image IRM d'une épaule humaine à l'*end-effector* du robot, et à réaliser des mouvements visant à déformer une toile élastique, sur laquelle était fixée une pièce rigide jouant le rôle de cluster acromial.

Sur ce dispositif nous avons réalisé une série de lignes droites dans l'espace de travail, ainsi que deux trajectoires complexes, à savoir une trajectoire en carré et une en spirale. Les résultats de l'expérience indiquent que l'interpolation par voisins naturels est moins performante que la double calibration pour les trajectoires en ligne droite. En revanche, les écarts types des erreurs sont inférieurs pour la méthode des voisins naturels, et les résultats inter-trajectoires plus similaires, indiquant une plus grande stabilité de cette méthode. Pour les trajectoires complexes, les voisins naturels produisent moins d'erreurs que les autres méthodes.

L'expérience précédente comportait une grande quantité de glissements entre la scapula simplifiée et la toile élastique, et très peu d'adhérence. Nous avons donc cherché à réaliser l'inverse dans l'expérimentation suivante. Nous avons placé des éléments en mousse entre deux plaques, l'une d'entre elle reliée à un cadre rigide par des ressorts, l'autre étant attachée au robot. Avec ce dispositif, nous réalisons une adhérence avec très peu de glissement entre les deux plaques.

Nous avons réalisé les mêmes mouvements que pour l'expérience avec la toile, à savoir un ensemble de lignes droites, ainsi que la trajectoire en carré et la trajectoire en spirale.

Les résultats de cette expérimentation confirment les conclusions de l'expérience avec la toile : pour les trajectoires en ligne droite, la double calibration produit moins d'erreurs que l'interpolation par voisins naturels, la situation s'inverse pour les mouvements complexes.

Ces expérimentations nous indiquent que l'interpolation par voisins naturels est une méthode valable pour la mesure des mouvements de l'épaule. En revanche, cette méthode est plus adaptée pour la mesure de mouvements cycliques, tels qu'un enchaînement flexion-extension ou abduction-adduction, ou des mouvements complexes tels que le *back washing* ou le *hair combing*.

Le nombre d'acquisitions avec sujet immobile nécessaire au bon fonctionnement de l'algorithme est également à mettre en relation avec la méthode de double calibration. Pour celle-ci, deux acquisitions avec sujet immobile sont nécessaires pour chaque mouvement, dans les configurations initiales et finales du mouvement. A partir d'une répétition de cinq mouvements, dix acquisitions immobiles sont donc nécessaires à la méthode de double calibration. Avec ce même nombre d'acquisitions immobiles appliquées à l'interpolation par voisins naturels, l'erreur attendue de cette méthode est proche de son minimum, comme nous l'a montré l'expérience préliminaire. La méthode des voisins naturels étant une méthode d'interpolation spatiale, les acquisitions immobiles ne sont pas spécifiques aux mouvements réalisés. Chacune d'entre elles vient enrichir l'algorithme. Partant de ces conclusions, nous pouvons réaliser une série d'expérimentations sur l'humain, en prenant en compte les points forts et les limitations de la méthode d'interpolation par voisins naturels.

Chapitre 4

Application à l'humain

Suite aux expérimentations avec un robot manipulateur pour valider la méthode d'interpolation par voisins naturels, nous réalisons une série d'expérimentations sur l'humain.

4.1 Dispositif expérimental

4.1.1 Appareils pour la mesure des mouvements de l'épaule

Nous utilisons à nouveau le système de capture de mouvement Codamotion, qui permet la mesure des mouvements de marqueurs infrarouges. A la suite de nombreuses études, nous avons réalisé un cluster acromial, c'est à dire une petite pièce rigide ayant vocation à être fixée au niveau de l'acromion du sujet (comme vu sur la figure 4.1). Des marqueurs de capture de mouvement peuvent y être fixés afin de lui attacher un repère de coordonnées. Cette pièce sera utilisée dans les acquisitions avec sujet en mouvement, ainsi que des les acquisition avec sujet immobile.

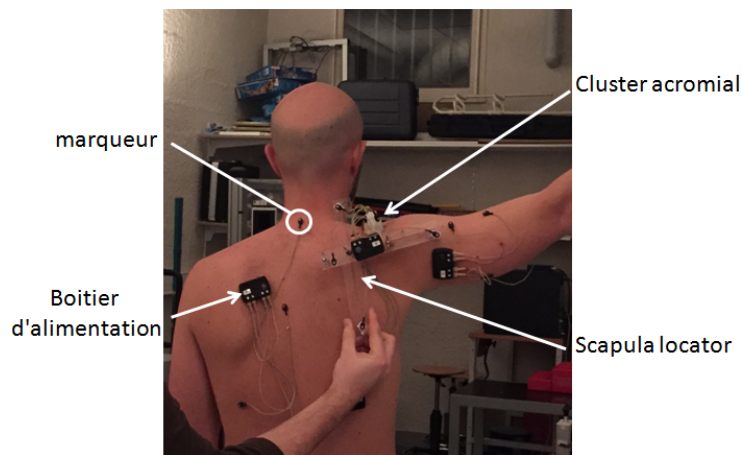


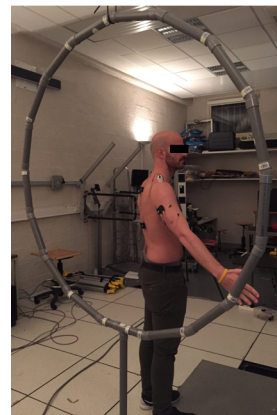
FIGURE 4.1 – Dispositif expérimental

Nous avons également réalisé un scapula locator (fig. 4.1). Il s'agit d'un triangle déformable ayant pour but de s'adapter à la géométrie de la scapula des sujets. Les trois pointes du scapula locator sont ajustées avant les expérimentations afin de coïncider avec les points anatomiques de la scapula : AI (*Angulus Inferior*), AA (*Angulus Acromialis*) et TS (*Trigonum Scapulae*). Cet appareil nous servira pour le repérage de la scapula lors des acquisitions avec sujet immobile.

Afin de pouvoir localiser des points anatomiques ailleurs que sur la scapula, nous avons réalisé un stylet sur lesquels peuvent être placés des marqueurs de capture de mouvement. En connaissant la position de la pointe de l'instrument par rapport aux marqueurs de capture de mouvement, il est possible de repérer des points anatomiques pour les attacher aux repères de coordonnées du segment corporel correspondant (fig 4.2a).



(a) Exemple de pointage



(b) Structure tubulaire circulaire

FIGURE 4.2 – Dispositifs utilisés pour les expérimentations

Afin d'assister les sujets dans la réalisation des mouvements, nous avons également réalisé une structure tubulaire circulaire (fig. 4.2b). Grâce à cette structure, nous pouvons contrôler le plan d'élévation du bras du sujet lors du mouvement en leur demandant d'être légèrement en contact avec la structure. La structure est par ailleurs utile lors des acquisitions avec sujet maintenu immobile, pour contrôler le degré d'élévation du bras.

4.1.2 Points anatomiques et repères de coordonnées

Dans une optique de standardisation des mesures et des résultats, l'*International Society of Biomechanics* (ISB) propose l'utilisation de certains points anatomiques pour attacher des repères de coordonnées aux segments corporels. Nous détaillons les points anatomiques qui nécessitent d'être mesurés, la méthode que nous avons utilisée pour le faire, et les repères de coordonnées associés.

4.1.2.a Torse

Les points anatomiques suivants sont nécessaires pour attacher le repère de coordonnées proposé par l'ISB au torse (fig. 4.3a) :

- C7 : point correspondant à la 7ème vertèbre cervicale
- T8 : point correspondant à la 8ème vertèbre thoracique
- IJ : *Incisura Jugularis*, ou incisure jugulaire du sternum, est le point le plus haut du sternum
- PX : *Processus xiphoideus*, ou processus xiphoïde, est le point le plus bas du sternum

Lors des expérimentations, un marqueur de capture de mouvement est placé sur C7 et T8, et les point IJ et PX sont repérés à l'aide du stylet. La capture de mouvements nécessite un minimum de trois marqueurs sur un même segment corporel afin de pouvoir y utiliser le stylet. Deux marqueurs de capture de mouvement ont été placés sur le dos du sujet, suffisamment éloignés de l'épaule pour que le mouvement réalisé n'impacte pas la position de ces marqueurs.

Le repère de coordonnées associé au torse proposé par l'ISB est calculé ainsi [13] (fig. 4.3b) :

- L'origine du repère coïncide avec IJ
- L'axe \vec{Y}_t est déterminé comme allant du point milieu de T8 et PX au point milieu de C7 et IJ
- L'axe \vec{Z}_t est déterminé par $\vec{Z}_t = \overrightarrow{T8PX} \times \overrightarrow{T8IJ}$. En d'autres termes, \vec{Z}_t est normal au plan formé par T8, PX et IJ (C7 doit environ se trouver sur ce plan également), pointant vers la droite.
- L'axe \vec{X}_t est déduit de \vec{Z}_t et \vec{Y}_t

Bien entendu, les vecteurs \vec{X}_t , \vec{Y}_t et \vec{Z}_t sont normalisés.

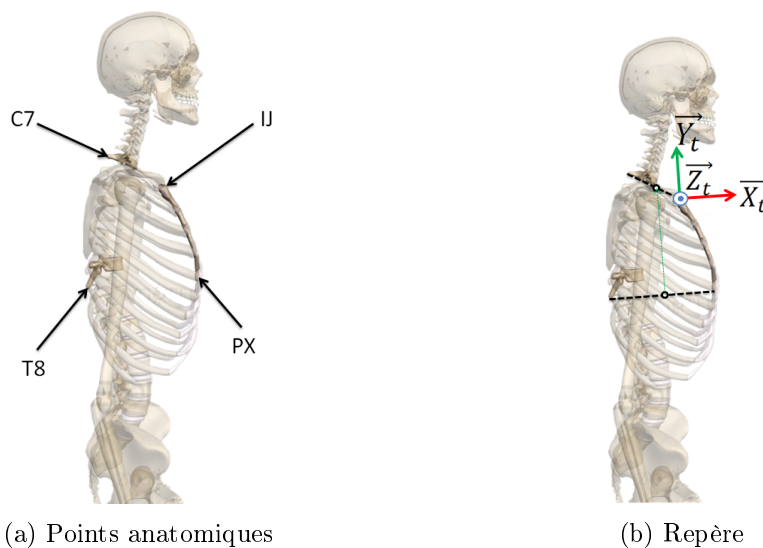


FIGURE 4.3 – Points anatomiques et repère associé au torse

4.1.2.b Humérus

Les points anatomiques suivants sont utilisés dans le calcul du repère de coordonnées attaché à l'humérus comme proposé par l'ISB (fig. 4.4a) :

- GH : Ce point est décrit par l'ISB comme le centre de rotation de l'articulation gléno-humérale. Cependant, il apparaît dans de nombreuses études la présence de translations sur l'articulation gléno-humérale [16] [17] [79] [18] [15] [19] [20]. Nous choisissons donc de remplacer ce point par le centre de la tête humérale, qui elle, peut être approximée par une sphère [15] [18].
- EM : Épicondyle médial, saillie osseuse de l'extrémité distale de l'humérus, sur la face médiale du bras (à gauche pour le bras droit, et à droite pour le bras gauche).
- EL : Épicondyle latéral, l'autre saillie osseuse de l'extrémité distale de l'humérus, du côté latéral cette fois.

Il est impossible de placer un marqueur de capture de mouvements sur GH, qui est à l'intérieur de l'os. En plus d'être très proches, les épicondyles sont en proie à d'importants glissements cutanés. Pour ces raisons, aucun marqueur n'a été placé sur ces points anatomiques. A la place, quatre marqueurs ont été placés sur le bras, l'un à l'insertion du deltoïde, et les autres éloignés les uns des autres, entourant le bras de manière à toujours avoir au moins trois marqueurs visibles au cours des mouvements. Les épicondyles sont pointés à l'aide du stilet, et GH est déterminé à l'aide de la méthode de *sphere fitting*, ou ajustement de sphère de Gamage et Lasenby [80]. Il est demandé au sujet de réaliser des petits cercles avec son bras, tout en maintenant une élévation inférieure à 45 degrés, où les mouvements du cluster acromial sont considérés comme rigidement liés aux mouvements de la scapula. Une sphère est ajustée sur l'ensemble des mesures du bras, exprimées dans le repère du cluster acromial, et le centre de cette sphère donne une estimation du centre de la tête humérale. Le point ainsi trouvé peut être rigidement attaché aux marqueurs placés sur le bras.

A partir des points anatomiques, le repère de coordonnées associé à l'humérus est calculé ainsi (fig. 4.4b) :

- L'origine du repère coïncide avec GH.
- L'axe \vec{Y}_h va du milieu de EM et EL à GH.
- L'axe \vec{X}_h est défini comme $\vec{X}_h = \overrightarrow{EL\ EM} \times \overrightarrow{EL\ GH}$. Autrement dit, cet axe est normal au plan formé par EM, EL et GH, pointant vers l'avant.
- L'axe \vec{Z}_h est déduit de \vec{X}_h et \vec{Y}_h .

A nouveau, ces vecteurs sont normalisés.

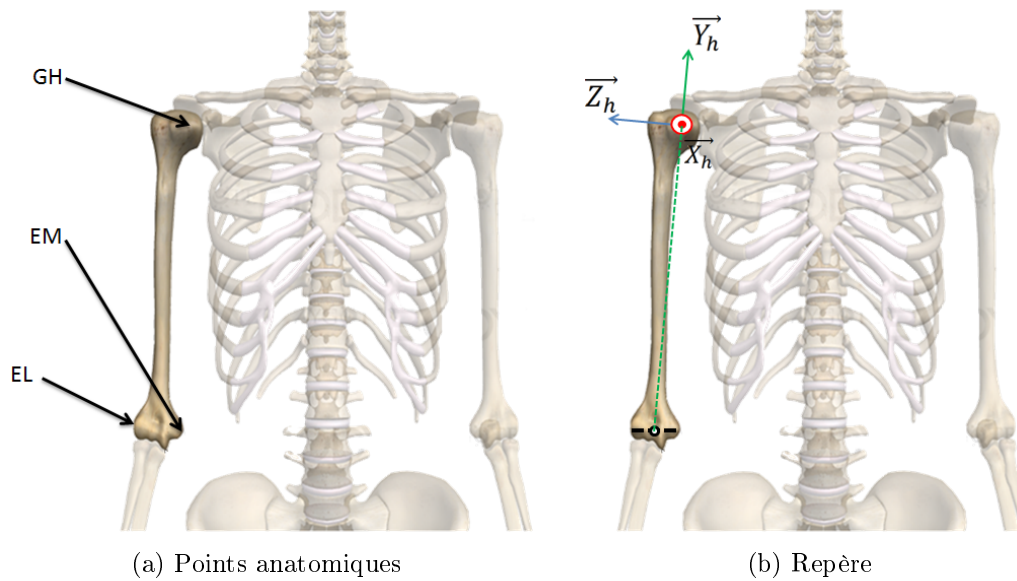


FIGURE 4.4 – Points anatomiques et repère associé à l'humérus

4.1.2.c Scapula

Les points anatomiques de la scapula et le repère associé ont été évoqués dans la section 1.1.4, et sont rappelés ici. Les points anatomiques nécessaires pour attacher à la scapula le repère de coordonnées proposé par l'ISB sont les suivants (fig. 4.5a) :

- AA : *Angulus acromialis* est le point le plus distal de l'épine scapulaire.
- TS : *Trigonum Scapulae* est le point le plus proximal de l'épine scapulaire.
- AI : *Angulus inferior* est le point le plus bas de la scapula.

Rappelons qu'en raison des glissements cutanés, placer des marqueurs de capture de mouvement sur ces points anatomiques est inefficace. C'est pourquoi des appareils tels qu'un scapula locator ou un cluster acromial sont utilisés. A partir de ces points, le repère de coordonnées proposé par l'ISB est calculé ainsi (fig. 4.5b) :

- L'origine du repère O_s coïncide avec AA
- L'axe \vec{Z}_s est défini par $\vec{Z}_s = \overrightarrow{TS AA}$
- L'axe \vec{X}_s est défini par $\vec{X}_s = \overrightarrow{TS AA} \times \overrightarrow{AI TS}$. Autrement dit, cet axe est normal au plan formé par TS, AI et AA, pointant vers l'avant.
- L'axe \vec{Y}_s est déduit de \vec{X}_s et \vec{Z}_s .

Une fois de plus, ces vecteurs sont normalisés.

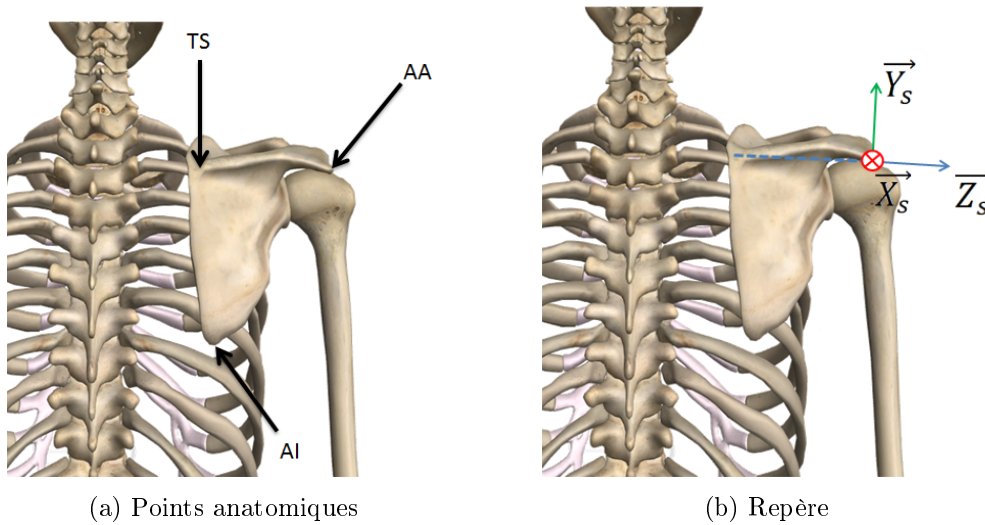


FIGURE 4.5 – Points anatomiques et repère associé à la scapula

4.2 Protocole expérimental

Nous avons présenté tous les appareils utilisés pour la mesure des mouvements et les acquisitions avec sujet immobile. Les mesures sont réalisées avec le système de capture de mouvement CODAMOTION, à une fréquence de 100Hz, des marqueurs sont placés sur le bras, le torse, le cluster acromial et le scapula locator, et certains points ont été repérés à l'aide de l'utilisation d'un stylet. Nous détaillons dans cette section les mouvements réalisés par le sujet ainsi que les acquisitions avec sujet immobile.

4.2.1 Mouvements réalisés

Dans la littérature, la cinématique de l'épaule est principalement étudiée pour trois mouvements : abduction/adduction, flexion/extension, et élévation et abaissement du bras dans le plan de la scapula. Afin de pouvoir comparer nos résultats avec l'existant, nous avons choisi de réaliser les mêmes mouvements.

Pour chaque mouvement, il est demandé au sujet d'atteindre une élévation du bras d'environ 180 degrés, à une vitesse qui lui semble naturelle. Chaque mouvement est répété trois fois. Lors des acquisitions, au moins trois marqueurs de capture de mouvement doivent être mesurés simultanément afin de pouvoir y attacher un repère de coordonnées. Lors des expérimentations, nous n'avons déploré aucun problème de visibilité des marqueurs, en en ayant à chaque échantillon au moins trois visibles par segment. Dans ces acquisitions, nous mesurons les mouvements des repères de coordonnées du bras, du torse, et du cluster acromial.

4.2.2 Acquisitions avec sujet immobile

Notre objectif est d'estimer le repère de coordonnées attaché à la scapula dans les acquisitions réalisées avec sujet en mouvement. Pour ce faire, et afin d'appliquer la méthode d'interpolation par voisins naturels, nous devons disposer d'un jeu d'acquisitions réalisées alors que le sujet se maintient immobile, afin de pouvoir lui apposer le scapula locator, et d'avoir à disposition une mesure du repère de coordonnées lié à la scapula.

Pour chaque mouvement (abduction, flexion, élévation dans le plan de la scapula), nous réalisons une série de sept acquisitions alors que le sujet se maintient immobile, pour des élévations allant d'environ 10 degrés à 150 degrés (soit 20 degrés d'élévation entre deux acquisitions successives). Notre objectif premier était de réaliser une acquisition également pour environ 170 degrés d'élévation du bras, mais que des problèmes de visibilité des marqueurs dans cette configuration nous ont empêché de les exploiter.

À chacune des ces poses prises par le sujet, le scapula locator est ajusté sur le sujet (fig. 4.6). Il résulte des expérimentations 21 données, où sont mesurés les repères de coordonnées liés au bras, au torse, au cluster acromial, et à la scapula.

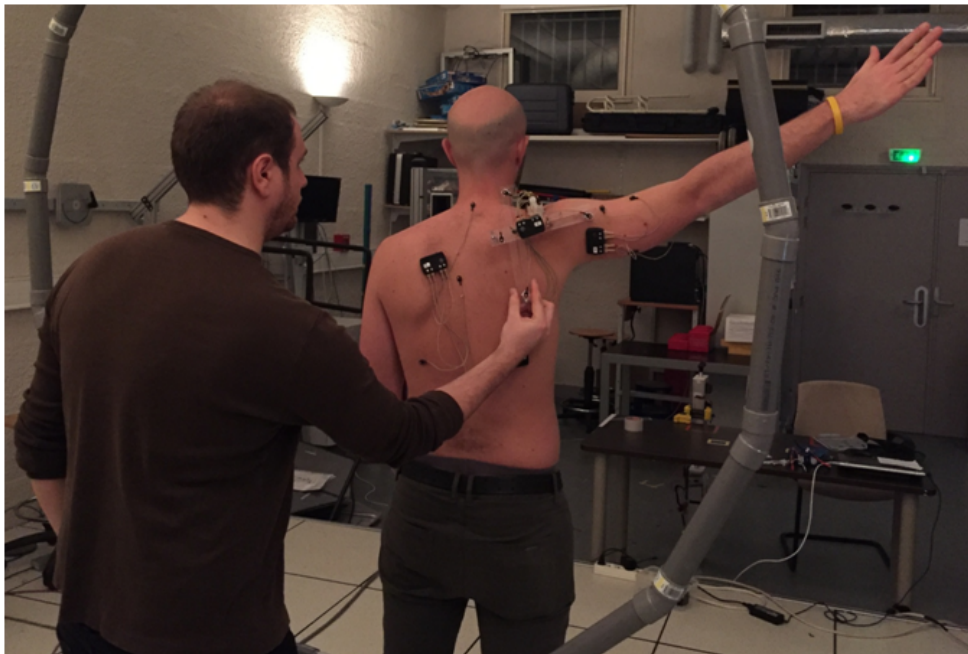


FIGURE 4.6 – Ajustement du scapula locator sur une pose prise par le sujet

4.3 Résultats

A partir des données acquises, nous appliquons la méthode d'interpolation par voisins naturels afin d'estimer la position et l'orientation de la scapula dans les trois mouvements réalisés.

4.3.1 Courbes de mouvements

4.3.1.a Réduction des données

Pour palier aux changements de posture du sujet, tous les repères de coordonnées et les segments corporels correspondants sont exprimés dans le repère lié au torse.

L'orientation de la scapula par rapport au torse est repérée par des angles d'Euler, avec la séquence Y-X-Z, soit rotation interne/externe, rotation médio-latérale, puis tilt antéro-postérieur. Ces trois angles sont représentés en fonction de l'élévation du bras, c'est à dire l'angle entre l'axe \vec{Y}_h du bras et l'axe \vec{Y}_t du torse.

4.3.1.b Résultats

Nous observons la moyenne et l'écart-type des angles d'Euler du repère estimé de la scapula en fonction de l'élévation du bras.

Pour les mouvements d'abduction et de flexion, nous comparons nos résultats avec les résultats de la méthode de double calibration présents dans l'article de Brochard et coll. 2011 [1]. Leurs résultats sont mis à l'échelle et superposés à nos courbes de mouvements.

la figure 4.7 suivante présente les résultats pour un mouvement d'abduction.

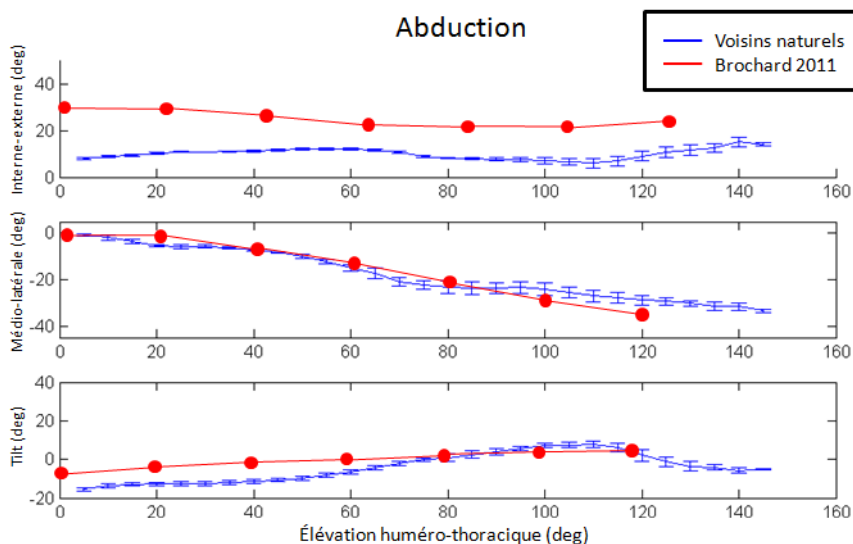


FIGURE 4.7 – Résultats de notre méthode sur l'orientation de la scapula lors d'un mouvement d'abduction, confrontés à ceux de Brochard et coll. 2011 [1]

Bien que les résultats ne soient pas tout à fait identiques entre eux, la même tendance se dégage : Avec l'élévation du bras se produit une légère rotation interne, une rotation latérale importante, et un tilt antérieur modéré. La figure 4.8 suivante présente les résultats obtenus pour un mouvement de flexion.

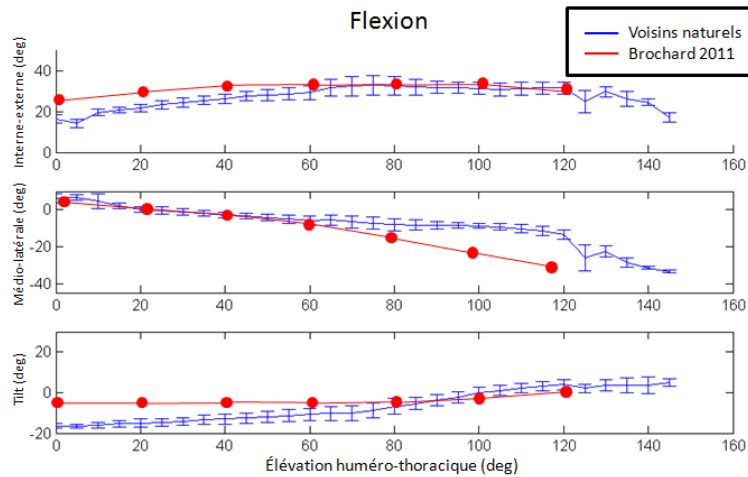


FIGURE 4.8 – Résultats de notre méthode sur l'orientation de la scapula lors d'un mouvement de flexion, confrontés à ceux de Brochard et coll. 2011 [1]

A nouveau, les résultats ne sont pas strictement identiques, mais la même tendance est présente : Avec l'élévation du bras, la scapula est soumise à une évolution de rotation interne moyenne, une importante rotation latérale, et un tilt postérieur modéré.

Pour observer les résultats de l'élévation dans le plan de la scapula, nous comparons nos données avec celles présentes dans les travaux de Ludewig et coll. 2009 [7]. Les résultats sont présentés dans la figure 4.9 ci-après.

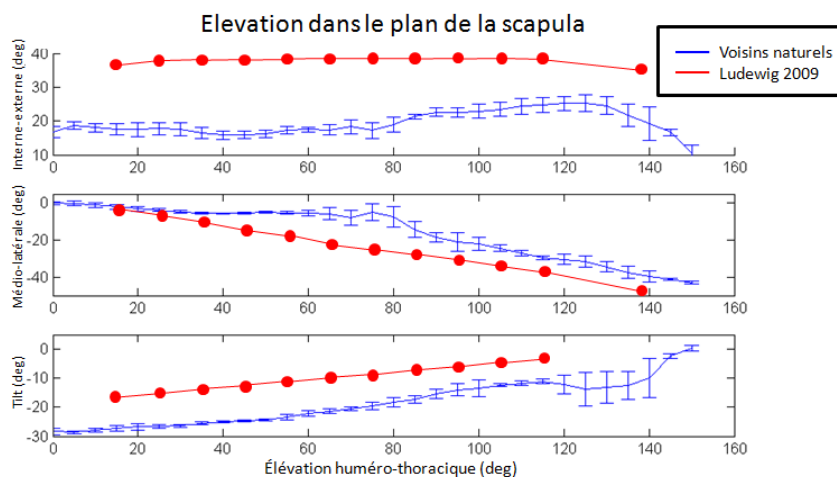


FIGURE 4.9 – Résultats de notre méthode sur l'orientation de la scapula lors d'un mouvement d'élévation dans le plan de la scapula, confrontés à ceux de Ludewig et coll. 2009 [7]

C'est pour ce mouvement d'élévation dans le plan de la scapula, que nous avons le plus d'écart avec les résultats présents dans la littérature, particulièrement pour la rotation interne/externe de la scapula. Cependant, comme le montre la collection de courbes de mouvements présente en annexe A, les valeurs numériques peuvent varier selon les auteurs, mais l'évolution des valeurs est semblable. Il se trouve que la rotation interne/externe de la scapula dans les travaux de Ludewig et coll. reste globalement constante, avec un écart type de 2 degrés [7]. Dans nos résultats, la courbe a une allure moins "plate" que celle des travaux de Ludewig, mais l'écart type des valeurs obtenues est égal à 3 degrés, indiquant que nos résultats ne sont finalement pas si éloignés. Cet écart peut également s'expliquer par des erreurs sur le positionnement du scapula locator. Ce dispositif est en effet positionné manuellement, et des erreurs humaines de positionnement peuvent survenir. Concernant les autres rotations, les valeurs numériques sont différentes, mais la tendance des courbes est identique : une importante rotation latérale et un tilt postérieur moyens.

Il est difficile de comparer ensemble des valeurs d'angles d'Euler. Étant donné que les angles d'Euler constituent une séquence de rotations, la valeur de la première rotation a une influence sur les deux suivantes, de même que la valeur de la seconde rotation a une influence sur la troisième. Du fait que nous avons un maximum de différences entre nos résultats et ceux de Ludewig et coll. pour la première rotation de la séquence, la rotation interne/externe, il semble inapproprié de comparer les valeurs numériques des deux autres rotations entre elles, en revanche, les tendances sont similaires.

4.3.2 Détection des acquisitions erronées avec sujets immobiles

Avec l'interpolation par voisins naturels, aucune discrimination n'est faite entre les données de toutes les acquisitions avec sujets immobiles : elles sont potentiellement toutes utilisées pour l'interpolation. Il en découle que si l'une d'entre elles est erronée, à cause par exemple d'une erreur de positionnement du scapula locator pour le repérage de la scapula, cette erreur peut avoir un impact significatif sur l'estimation de la position et l'orientation de la scapula dans le mouvement.

Afin de détecter ces éventuelles erreurs, nous proposons la méthode suivante : pour chaque acquisition avec sujet immobile, nous réalisons une interpolation par voisins naturels en prenant en compte les données de toutes les autres acquisitions immobiles, estimant ainsi la position et l'orientation de la scapula. À partir de cette estimation et de la mesure, nous sommes en mesure de déterminer une erreur en position, ainsi qu'une erreur angulaire.

Rappelons que l'interpolation par voisins naturels associe à chaque acquisition immobile un poids, avant de réaliser une moyenne pondérée des transformations entre le cluster acromial et la scapula pour estimer cette transformation à chaque échantillon. En pondérant les erreurs en position et angulaire de chaque acquisition immobile par ces mêmes poids, nous sommes en mesure d'identifier les acquisitions immobiles qui altèrent

les résultats, en causant le plus d'erreurs. En excluant ces acquisitions erronées de l'interpolation dans le mouvement, l'estimation des mouvements de la scapula devient plus exacte.

Concernant le nombre d'acquisitions avec sujets immobiles à conserver, la procédure n'a pas été automatisée, mais un retrait progressif des acquisitions immobiles présentant le plus d'erreurs a été réalisé, par l'observation des histogrammes d'erreurs en fonction de l'acquisition immobile, jusqu'à ce qu'aucune acquisition ne produise sensiblement plus d'erreurs qu'une autre. L'algorithme 3 présente une implémentation de cette méthode :

Algorithm 3: Détection d'acquisitions erronées

```

critere1,...,nimm ← 0;
for  $i \in [1, n_{imm}]$  do
   $[imm R_{sl}^{i*}, w_{j \in [1, n_{imm}] \neq i}^i] \leftarrow \text{voisinsNat}(imm R_{sl}^{j \in [1, n_{imm}] \neq i}, imm R_{ca}^{j \in [1, n_{imm}] \neq i});$ 
   $[err_{pos}^i, err_{ang}^i] \leftarrow \text{erreurEstimation}(imm R_{sl}^{i*}, imm R_{sl}^i);$ 
   $err_{pos}^{i \in [1, n_{imm}]} \leftarrow err_{pos}^{i \in [1, n_{imm}]} / \max(err_{pos}^{i \in [1, n_{imm}]});$ 
   $err_{ang}^{i \in [1, n_{imm}]} \leftarrow err_{ang}^{i \in [1, n_{imm}]} / \max(err_{ang}^{i \in [1, n_{imm}]});$ 
for  $i \in [1, n_{imm}]$  do
   $critere_i \leftarrow critere_i + w_{j \in [1, n_{imm}] \neq i}^i \times (err_{pos}^i + err_{ang}^i) / 2;$ 

```

A partir de l'observation de la variable *critere*, nous décidons de retirer ou non une acquisition avec données immobiles. Les figures 4.10 à 4.12 rendent compte de quelques itérations de la variable critère.

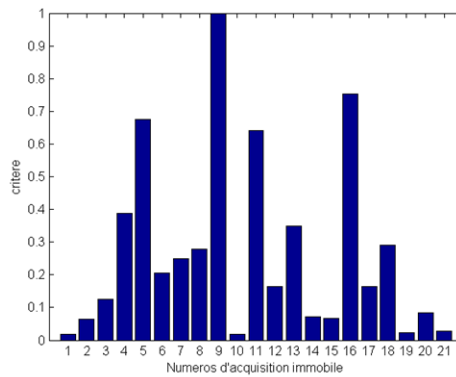


FIGURE 4.10 – Première itération, avec 21 acquisitions avec sujet immobile. L'acquisition numéro 9 semble être responsable de la majorité des erreurs, elle est écartée

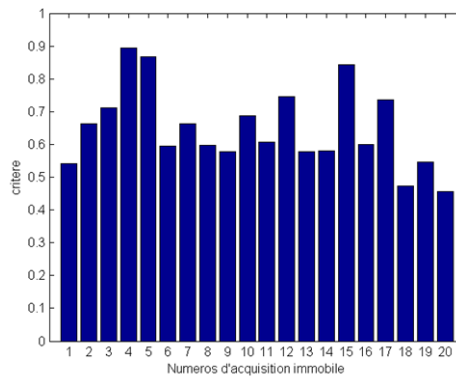


FIGURE 4.11 – Deuxième itération, avec 20 acquisitions, les erreurs sont lissées par rapport à la précédente. Nous choisissons d'écarter les acquisitions numéro 4, 5 et 15

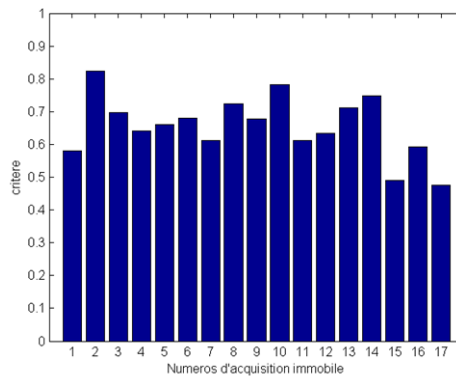


FIGURE 4.12 – Troisième itération avec 17 acquisitions. La répartition des erreurs entre toutes les acquisitions avec sujet immobile est jugée suffisamment uniforme pour ne pas en écarter davantage.

4.3.3 Résultats corrigés

Il apparaît qu'après avoir écarté quatre acquisitions avec sujet immobile, la répartition des erreurs par acquisitions immobilières est également répartie. Nous relançons donc l'interpolation par voisins naturels sur les acquisitions avec sujet en mouvement en prenant en compte les acquisitions sur sujets immobilières écartées. Les résultats sont confrontés avec les précédents, ainsi qu'avec la littérature.

La figure 4.13 suivante présente ces résultats pour le mouvement d'abduction. La différence entre les résultats en utilisant la totalité des 21 acquisitions sur sujet immobile et en n'en utilisant que 17 est mince, mais les résultats corrigés sont légèrement plus proches des résultats de Brochard et coll, particulièrement pour la rotation interne/externe.

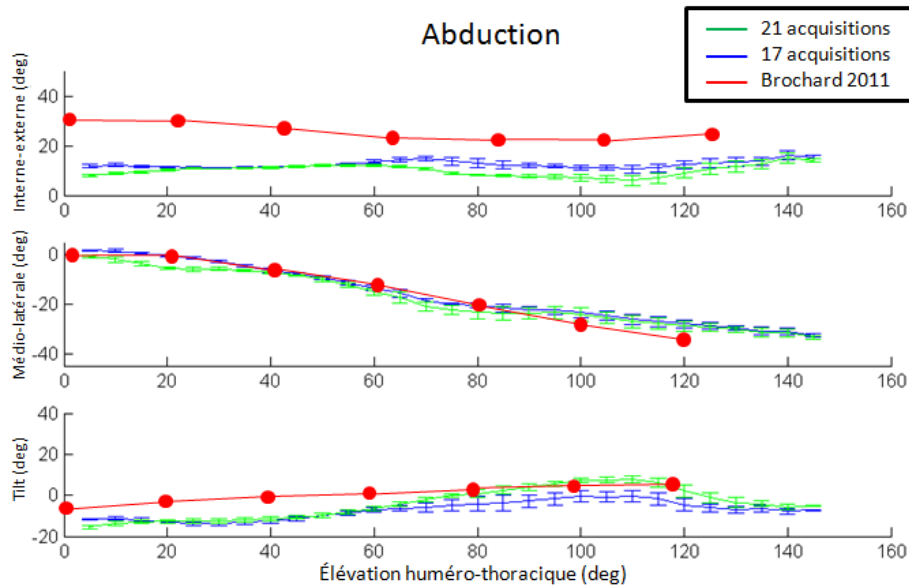


FIGURE 4.13 – Comparaison des résultats pour une abduction entre interpolation avec 21 acquisitions avec sujet immobile, 17 de ces mêmes acquisitions, et les résultats de Brochard et coll. [1]

La figure 4.14 présente ces mêmes résultats pour le mouvement de flexion. Les différences entre les deux jeux d'acquisitions immobiles pour un mouvement de flexion sont minimales, ce qui indique que les acquisitions sur sujets immobiles que nous avons exclues n'ont presque aucune influence dans l'interpolation.

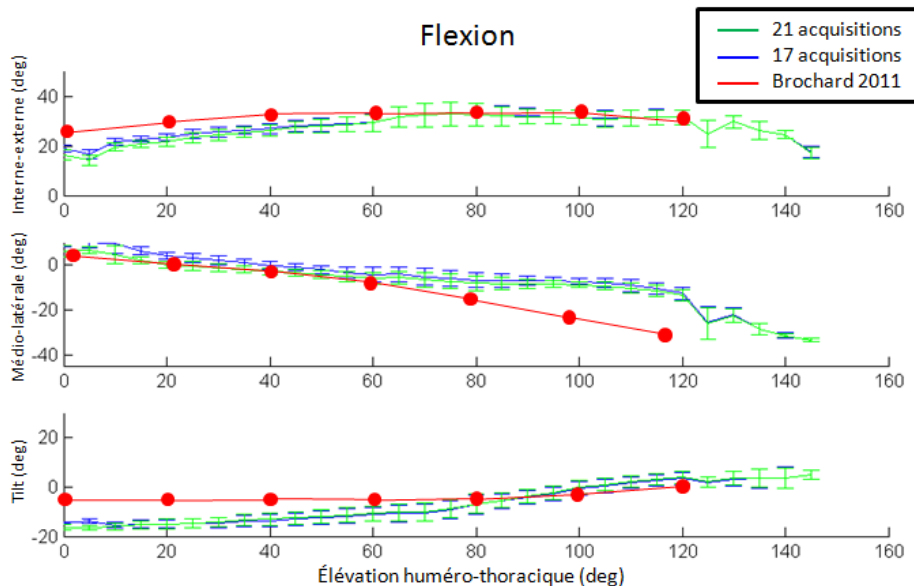


FIGURE 4.14 – Comparaison des résultats pour une flexion entre interpolation avec 21 acquisitions sur sujets immobiles, 17 de ces mêmes acquisitions, et les résultats de Brochard et coll. [1]

La figure 4.15 présente les résultats pour une élévation dans le plan de la scapula. De la même manière que pour le mouvement d'abduction, il existe des différences mineures entre les résultats avec 21 acquisitions immobiles utilisées, et ceux avec 17 de ces acquisitions utilisées. On constate cependant que pour les rotations interne/externe et médio-latérale, les valeurs numériques obtenues avec 17 acquisitions sur sujet immobile sont plus proches des résultats de Ludwig et coll.

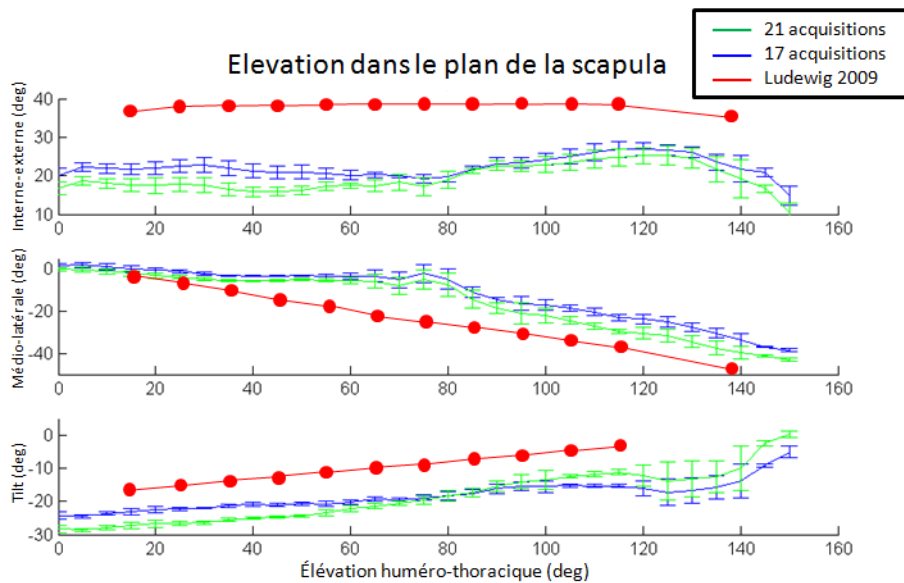


FIGURE 4.15 – Comparaison des résultats pour une élévation dans le plan de la scapula entre interpolation avec 21 acquisitions avec sujet immobile, 17 de ces mêmes acquisitions, et les résultats de Ludwig et coll. [7]

En conclusion, l'exclusion de quatre acquisitions avec sujets immobiles n'a pas dégradé les résultats de l'interpolation par voisins naturels, mais l'amélioration n'est pas significative.

4.3.4 Discussion sur la transformation entre cluster acromial et scapula

Il est intéressant d'observer l'évolution de la transformation homogène entre le repère de coordonnées lié au cluster acromial, et le repère attaché à la scapula. Cette transformation est réduite à deux valeurs : la translation qui est la distance entre les centres des deux repères de coordonnées, et l'angle, qui correspond à l'angle de la représentation axe/angle de la rotation.

La figure 4.16 présente les valeurs de ces translations et rotations pour les trois mouvements en fonction de l'élévation du bras.

Il est intéressant de noter, principalement pour les mouvements de flexion et d'élévation dans le plan de la scapula, que la transformation reste environ constante pour une élévation du bras inférieure à 40 degrés. C'est ce même constat qui permet de valider l'hypothèse de nombreux auteurs qui considèrent la transformation entre cluster

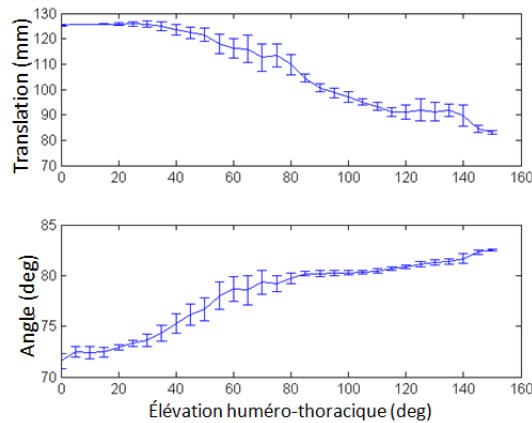
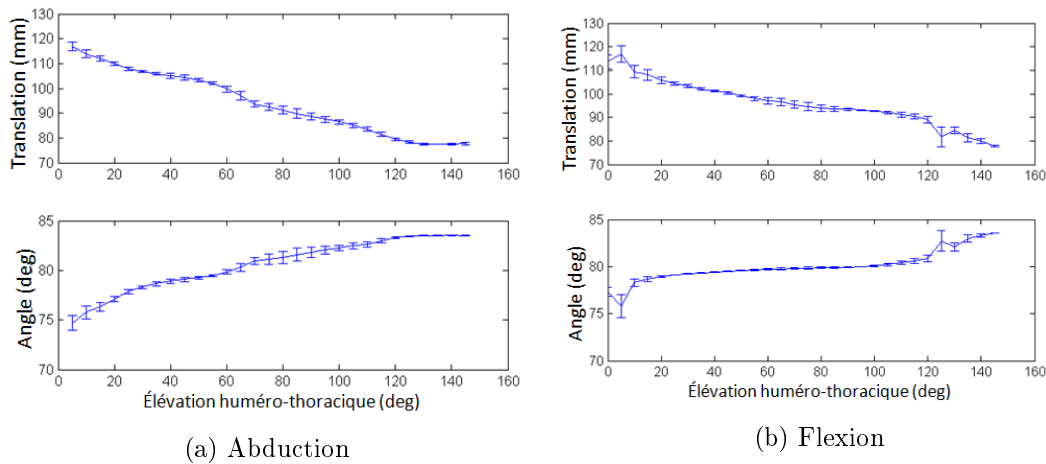


FIGURE 4.16 – Translation et angle de la transformation entre cluster acromial et scapula.

acromial et scapula rigide en dessous d'un certain degré d'élévation du bras [14] [1]. En revanche, au delà de cette élévation du bras, il est abusif de considérer la transformation comme étant rigide.

On constate que l'évolution de l'angle comme de la translation de la transformation en fonction de l'élévation humérale est proche de la linéarité. Ce constat renforce la méthode de double calibration proposée par Brochard [1], qui réalise une interpolation linéaire dans le temps entre les configurations initiales et finales du mouvement, sous réserve que l'élévation du bras en fonction du temps soit également linéaire.

Notons qu'afin de pouvoir confronter nos résultats avec ceux présents dans la littérature, nous avons choisi de n'observer que les résultats provenant de mouvements d'élévation du bras. Cependant, avec l'approche d'interpolation spatiale que nous proposons, il est possible d'estimer les mouvements de la scapula par rapport au thorax quel que soit le mouvement réalisé, sous réserve d'avoir à disposition suffisamment d'acquisitions avec sujets immobiles. Nous avons vu au chapitre précédent lors des expérimentations avec

un robot manipulateur que la méthode proposée était plus performante que la double calibration dans le cas de trajectoires complexes. De ce fait, il serait intéressant d'étudier la cinématique scapulo-thoracique en utilisant l'interpolation par voisins naturels dans les activités de la vie quotidienne, ou avec des tâches de pointage. C'est en effet pour ces types de mouvements que l'analyse des mesures peut assister les praticiens hospitaliers dans la prise en charge des patients.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté nos expérimentations sur l'humain. Les données de mouvements et avec sujets immobiles ont été acquises avec le système de capture de mouvement CODAMOTION. Des marqueurs ont été placés sur les différents segments corporels nécessaires à cette étude : le torse et le bras. Certains points anatomiques ont été pointés avec un stylet si ils étaient trop difficilement visibles, ou trop sujet au glissement cutané. Un cluster acromial a été placé sur l'acromion des sujets afin de suivre les mouvements de la scapula (mais pas de manière rigide).

Les sujets ont été guidés dans leurs mouvements à l'aide d'une structure tubulaire, et ont réalisé des mouvement d'abduction, de flexion, et d'élévation dans le plan de la scapula. Lors de ces acquisitions en mouvement, sont mesurés les repères de coordonnées attachés au bras, au torse, et au cluster acromial. Des acquisitions ont été réalisées alors que les sujets maintenaient des poses, à raison de sept acquisition pour chaque mouvement réalisé, soit 21 acquisitions avec sujets immobiles. Lors ce celles-ci, le repère de coordonnées attaché à la scapula est mesuré à l'aide d'un scapula locator. Notre objectif est donc d'appliquer l'algorithme d'interpolation par voisins naturels présenté au chapitre 2, afin d'estimer le repère de coordonnées attaché à la scapula dans les mouvements, en prenant en compte les données dispersées des acquisitions avec sujets immobiles.

Les résultats obtenus sont cohérents avec les résultats présents dans la littérature. Nous n'obtenons pas tout à fait les mêmes valeurs numériques, cependant l'allure des courbes est la même, et les valeurs peuvent varier d'un auteur à l'autre. De plus, nous avons développé un outil mathématique afin de détecter d'éventuelles erreurs de positionnement du scapula locator sur les sujets lors des acquisitions sur sujets immobiles. Il est basé sur l'interpolation des données sur sujets immobiles sur elles-mêmes. Après exclusion des acquisitions qui produisent le plus d'erreurs, nos résultats ne s'en trouvent pas profondément modifiés, bien qu'étant un peu plus proches de la littérature. Ces résultats confirment la faisabilité de l'approche d'interpolation spatiale de repères de coordonnées pour l'étude des mouvements scapulo-thoraciques, en particulier l'interpolation par voisins naturels.

Une observation de la transformation entre cluster acromial et scapula révèle un caractère quasi-rigide en dessous d'un certain degré d'élévation, ce qui est un postulat souvent utilisé dans la littérature. L'évolution linéaire de la translation et de l'angle de rotation de cette transformation renforce la méthode de double calibration pour la mesure des mouvements de l'épaule, cette dernière étant basée sur des interpolations linéaires dans le temps.

Conclusion

Dans ces travaux, nous avons présenté la problématique de la mesure des mouvements en biomécanique, plus particulièrement pour le complexe de l'épaule. Afin de réaliser des analyses cinématiques des articulations du corps humain, il est nécessaire de mesurer de manière précise les mouvements relatifs des os. Le complexe de l'épaule, par la richesse des os, articulations et mobilités qui le caractérise, est une articulation difficile à étudier, en grande partie à cause de la nature de l'articulation scapulo-thoracique, articulation fautive au sens physiologique. Il existe de nombreuses technologies permettant la mesure des mouvements humains (radiologie, IRM, capture de mouvement cutanés, capture de mouvement par pin insertion ...). Dans une optique de non-invasivité et d'accès au plus grand nombre, nous avons choisi dans ces travaux de n'avoir recours qu'à la capture de mouvements par marqueurs cutanés. Le principal problème rencontré dans ce cas est celui du glissement cutané, c'est à dire le glissement de la peau par rapport à l'os dont on souhaite mesurer les mouvements. Nous avons pris le parti de résoudre ce problème en réalisant de la fusion de données entre des acquisitions où le sujet se maintient immobile, et des acquisitions où le sujet est en mouvement. En effet, dans les acquisitions avec sujet immobile, il est possible de repérer la position et l'orientation de la scapula, ce qui n'est pas le cas dans les acquisitions avec sujet en mouvement. Notre objectif est donc d'estimer, à partir des informations données par les acquisitions avec sujet immobile, la position et l'orientation de la scapula lors d'un mouvement.

Pour réaliser cette fusion de données, nous avons abordé ce problème comme un problème d'interpolation spatiale à partir de données dispersées. En effet, nous pouvons calculer lors des acquisitions immobiles la transformation homogène entre le repère de coordonnées attaché au cluster acromial (une pièce rigide fixée au niveau de l'acromion) et celui attaché à la scapula. C'est cette fonction que nous cherchons à estimer dans les acquisitions avec sujets en mouvement, afin d'en déduire une estimation des mouvements de la scapula. Pour réaliser cette interpolation, nous avons choisi la méthode d'interpolation par voisins naturels. L'algorithme original est destiné à être appliqué à un ensemble de points (d'un espace en dimension quelconque), et a donc été adapté pour être applicable à des repères de coordonnées. Trois obstacles majeurs ont été surmontés, à savoir passer d'un ensemble de repères de coordonnées à un ensemble de points de \mathbb{R}^n , bor-

ner des tessellations de Voronoi, et réaliser des moyennes pondérées de transformations homogènes.

Une fois ces obstacles surmontés, l'algorithme a été testé sur des expérimentations avec un robot manipulateur. Ce robot nous donne accès à une vérité terrain qui serait inaccessible avec des expérimentations sur l'humain. Une expérience préliminaire incluant de la déformation de tissus nous a confirmé la possibilité d'application de l'algorithme, mais le dispositif expérimental et les mouvements réalisés étaient très éloignés du comportement d'une épaule humaine. Afin de s'en rapprocher, deux autres expérimentations ont été réalisées. La première utilisait la déformation d'une toile par le glissement un modèle simplifié de scapula contrôlé par le robot. La seconde, quant à elle, répliquait des conditions d'adhérence, par la déformation de mousse placées entre deux panneaux. Dans les deux cas, les résultats étaient encourageants quant à la capacité de l'algorithme d'interpolation par voisins naturels pour la mesure des mouvements de la scapula par rapport au torse.

Afin de le vérifier, nous avons enfin réalisé une série d'expérimentations sur l'humain. Les acquisitions ont été réalisées à l'aide d'un système de capture de mouvements par marqueurs cutanés. Des marqueurs ont été placés sur le bras, le torse, et un cluster acromial fixé sur l'acromion des sujets, et certains points anatomiques ont été numérisés à l'aide d'un stylet, afin de pouvoir calculer les repères de coordonnées standardisés de l'*International Society of Biomechanics*. Les sujets ont réalisé trois mouvements différents, abduction, flexion et élévation dans le plan de la scapula, le plan et l'amplitude des élévation étant guidés à l'aide d'une structure tubulaire. Par ailleurs, sept acquisitions dans lesquelles les sujets se maintenaient immobiles ont été réalisées pour ces trois mouvements, où la position et l'orientation de la scapula a pu être mesurée à l'aide d'un scapula locator. A partir de ces acquisitions et des mouvements, nous avons été en mesure d'appliquer l'algorithme d'interpolation par voisins naturels. Nous avons obtenu des résultats en adéquation avec les résultats présents dans la littérature. Cela montre que les méthodes que nous avons développées sont utilisables pour la mesure des mouvements du complexe de l'épaule. L'approche de l'interpolation spatiale pour la mesure des mouvements de l'épaule s'intègre dans un algorithme permettant l'analyse des mouvements du complexe de l'épaule, présenté sur le diagramme figure 4.17.

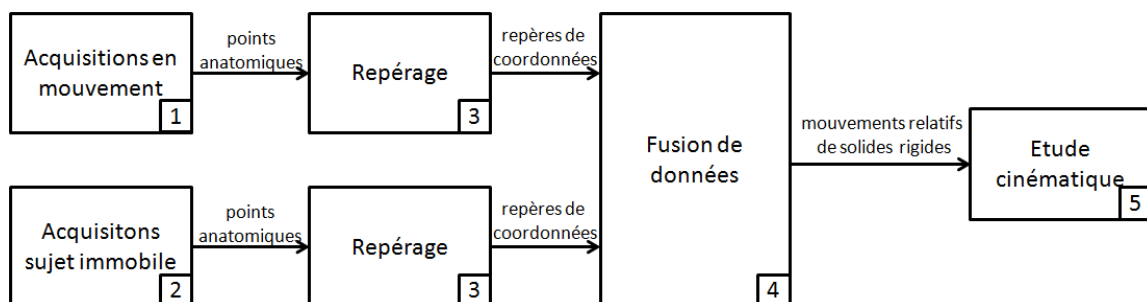


FIGURE 4.17 – Diagramme résumant notre approche

Tous les blocs numérotés sur la figure 4.17 correspondent à une certaine méthode ou technologie. Dans notre étude, les blocs numéros 1 et 2, concernant l'acquisition des mouvements, ont été réalisés avec une technologie de capture de mouvement. Pour le bloc numéro 3, le calcul de repères de coordonnées, nous avons utilisé une méthode d'optimisation globale et les standards proposés par l'ISB. Pour le bloc numéro 4, nous avons utilisé la méthode d'interpolation par voisins naturels sur les repères de la scapula et du cluster acromial.

Cependant, tous ces blocs peuvent correspondre à d'autres choix de technologie ou de méthode. Par exemple, les acquisitions avec sujets immobiles (bloc numéro 2) peuvent être réalisées avec de la radiographie biplane ou par IRM. Dans le cas de la radiographie biplane, certaines études montrent que le repérage des solides (bloc numéro 3) peut être réalisé par ajustement de formes géométriques sur les os du complexe de l'épaule [81] [82]. De la même manière, nous proposons l'interpolation par voisins naturels pour réaliser la fusion de données, mais d'autres investigations sont possibles. Par exemple, il serait possible d'utiliser comme information supplémentaire l'élévation du bras, que nous n'avons pas utilisé dans nos travaux, afin d'estimer la transformation entre cluster acromial et scapula. D'autres algorithmes d'interpolation à partir de données dispersées pourraient être applicables, comme le Kriging ou les splines polyharmoniques. Enfin, pour réaliser l'analyse des mouvements (bloc numéro 5), il serait intéressant d'utiliser la méthode de l'axe instantané de rotation [60], et d'étudier la forme de la surface réglée en résultant, afin de déduire des caractéristiques cinématiques de l'articulation scapulo-thoracique.

Dans tous les cas, l'approche d'estimation des mouvements par interpolation spatiale pour l'étude des mouvements du complexe de l'épaule semble, comme nous l'avons détaillé dans ce travail, prometteuse.

Courbes de la cinématique de la scapula par différents auteurs

Sont présentes ici différentes courbes relatives à la cinématique de la scapula présentes dans la littérature.

A.1 D'après Brochard et coll. 2011 [1]

Cet article présente une comparaison de la cinématique de l'épaule pour des mouvements d'abduction et de flexion, avec trois méthodes de mesures différentes : Palpation (vérité terrain), calibration simple, et double calibration (méthode présentée dans l'article). La figure A.1a suivante présente les résultats des angles définissant l'orientation de la scapula pour un mouvement d'abduction avec les trois méthodes de mesure. La rotation autour de l'axe Y est la rotation interne/externe, autour de l'axe X la rotation médiolatérale, et autour de l'axe Z le tilt. Ces trois angles sont présentés en fonction de l'élévation huméro-thoracique. La même légende est utilisée pour décrire la cinématique de la scapula lors d'un mouvement de flexion, mesurée avec les trois méthodes, comme présenté dans la figure A.1b.

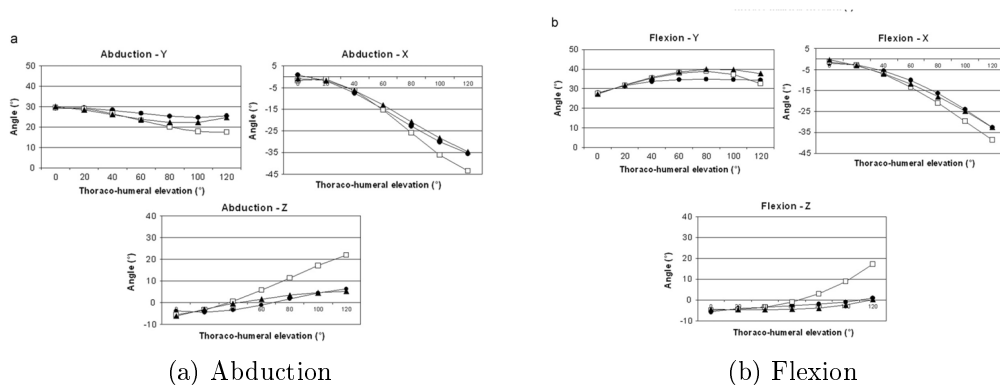


FIGURE A.1 – Cercles noirs : palpation, carrés blancs : calibration simple, triangles noirs : double calibration.

A.2 D'après Braman et coll. 2009 [2]

L'auteur cherche, dans cet article, à quantifier le rythme scapulo-huméral pour des mouvements de flexion chez des sujets asymptomatiques. Le rythme scapulo-huméral correspond au rapport entre la quantité de rotation induite par l'humérus et la quantité de rotation induite par l'articulation scapulo-thoracique. Il présente notamment des courbes de mouvements de flexion, où apparaissent les rotations internes-externes et le tilt de la scapula (fig. A.2).

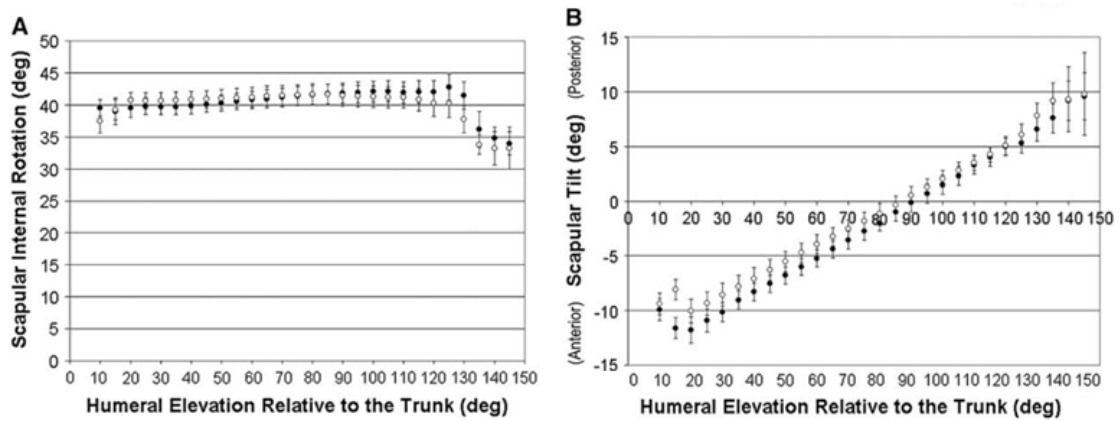


FIGURE A.2 – Cercles noirs : Abduction, cercles blancs : Adduction

A.3 D'après Chu et coll. 2012 [3]

Dans leur étude, Chu et collaborateurs observent la faisabilité de l'utilisation d'une technologie de capture de mouvement, en comparant ses résultats avec les résultats d'un système de radiographie. Ils fournissent ainsi des éléments sur la cinématique de la scapula, notamment lors de mouvements d'abduction ou d'élévation dans le plan de la scapula (aussi appelée *scaption*). Des résultats sont présentés dans la figure A.3 suivante.

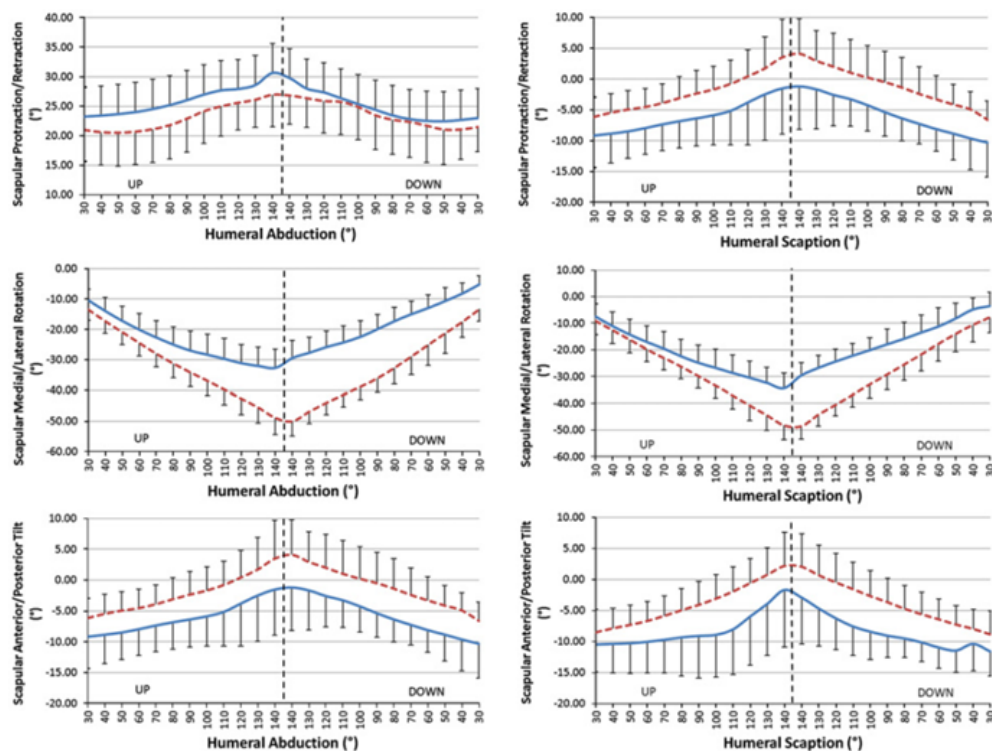


FIGURE A.3 – Ligne bleue pleine : capture de mouvement, ligne rouge pointillée : système de radiographie.

A.4 D'après Dayanidhi et coll. 2005 [4]

Dans l'étude de Dayanidhi et collaborateurs, les auteurs s'intéressent aux différences de cinématique de la scapula chez l'adulte et chez l'enfant. Bien que cette étude s'éloigne du cadre de cette thèse, il n'en reste pas moins des données dignes d'intérêt chez l'adulte, pour une élévation dans le plan de la scapula, comme le montre la figure A.4 suivante.

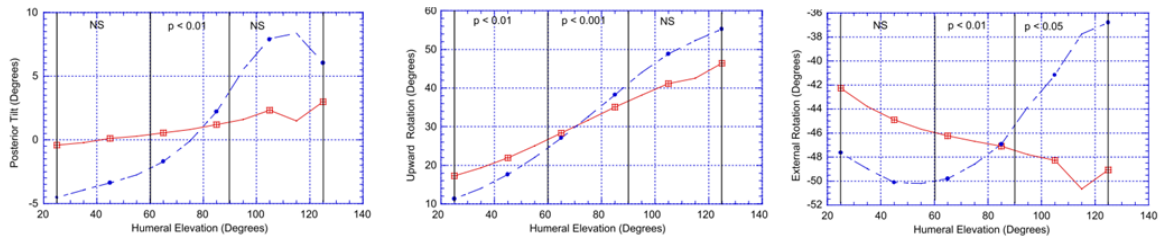


FIGURE A.4 – Ligne rouge : Adultes, ligne bleue : Enfants

A.5 D'après Ebaugh et coll. 2005 [5]

Ebaugh et collaborateurs se sont attachés à comparer la cinématique de la scapula entre une élévation passive et active du bras, en couplant une technologie de motion capture avec des EMG mesurant l'activité musculaire. La figure A.5 suivante résume leurs résultats, le mouvement réalisé étant une élévation du bras dans le plan de la scapula.

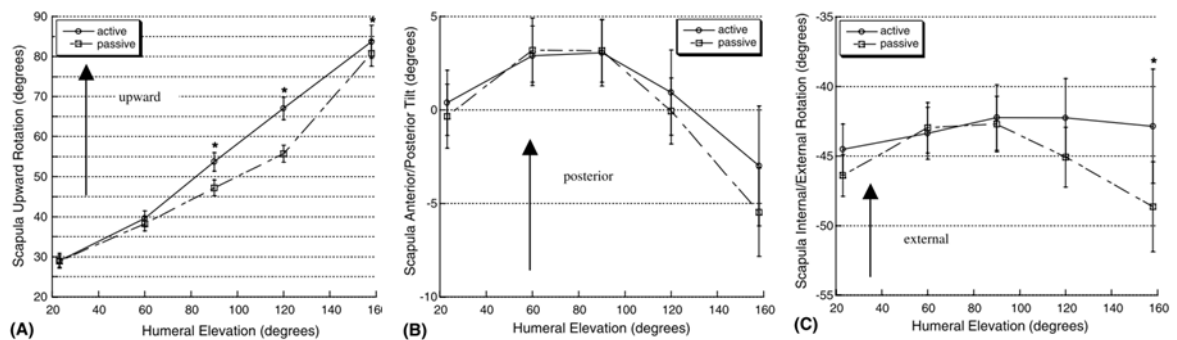


FIGURE A.5 – Résultats de l'étude de Ebaugh et coll [5]

A.6 D'après Lempereur et coll. 2010 [6]

Lempereur et collaborateurs ont étudié en 2010 la différence entre les mesures de la scapula avec des marqueurs placés sur le dos, de la palpation ou du mouvement. Les courbes présentées à la figure A.6 suivante représentent ces mesures.

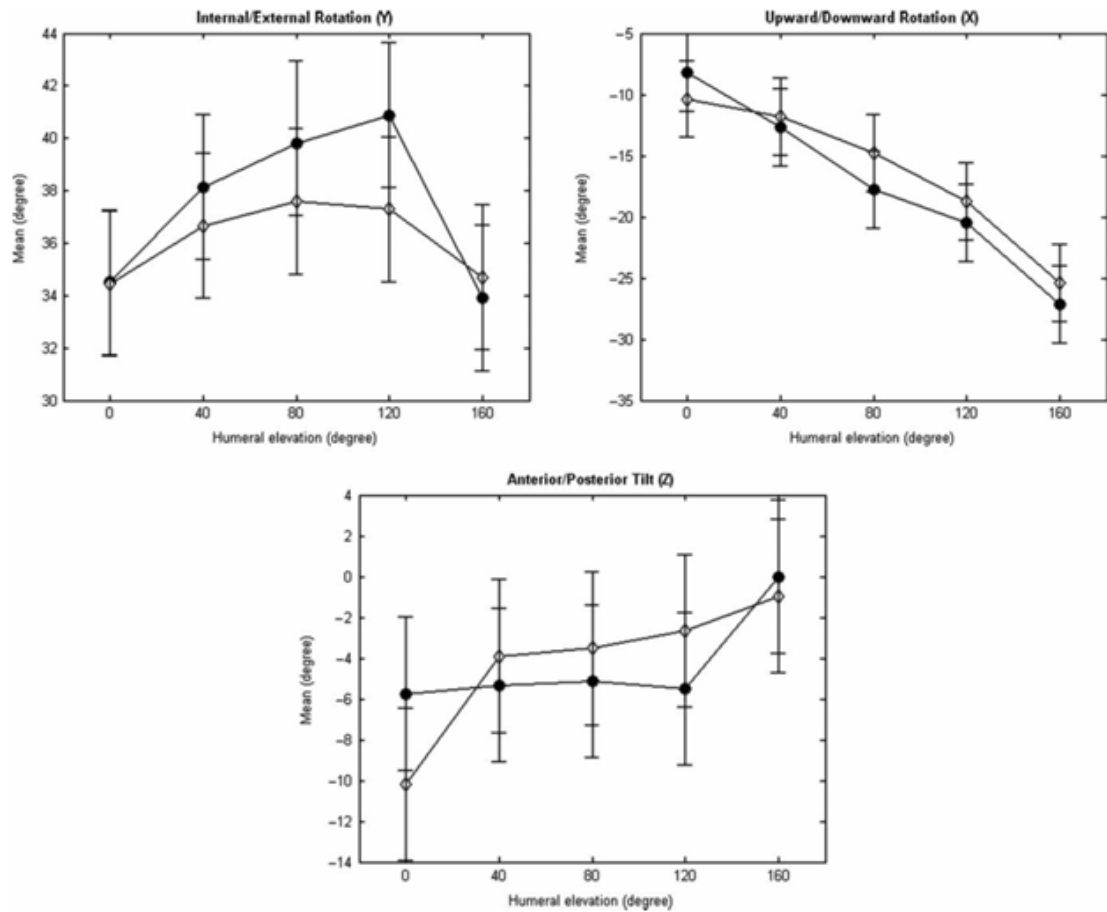


FIGURE A.6 – Résultats de l'étude de Lempereur et coll [6]

A.7 D'après Ludewig et coll. 2009 [7]

Ludewig et collaborateurs ont réalisé une étude sur la cinématique de l'épaule à partir d'une technique de fixation intra-osseuse, qui produit des mesures très précises. Ils fournissent un ensemble de mesures détaillées pour trois mouvements : Abduction, flexion, et élévation dans le plan de la scapula. Une partie des résultats de cette étude est présentée dans la figure A.7.

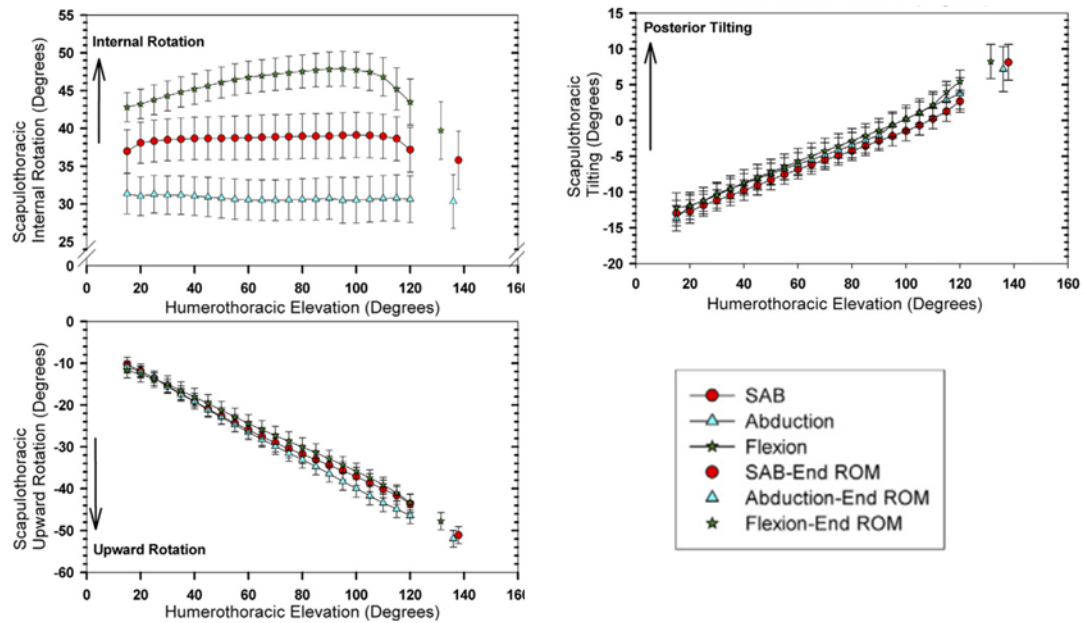


FIGURE A.7 – Cinématique de l'épaule d'après Ludewig et coll. [7]

A.8 D'après Fayad et coll. 2006 [8]

Dans leur étude de 2006, Fayad et collaborateurs ont étudié les différences de cinématique de la scapula dans le cas d'une élévation lente ou rapide du bras, pour une élévation dans le plan frontal (abduction) ou sagittal (flexion). La figure A.8 rend compte des résultats.

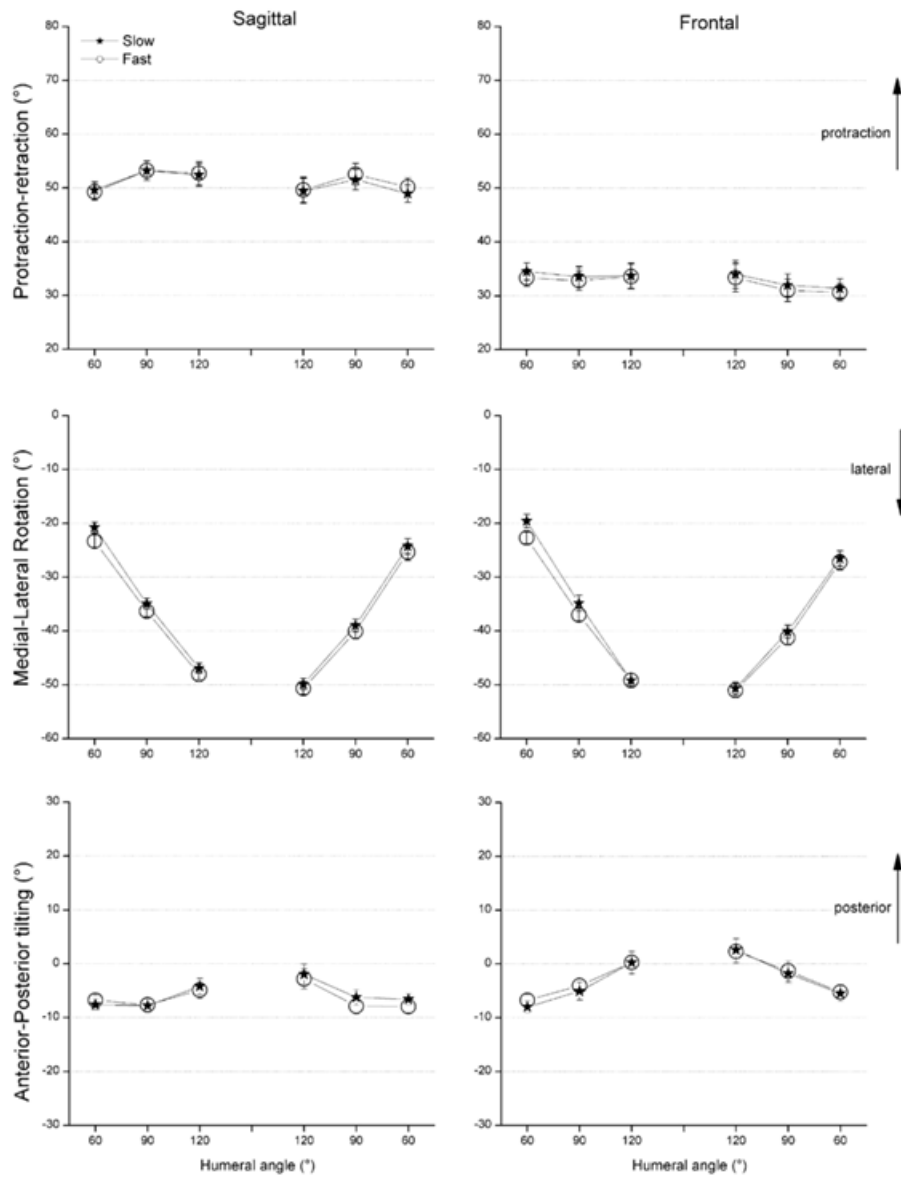


FIGURE A.8 – Résultats de l'étude de Ebaugh et coll [5]

A.9 D'après McClure et al. 2001 [9]

McClure et collaborateurs ont réalisé une étude similaire à celle de Fayad, à base de fixations intra-osseuses, et donnent une description détaillée de la cinématique de la scapula dans le cas d'une élévation dans le plan de la scapula, présentée dans la figure A.9 suivante.

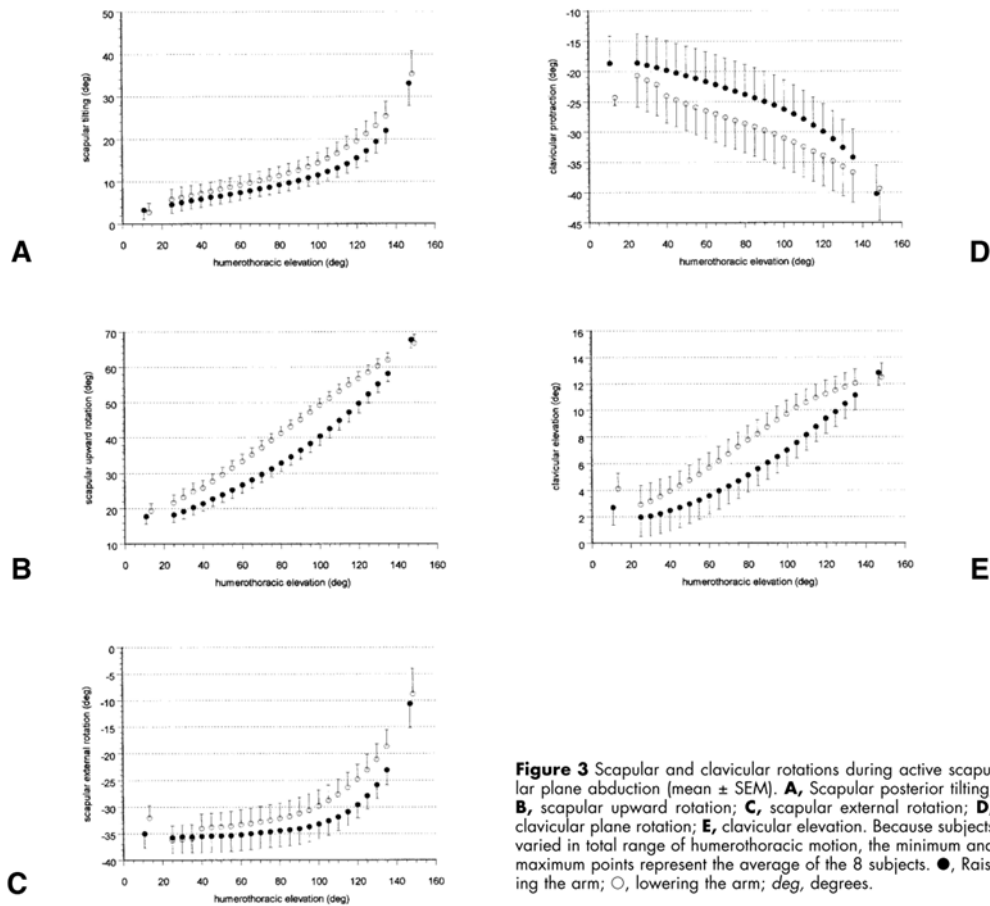


Figure 3 Scapular and clavicular rotations during active scapular plane abduction (mean \pm SEM). **A**, Scapular posterior tilting; **B**, scapular upward rotation; **C**, scapular external rotation; **D**, clavicular plane rotation; **E**, clavicular elevation. Because subjects varied in total range of humerothoracic motion, the minimum and maximum points represent the average of the 8 subjects. ●, Raising the arm; ○, lowering the arm; deg, degrees.

FIGURE A.9 – Résultats de McClure et coll. pour une élévation dans le plan de la scapula.

A.10 D'après Roren et coll. 2013 [10]

Roren et collaborateurs ont quant à eux réalisé une étude visant à observer les mouvements de la scapula non seulement au niveau de son orientation, mais aussi au niveau de la position du centre de la scapula. La figure A.10 présente les résultats qu'ils ont obtenus concernant l'orientation.

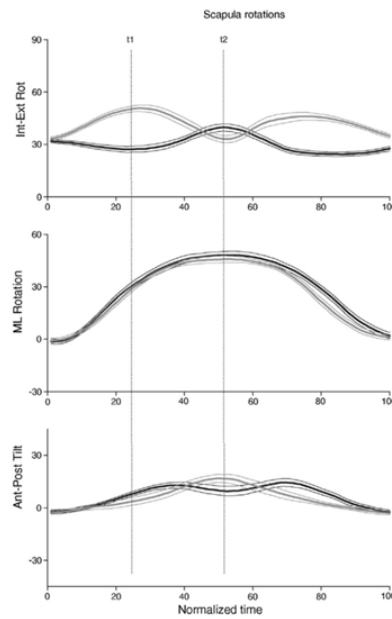


FIGURE A.10 – Noir : abduction, gris : flexion.

A.11 D'après Schwartz et coll. 2007 [11]

Schwartz et collaborateurs ont quant à eux utilisé une technique combinant capture de mouvement et radiographie pour mesurer la cinématique de l'épaule. Les résultats sont comparés avec différents standards et sont présentés sur la figure A.11

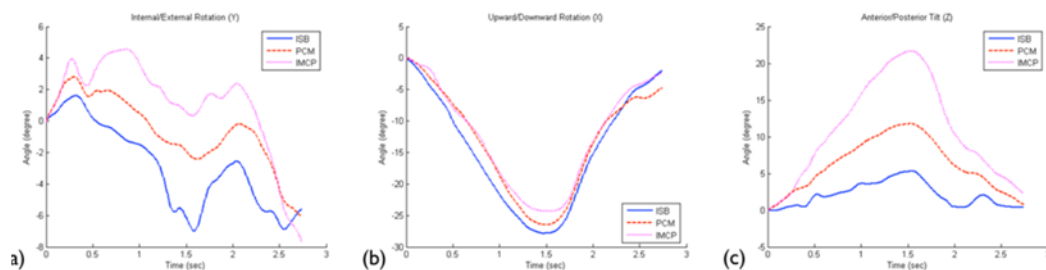


FIGURE A.11 – Résultats de Schwartz et coll [11]

Annexe **B**

Verification du fait que d_R soit une métrique

La fonction d_R a été définie comme :

$$d_R(R_1, R_2) = d_{eucl}(R_1, R_2) + \alpha d_{quat}(R_1, R_2) \quad (\text{B.1})$$

où R_1 et R_2 sont des repères de coordonnées, α un réel strictement positif, d_{eucl} la distance euclidienne entre deux repères, et d_{quat} la distance en termes de quaternions entre deux repères.

Nous vérifions ici que d_R est une métrique. Soient R_1 , R_2 et R_3 deux repères de coordonnées :

B.1 Vérifions que $d_R \in \mathbb{R}^+$

On a :

$$\begin{aligned} d_{eucl}(R_1, R_2) &\geq 0 \\ d_{quat}(R_1, R_2) &\geq 0 \\ \alpha &> 0 \end{aligned}$$

Donc :

$$d_R(R_1, R_2) = d_{eucl}(R_1, R_2) + \alpha d_{quat}(R_1, R_2) \geq 0$$

B.2 Vérifions que $d_R(R_1, R_2) = 0 \iff R_1 = R_2$

$$\begin{aligned} & d_R(R_1, R_2) = 0 \\ \iff & d_{eucl}(R_1, R_2) + \alpha d_{quat}(R_1, R_2) = 0 \\ \iff & d_{eucl}(R_1, R_2) = 0 \quad \text{et} \quad d_{quat}(R_1, R_2) = 0 \\ \iff & R_1 = R_2 \end{aligned}$$

B.3 Vérifions que $d_R(R_1, R_2) = d_R(R_2, R_1)$

$$\begin{aligned}d_R(R_1, R_2) &= d_{eucl}(R_1, R_2) + \alpha d_{quat}(R_1, R_2) \\ &= d_{eucl}(R_2, R_1) + \alpha d_{quat}(R_2, R_1) \\ &= d_R(R_2, R_1)\end{aligned}$$

B.4 Vérifions que $d_R(R_1, R_3) \leq d_R(R_1, R_2) + d_R(R_2, R_3)$

On a :

$$\begin{aligned}d_R(R_1, R_2) + d_R(R_2, R_3) &= d_{eucl}(R_1, R_2) + \alpha d_{quat}(R_1, R_2) + d_{eucl}(R_2, R_3) + \alpha d_{quat}(R_2, R_3) \\ &= d_{eucl}(R_1, R_2) + d_{eucl}(R_2, R_3) + \alpha (d_{quat}(R_1, R_2) + d_{quat}(R_2, R_3))\end{aligned}$$

Et :

$$\begin{aligned}d_{eucl}(R_1, R_2) + d_{eucl}(R_2, R_3) &\geq d_{eucl}(R_1, R_3) \\ d_{quat}(R_1, R_2) + d_{quat}(R_2, R_3) &\geq d_{quat}(R_1, R_3) \\ \alpha &> 0\end{aligned}$$

Donc :

$$\begin{aligned}d_R(R_1, R_2) + d_R(R_2, R_3) &\geq d_{eucl}(R_1, R_3) + \alpha d_{quat}(R_1, R_3) \\ &\geq d_R(R_1, R_3)\end{aligned}$$

N-rectangle et intersections avec une tellesation de Voronoi

Un n-cube, c'est à dire un cube de dimension n , est composé d'un ensemble de k -cubes, $k \in [0, n - 1]$. Par exemple, un cube de dimension 3 est composé de 0-cubes (des sommets), de 1-cubes (des arrêtes) et de 2-cubes (des faces). Il est aisé de calculer les coordonnées des sommets d'un cube de dimension n aligné avec les axes du repères, si l'on connaît les valeurs minimales et maximales de ces sommets sur chaque axe. Si par exemple les valeurs minimales des arrêtes sur chaque axe est 0, et maximales 1, alors les coordonnées de tous les sommets seront toutes les combinaisons de 0 et 1, comme le montre le tableau C.1.

Dimension	2 (Carré)	3 (Cube)	4
Nombre de sommets	4	8	16
Coordonnées des sommets	[0 0] [0 1] [1 0] [1 1]	[0 0 0] [0 0 1] [0 1 0] [0 1 1] [1 0 0] [1 0 1] [1 1 0] [1 1 1]	[0 0 0 0] [0 0 0 1] [0 0 1 0] [0 0 1 1] [0 1 0 0] [0 1 0 1] [0 1 1 0] [0 1 1 1] [1 0 0 0] [1 0 0 1] [1 0 1 0] [1 0 1 1] [1 1 0 0] [1 1 0 1] [1 1 1 0] [1 1 1 1]

TABLE C.1 – Coordonnées des sommets d'un n-cube

Par ailleurs, il est également possible à partir de cette représentation de déterminer les ensembles de sommets qui composent les k -cubes, pour k allant de 1 à $n - 1$. Chaque k -uplet de sommets dont les éléments ont $k - 1$ coordonnées identiques constitue un k -cube du n -cube. La figure C.1 illustre cette idée pour un cube en dimension 3.

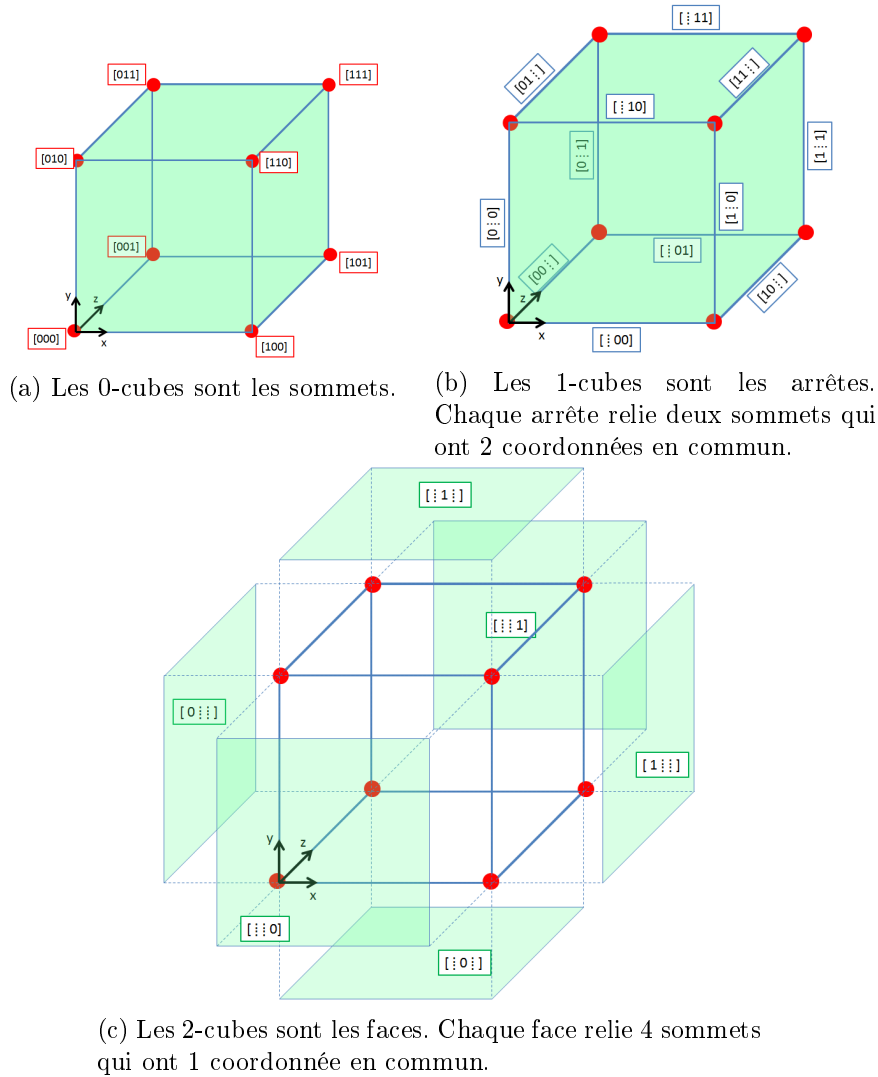


FIGURE C.1 – Lien entre les k -faces et les coordonnées des sommets, pour un cube de dimension 3

Pour passer des coordonnées des sommets d'un n -cube présentées dans le tableau C.1 aux coordonnées des sommets d'un n -rectangle, il suffit de remplacer chaque 0 par la valeur minimale sur la direction, et chaque 1 par la valeur maximale sur la direction.

Bibliographie

- [1] Sylvain Brochard, Mathieu Lempereur, and Olivier Rémy-Néris. Double calibration : an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *Journal of biomechanics*, 44(4) :751–4, feb 2011.
- [2] Jonathan P Braman, Sean C Engel, Robert F Laprade, and Paula M Ludewig. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 18(6) :960–7, 2009.
- [3] 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) :2462–6, sep 2012.
- [4] Sudarshan Dayanidhi, Margo Orlin, Scott Kozin, Susan Duff, and Andrew Karduna. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(6) :600–6, jul 2005.
- [5] D David Ebaugh, Philip W McClure, and Andrew R Karduna. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(7) :700–9, aug 2005.
- [6] Mathieu Lempereur, Sylvain Brochard, Valérie Burdin, and Olivier Rémy-néris. Difference between palpation and optoelectronics recording of scapular motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(1) :49–57, feb 2010.
- [7] Paula M Ludewig, Vandana Phadke, Jonathan P Braman, Daniel R Hassett, Cort J Cieminski, and Robert F LaPrade. Motion of the shoulder complex during multi-planar humeral elevation. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 91(2) :378–89, feb 2009.
- [8] F Fayad, G Hoffmann, S Hanneton, C Yazbeck, M M Lefevre-Colau, S Poiraudreau, M Revel, and A Roby-Brami. 3-D scapular kinematics during arm elevation : effect of motion velocity. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(9) :932–41, nov 2006.

- [9] P McClure. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3) :269–277, may 2001.
- [10] Alexandra Roren, Marie Martine Lefevre-Colau, Serge Poiraudreau, Fouad Fayad, Viviane Pasqui, and Agnès Roby-Brami. A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy subjects. *Manual Therapy*, 20 :46–55, 2013.
- [11] Cédric Schwartz, Mathieu Lempereur, Valérie Burdin, and Jean-josé Jacq. Shoulder motion analysis using simultaneous skin shape registration. (1) :1–11, 2007.
- [12] Norman K Poppen and Peter S Walker. Normal and abnormal motion of the shoulder. 1976.
- [13] Ge Wu, Frans C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R. Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W. Werner, and Bryan Buchholz. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981–992, may 2005.
- [14] Andrew R. Karduna, Phil W. McClure, Lori a. Michener, and Brian Sennett. Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics : A Validation Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2) :184, 2001.
- [15] Mathieu Lempereur, Fabien Leboeuf, Sylvain Brochard, Jean Rousset, Valérie Burdin, and Olivier Rémy-Néris. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods : accuracy and repeatability assessment. *Journal of biomechanics*, 43(2) :370–4, jan 2010.
- [16] Michael J Bey, Stephanie K Kline, Roger Zauel, Terrence R Lock, and Patricia a Kolowich. Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics : technique and preliminary results. *Journal of biomechanics*, 41(3) :711–4, jan 2008.
- [17] H Graichen, T Stammberger, H Bonel, Karl-Hans Englmeier, M Reiser, and F Eckstein. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study. *Journal of biomechanics*, 33(5) :609–13, may 2000.
- [18] Yeon Soo Lee and Thay Q Lee. Specimen-specific method for quantifying glenohumeral joint kinematics. *Annals of biomedical engineering*, 38(10) :3226–36, oct 2010.
- [19] Paula M Ludewig. Translations of the Humerus in Persons with shoulder impingement symptoms. 2003.
- [20] Naoya Nishinaka, Hiroaki Tsutsui, Kenichi Mihara, Kazuhide Suzuki, Daisuke Makiuchi, Yoshiaki Kon, Thomas W Wright, Michael W Moser, Kazuyoshi Gamada, Hideharu Sugimoto, and Scott a Banks. Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques. *Journal of shoulder*

- and elbow surgery / *American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 17(2) :319–22, 2008.
- [21] G. R. Johnson, P. R. Stuart, and S. Mitchell. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics*, 8(5) :269–273, 1993.
- [22] K Tamai and M Yamato. Abnormal synovium in the frozen shoulder : a preliminary report with dynamic magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg*, 6 :534–543, 1997.
- [23] Duncan K Hodge, Christopher F Beaulieu, George H Thabit Iii, Garry E Gold, Ann Gabrielle Bergman, R Kim Butts, Michael F Dillingham, and R J Herfkens. Dynamic MR Imaging and Stress Testing in Glenohumeral Instability : Comparison With Normal Shoulders and Clinical / Surgical Findings. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 756 :748–756, 2001.
- [24] Kazuya Tamai, Hirotaka Mashitori, Wataru Ohno, Jun'ichiro Hamada, Hiroya Sakai, and Koichi Saotome. Synovial response to intraarticular injections of hyaluronate in frozen shoulder : a quantitative assessment with dynamic magnetic resonance imaging. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 9(3) :230–4, 2004.
- [25] Paula M Ludewig, Daniel R Hassett, Robert F Laprade, Paula R Camargo, and Jonathan P Braman. Comparison of scapular local coordinate systems. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(5) :415–21, jun 2010.
- [26] Jonathan P Braman, Brian M Thomas, Robert F Laprade, Vandana Phadke, and Paula M Ludewig. Three-dimensional in vivo kinematics of an osteoarthritic shoulder before and after total shoulder arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 18(12) :1774–8, dec 2010.
- [27] John D Borstad and Paula M Ludewig. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(9-10) :650–9, 2002.
- [28] Caroline Doorenbosch, Anneke Mourits, Dirkjan Veeger, Jaap Harlaar, and Frans C.T. van der Helm. Determination of functional rotation axes During Elevation of the Shoulder Complex. 31(3) :133–137, 2001.
- [29] Fouad Fayad, Agnès Roby-Brami, Chadi Yazbeck, Sylvain Hanneton, Marie-Martine Lefevre-Colau, Vincent Gautheron, Serge Poiraudau, and Michel Revel. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of biomechanics*, 41(2) :326–32, jan 2008.
- [30] Fouad Fayad, Sylvain Hanneton, Marie-Martine Lefevre-Colau, Serge Poiraudau, Michel Revel, and Agnès Roby-Brami. The trunk as a part of the kinematic chain for arm elevation in healthy subjects and in patients with frozen shoulder. *Brain research*, 1191 :107–15, jan 2008.

- [31] I Parel, a G Cutti, A Kraszewski, G Verni, H Hillstrom, and A Kontaxis. Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulo-humeral coordination. *Medical & biological engineering & computing*, oct 2013.
- [32] Joe a I Prinold, Aliah F Shaheen, and Anthony M J Bull. Skin-fixed scapula trackers : a comparison of two dynamic methods across a range of calibration positions. *Journal of biomechanics*, 44(10) :2004–7, jul 2011.
- [33] Alexandra Roren, Fouad Fayad, Agnès Roby-Brami, Michel Revel, Jacques Fer- manian, Serge Poiraudeau, Johanna Robertson, and Marie Martine Lefevre-Colau. Precision of 3D scapular kinematic measurements for analytic arm movements and activities of daily living. *Manual Therapy*, 18(6) :473–480, 2013.
- [34] S Brochard, M Lempereur, and O Rémy-Néris. Accuracy and reliability of three methods of recording scapular motion using reflective skin markers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 225(1) :100–105, jan 2011.
- [35] C.G.M. Meskers, H.M. Vermeulen, J.H. de Groot, F.C.T. van Der Helm, and P.M. Rozing. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electro- magnetic tracking device. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(4-5) :280–292, jun 1998.
- [36] Cédric Schwartz, Fabien Leboeuf, Olivier Rémy-Néris, Sylvain Brochard, Mathieu Lempereur, and Valérie Burdin. Using merged kinematic and anatomical data to evaluate humeral motion estimation : a pilot study. *Computer Methods in Biome- chanics and Biomedical Engineering : Imaging & Visualization*, 1(1) :43–47, mar 2013.
- [37] M Jackson, B Michaud, P Tétreault, and M Begon. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of biomechanics*, 45(12) :2180–3, aug 2012.
- [38] V. Camomilla, T. Bonci, R. Dumas, L. Chèze, and A. Cappozzo. A model of the soft tissue artefact rigid component. *Journal of Biomechanics*, 48(10) :1752–1759, 2015.
- [39] Aurelio Cappozzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, and Lorenzo Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1 : theoretical background. *Gait & posture*, 21(2) :186–96, feb 2005.
- [40] Frederic Marin, H. Mannel, L. Claes, and L. Dürselen. Correction of axis misali- gnment in the analysis of knee rotations. *Human Movement Science*, 22 :285–296, 2003.
- [41] F Marin, J Allain, A Diop, N Maurel, M Simondi, and F Lavaste. On the estimation of knee joint kinematics. *Human Movement Science*, 18(5) :613–626, oct 1999.
- [42] M Sangeux, F Marin, F Charleux, L Dürselen, and M C Ho Ba Tho. Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(9) :984–91, nov 2006.

- [43] Rita Stagni, Silvia Fantozzi, and Angelo Cappello. Double calibration vs. global optimisation : performance and effectiveness for clinical application. *Gait & posture*, 29(1) :119–22, jan 2009.
- [44] M Stokdijk, J Nagels, and P M Rozing. The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of biomechanics*, 33(12) :1629–36, dec 2000.
- [45] H E Veeger. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of biomechanics*, 33(12) :1711–5, dec 2000.
- [46] Paula M Ludewig, Stacy A Behrens, Susan M Meyer, Fax Email, and North Fairfax. Three-Dimensional Clavicular Motion During Arm Elevation : Reliability and Descriptive Data. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, pages 140–149, 2004.
- [47] H J Woltring, R Huiskes, A de Lange, and F E Veldpaus. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics., jan 1985.
- [48] Joelly Mahnic de Toledo, Jefferson Fagundes Loss, Thomas W Janssen, Jan W van der Scheer, Tjarco D Alta, W Jaap Willems, and DirkJan H E J Veeger. Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(8) :793–800, oct 2012.
- [49] Alexandra Roren, Fouad Fayad, Serge Poiraudreau, Jacques Fermanian, Michel Revel, Alina Dumitrache, Vincent Gautheron, Agnès Roby-Brami, and Marie Martine Lefevre-Colau. Specific scapular kinematic patterns to differentiate two forms of dynamic scapular winging. *Clinical Biomechanics*, 28(8) :941–947, 2013.
- [50] Mickaël Begon, Fabien Dal Maso, Anton Arndt, and Tony Monnet. Can optimal marker weightings improve thoracohumeral kinematics accuracy? *Journal of Biomechanics*, 2015.
- [51] Kazuhisa Matsui, Kazushi Shimada, and Paul D Andrew. Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 11(2) :180–4, mar 2006.
- [52] L Cheze, B J Fregly, and J Dimnet. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*, 28(7) :879–884, 1995.
- [53] Mathieu Lempereur, Sylvain Brochard, Fabien Leboeuf, and Olivier Rémy-Néris. Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis : A systematic review. *Journal of Biomechanics*, 47(10) :2219–2230, 2014.
- [54] H Bao and P Y Willems. On the kinematic modelling and the parameter estimation of the human shoulder. *Journal of biomechanics*, 32(9) :943–50, sep 1999.
- [55] Michael S. Andersen, Daniel L. Benoit, Michael Damsgaard, Dan K. Ramsey, and John Rasmussen. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in

- skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 43(2) :268–273, 2010.
- [56] E Grimpampi, V Camomilla, a Cereatti, P de Leva, and a Cappozzo. Metrics for describing soft-tissue artefact and its effect on pose, size, and shape of marker clusters. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 61(2) :362–7, 2014.
- [57] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, 21(2) :212–25, feb 2005.
- [58] Valentina Camomilla, Andrea Cereatti, Laurence Chèze, and Aurelio Cappozzo. A hip joint kinematics driven model for the generation of realistic thigh soft tissue artefacts. *Journal of Biomechanics*, 46(3) :625–630, 2013.
- [59] R. Dumas, V. Camomilla, T. Bonci, L. Cheze, and a. Cappozzo. Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics*, 47(2) :476–481, 2014.
- [60] Bertrand Bru. Contribution à l’identification des paramètres géométriques et inertiels pour la modélisation dynamique du corps humain. 2012.
- [61] Maria Laitenberger, Maxime Raison, Delphine Périé, and Mickael Begon. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, (January 2016) :413–438, 2014.
- [62] T. W. Lu and J. J. O’Connor. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2) :129–134, 1999.
- [63] Vincent Fohanno, Mickaël Begon, Patrick Lacouture, and Floren Colloud. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, 31(4) :433–449, 2013.
- [64] K Halvorsen, T Soderstrom, V Stokes, and H Lanshammar. Using an Extended Kalman Filter for Rigid Body Pose Estimation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(3) :475–483, 2004.
- [65] F. J. Alonso, J. M. Del Castillo, and P. Pintado. Motion data processing and wobbling mass modelling in the inverse dynamics of skeletal models. *Mechanism and Machine Theory*, 42(9) :1153–1169, 2007.
- [66] Sergio Ausejo, Ángel Suescun, and J T Celigüeta. An optimization method for overdetermined kinematic problems formulated with natural coordinates. *Multi*, 26(4) :397–410, 2011.
- [67] TP Andriacchi, EJ Alexander, MK Toney, C Dyrby, and J Sum. A point cluster method for in vivo motion analysis : applied to a study of knee kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(6) :743–749, 1998.

- [68] Jurriaan H. De Groot. The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12(7) :461–472, 1997.
- [69] N D Barnett, R D Duncan, and G R Johnson. The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics—a study of reliability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(4) :287–90, may 1999.
- [70] Henry Gray. Gray’s Anatomy. *The Anatomical Record*, 136(4) :505–505, 1960.
- [71] C. G M Meskers, M. A J van de Sande, and Jurriaan H. de Groot. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of Biomechanics*, 40(4) :941–946, 2007.
- [72] Carolien van Andel, Kim van Hutten, Marielle Eversdijk, DirkJan Veeger, and Jaap Harlaar. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & posture*, 29(1) :123–8, jan 2009.
- [73] Bradford Barber, David Dobkin, and Hannu Huhdanpaa. The quickhull algorithm for convex hulls. *ACM transactions on mathematical software*, 1995.
- [74] Michael Patrick Johnson. Exploiting Quaternions to Support Expressive Interactive Character Motion. 2003.
- [75] George A. F. Seber. Multivariate observations. 2004.
- [76] Tom Bobach, Gerald Farin, Dianne Hansford, and Georg Umlauf. Natural neighbor extrapolation using ghost points. *CAD Computer Aided Design*, 41(5) :350–365, 2009.
- [77] Andrew Glassner. Graphics gems. 1990.
- [78] F. Landis Markley, Yang Cheng, John Lucas Crassidis, and Yaakov Oshman. Averaging Quaternions. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 30(4) :1193–1197, jul 2007.
- [79] a M Hill, a M J Bull, a L Wallace, and G R Johnson. Qualitative and quantitative descriptions of glenohumeral motion. *Gait & posture*, 27(2) :177–88, mar 2008.
- [80] S. S H U Gamage and Joan Lasenby. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1) :87–93, 2002.
- [81] E Berthonnaud, G Herzberg, K D Zhao, K N An, and J Dimnet. Three-dimensional in vivo displacements of the shoulder complex from biplanar radiography. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, 27(3) :214–22, aug 2005.
- [82] Pierre-Yves Lagacé. Développement et validation d’une méthode d’évaluation des translations glénohumérales 3D sous EOS. 2012.