



**HAL**  
open science

**Contribution à l'élaboration d'un espace commun de  
représentation pour l'analyse morpho-fonctionnelle du  
membre supérieur : application à l'articulation  
glénohumérale**

Cédric Schwartz

► **To cite this version:**

Cédric Schwartz. Contribution à l'élaboration d'un espace commun de représentation pour l'analyse morpho-fonctionnelle du membre supérieur : application à l'articulation glénohumérale. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne - ENSTB, 2009. Français. NNT: . tel-00403931

**HAL Id: tel-00403931**

**<https://theses.hal.science/tel-00403931v1>**

Submitted on 29 Jul 2009

**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.

## THÈSE

Présentée à

**L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE DES  
TÉLÉCOMMUNICATIONS DE BRETAGNE**

en habilitation conjointe avec l'Université de Bretagne Occidentale  
pour obtenir le grade de

DOCTEUR de TELECOM BRETAGNE

Mention Physiques et Sciences pour l'ingénieur



## **CONTRIBUTION À L'ÉLABORATION D'UN ESPACE COMMUN DE REPRÉSENTATION POUR L'ANALYSE MORPHO-FONCTIONNELLE DU MEMBRE SUPÉRIEUR : APPLICATION À L'ARTICULATION GLÉNOHUMÉRALE**

Cédric SCHWARTZ

Jury composé de :

Christian Lefèvre, PUPH, Université de Bretagne Occidentale  
François-Xavier Lepoutre, Professeur, Université de Valenciennes  
Faouzi Ghorbel, Professeur, ENSI (Tunisie)  
Franck Multon, Professeur, Université de Rennes 2  
Frédéric Marin, Maître de conférences, UTC (Compiègne)  
Olivier Rémy-Néris, PUPH, Université de Bretagne Occidentale  
Valérie Burdin, Maître de conférences, Télécom Bretagne



le 24 avril 2009

---

# Remerciements

L'ensemble de ce travail a été effectué au Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale, dirigé par le professeur Christian Roux que je remercie pour m'avoir accueilli au sein de sa structure. Ces travaux ont pu avoir lieu grâce au soutien financier de la région Bretagne à qui je souhaite exprimer ma gratitude.

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance au professeur Olivier Rémy-Néris, chef du service de rééducation fonctionnelle au CHU Morvan et directeur de ma thèse, pour m'avoir guidé dans mon travail durant ces années.

Je remercie particulièrement Valérie Burdin, maître de conférence à TELECOM Bretagne, qui a été mon interlocutrice privilégiée durant ce travail. Cette thèse doit beaucoup à ces nombreuses remarques.

Merci plus généralement à l'équipe EM2I avec Sylvain Brochard, chef de clinique, Mathieu Lempereur, ingénieur de recherche, Fabien Leboeuf et Julien Leboucher, post-doctorants, pour m'avoir apporté leurs conseils, leur aide et toujours leur bonne humeur.

Je tenais également à exprimer ma gratitude à Jean-José Jacq, ingénieur de recherche à TELECOM Bretagne, dont l'aide épistolaire m'a été précieuse pour la réécriture de l'algorithme qui est au centre de ces travaux. Je remercie également Yannick Schwartz, ingénieur au CEA, pour m'avoir encouragé à traverser à grandes enjambées les portes qui mènent au multi-threading.

Je remercie aussi Jean Rousset, radiologue à l'Hôpital d'Instruction des Armées Clermont-Tonnerre, ainsi que les manipulateurs du service de radiologie pour leur motivation et leur disponibilité à tester de nouveaux protocoles d'acquisition.

Je suis également très reconnaissant à l'ensemble des membres du LaTIM, techniciens, secrétaires, doctorants, post-docs, ingénieurs et chercheurs pour leur sympathie et l'ambiance formidable qu'ils apportent au sein du laboratoire.

J'exprime ma reconnaissance aux membres de ma famille et à mes amis pour leur soutien et leurs encouragements constants durant ces 3 années.



---

# Résumé

La compréhension des dysfonctionnements locomoteurs est limitée par l'absence de technologie permettant l'analyse dynamique des structures internes et en particulier des segments osseux. Les imageurs tridimensionnels donnent accès à une description précise mais statique de la morphologie osseuse. Les systèmes d'analyse du mouvement par marqueurs externes fournissent quant à eux une information dynamique mais potentiellement empreinte d'erreurs relativement importantes en raison de la présence de tissus mous entre les os et la peau.

Dans un premier temps, une étude a été menée pour proposer une méthode de correction des artéfacts des tissus mous lors de l'estimation du mouvement. Une approche surfacique est décrite. Cette méthode repose sur le suivi de la déformation, induite par le déplacement de l'omoplate, d'une nappe de marqueurs à la surface de la peau. Le suivi est réalisé par un algorithme de recalage robuste, l'IMCP. Cet algorithme, développé dans des travaux précédents, a été modifié et adapté de manière à prendre en compte le contexte de l'étude. Les améliorations ont principalement consisté en un post-traitement des données afin d'exploiter au maximum les capacités de mutualisation de l'information de l'algorithme, la prise en compte de l'influence des bords de la nappe de marqueurs et enfin l'optimisation du temps de calcul. Dans un second temps, afin de réaliser une étude morfo-fonctionnelle dans un espace commun de représentation, un protocole spécifique d'acquisition IRM a été mis en place. Celui-ci a pour objectif le recalage des repères locaux propres à l'acquisition morphologique et à celle du mouvement. L'analyse morfo-fonctionnelle de l'articulation glénohumérale, dans le cas de mouvements empreints d'erreurs, a également nécessité le développement de mesures quantifiant la cohérence articulaire.

Les résultats obtenus montrent que l'utilisation d'une nappe de marqueurs recouvrant l'omoplate à la surface de la peau ne permet pas le suivi de l'empreinte de l'os. L'étude sur des simulations conduisent à avancer 2 hypothèses pour expliquer ces résultats : le bruit créé par les tissus mous est trop important et / ou la résolution de la surface de la peau disponible est insuffisante. L'intérêt de tendre vers des méthodes d'acquisition sans marqueurs est ainsi également mis en évidence. L'analyse morfo-fonctionnelle a quant à elle mis en évidence l'influence du protocole d'acquisition utilisé sur la cohérence articulaire lors de l'animation des os. Le choix du positionnement des marqueurs sur l'omoplate et sur l'humérus ainsi que la méthode de traitement employée pour reconstruire le mouvement ont ainsi une influence significative sur l'estimation du mouvement des structures osseuses.



---

# Abstract

Locomotor disorders comprehension is limited by the absence of dynamic 3D imaging technology. 3D imagers give access to accurate but static information about bones morphology. On the other hand, motion analysis systems provide dynamic measures. However, these measures may be distorted by the presence of soft tissues between the bones and the skin surface.

First, we study a new method for correcting soft tissues artifacts when using external markers for motion estimation. This method is based on a surfacic approach and aims to follow the deformation created by the scapula on the skin surface. A robust registration algorithm, called IMCP, is used. This algorithm, developed in previous works, has been modified and adapted to be more specific to the study context: motion analysis using external markers. The improvements concern post-processing so as to make the most of the information mutualization properties of the IMCP, a way to take into account the influence of the edges of the markers clusters, and finally the optimization of the processing time thanks to multi-threading developments. In a second time, a specific MRI protocol is developed in order to allow morpho-functional analysis. Moreover, articular coherence indicators are proposed for the glenohumeral joint. These indicators are adapted to the case of errors in motion estimation.

The results show that the use of a markers cluster covering all the scapula do not allow to follow the scapula print at skin surface. Thanks to simulation studies, two hypotheses are proposed to explain these results: the noise created by the soft tissues is too significant, and / or the available skin resolution is not sufficient. The relevance of proposing markerless analysis is so emphasized. Our morpho-functional study on the glenohumeral joint shows the significant influence of the motion analysis protocol on joint coherence during bones animation. The placement of the markers on the scapula and on the humerus as well as the choice of the motion estimation algorithm have a large influence on the bony structures motion estimation.



---

# Table des matières

INTRODUCTION .....	1
--------------------	---

## CHAPITRE 1 – INTRODUCTION A L'ANATOMIE DE L'EPAULE ET A L'ANALYSE DU MOUVEMENT

<b>1 Nomenclature et anatomie de l'épaule .....</b>	<b>8</b>
1.1 Nomenclature .....	8
1.2 Anatomie générale du complexe de l'épaule .....	9
<b>2 Systèmes d'analyse du mouvement .....</b>	<b>13</b>
<b>3 Définition du cadre d'exploitation de la cinématique .....</b>	<b>20</b>
3.1 Définition des repères du mouvement .....	20
3.2 Sources d'erreurs en analyse du mouvement .....	21
3.3 Méthodes de traitement des artefacts des tissus mous .....	24
3.4 Méthodes de validation de l'analyse du mouvement par marqueurs externes .....	29
3.4.1 <i>Validations par méthodes invasives</i> .....	30
3.4.2 <i>Validations par méthodes non-invasives</i> .....	30
3.4.3 <i>Validation par simulations</i> .....	31

## CHAPITRE 2 – VERS UNE APPROCHE SURFACIQUE DU SUIVI DU MOUVEMENT

<b>1 Mise en évidence des propriétés générales de l'IMCP .....</b>	<b>37</b>
1.1 Présentation des données de test .....	38
1.2 Quantification de l'erreur de recalage .....	39
1.2.1 <i>Méthodologie</i> .....	39
1.2.2 <i>Résultats</i> .....	40
1.2.3 <i>Influence de la résolution des instances</i> .....	43
1.3 Discussion .....	45

<b>2</b>	<b>Emergence de la forme rigide suivie par l'IMCP .....</b>	<b>46</b>
2.1	Description du processus de fusion .....	46
2.1.1	<i>Détermination du voisinage</i> .....	48
2.1.2	<i>Adaptation au contexte du sommet</i> .....	48
2.1.3	<i>Algorithme du processus de fusion pondérée</i> .....	50
2.2	Simulation : étude des paramètres .....	51
2.2.1	<i>Etude de l'effet de l'insertion d'un bruit gaussien</i> .....	52
2.2.2	<i>Etude de l'effet de l'insertion d'outliers ponctuels</i> .....	53
2.2.3	<i>Etude de l'effet de l'insertion d'outliers structurés</i> .....	57
2.2.4	<i>Etude du respect des reliefs</i> .....	62
2.3	Conclusion .....	63
<b>CHAPITRE 3 – ADAPTATION DE L'IMCP AU SUIVI SURFACIQUE DE L'OS</b>		
<b>1</b>	<b>Mise en forme du nuage de points issu du système d'acquisition.....</b>	<b>70</b>
1.1	Maillage surfacique et automatique du nuage de points .....	70
1.1.1	<i>Choix de l'algorithme Crust</i> .....	70
1.1.2	<i>Description et évolution de l'algorithme Crust</i> .....	70
1.1.3	<i>Conclusion</i> .....	72
1.2	Reconditionnement de la nappe .....	72
1.2.1	<i>Etat de l'art du filtrage de surfaces maillées</i> .....	72
1.2.1.1	<i>Choix de la technique de filtrage dans le cadre de notre étude</i> .....	73
1.2.1.2	<i>Conclusion</i> .....	75
1.2.2	<i>Décorrélation temporelle de la nappe de marqueurs</i> .....	76
1.2.2.1	<i>Description de la méthode</i> .....	76
1.2.2.2	<i>Influence du reconditionnement sur la précision</i> .....	80
1.2.2.3	<i>Conclusion</i> .....	81
<b>2</b>	<b>Influence des frontières de la nappe .....</b>	<b>82</b>
2.1	Calcul du plus proche voisin après élimination de la barrière périmétrique .....	82
2.2	Conclusion .....	84
<b>3</b>	<b>Optimisation du temps de calcul de l'IMCP .....</b>	<b>84</b>
3.1	Introduction .....	84
3.2	Réglage du kd-tree .....	85
3.3	Exploitation des ressources de l'ordinateur .....	86
3.3.1	<i>Généralités</i> .....	86
3.3.2	<i>Le multi-threading</i> .....	86
3.3.3	<i>Parallélisation du code de l'IMCP</i> .....	87
3.4	Conclusion .....	90

**CHAPITRE 4 – ESTIMATION DU MOUVEMENT DE L'OMOPLATE**

<b>1 Etude des paramètres influant sur le suivi de forme par l'IMCP.....</b>	<b>93</b>
1.1 Etude sur des mouvements simulés.....	93
1.1.1 Description de l'outil de simulation .....	93
1.1.1.1 Description de l'objet sous-jacent .....	93
1.1.1.2 Description de la surface déformable .....	94
1.1.1.3 Processus de déformation.....	94
1.1.1.4 Mouvement de l'objet sous-jacent.....	95
1.1.1.5 Expression des résultats .....	96
1.1.2 Influence du recalage initial .....	96
1.1.3 Influence de la résolution.....	97
1.1.4 Influence de la taille relative de la surface et de l'amplitude du mouvement .....	98
1.1.5 Influence de la proportion de nappe déformée par l'objet sous-jacent .....	100
1.1.6 Influence du bruit .....	102
1.1.6.1 Bruit musculaire.....	102
1.1.6.2 Elasticité de la nappe .....	104
1.2 Conclusion .....	106
<b>2 Application du suivi de l'omoplate avec l'IMCP à des données réelles .....</b>	<b>106</b>
2.1 Protocole d'acquisition.....	106
2.2 Résultats de l'IMCP .....	109
2.3 Comparaison de l'IMCP à des méthodes de la littérature .....	115
2.3.1 IMCP appliqué à la nappe entière.....	115
2.3.2 IMCP appliqué à la nappe réduite à l'acromion étendu .....	117

**CHAPITRE 5 – INTEGRATION DE LA MORPHOLOGIE OSSEUSE A L'ANALYSE DU MOUVEMENT**

<b>1 Obtention de la géométrie osseuse de l'épaule.....</b>	<b>126</b>
1.1 Choix du protocole d'acquisition IRM .....	128
1.1.1 Eléments anatomiques à visualiser .....	128
1.1.2 Comparaison de séquences pour la visualisation des marqueurs.....	130
1.1.2.1 Protocole .....	130
1.1.2.2 Résultats.....	131
1.1.3 Sélection de la séquence d'acquisition finale .....	134
1.1.3.1 Protocole .....	135
1.1.3.2 Comparaison des plans d'acquisitions.....	135
1.1.3.3 Comparaison des séquences en écho de gradient et en écho de spin .....	137
1.1.3.4 Influence de la respiration.....	139
1.2 Conclusion .....	140
<b>2 Recalage des données géométriques et cinématiques .....</b>	<b>140</b>
2.1 Protocole initial : recalage sans contrainte.....	141

---

2.1.1	<i>Positionnement des marqueurs</i> .....	141
2.1.2	<i>Recalage des nappes</i> .....	141
2.1.3	<i>Résultats</i> .....	143
2.2	Protocole modifié : recalage avec contrainte .....	144
2.2.1	<i>Calcul du centre de la tête humérale</i> .....	144
2.2.2	<i>Optimisation de la position de la nappe avec contrainte</i> .....	145
2.2.3	<i>Résultats</i> .....	146
2.3	Conclusion .....	146
<b>CHAPITRE 6 – QUANTIFICATION DE LA COHERENCE ARTICULAIRE ET APPLICATIONS</b>		
<b>1 Mesure de la cohérence articulaire</b> .....		<b>152</b>
1.1	État de l’art des mesures de cohérence articulaire.....	152
1.2	Approche proposée basée sur la modélisation de l’articulation .....	157
1.2.1	<i>Modélisation de l’articulation scapulohumérale</i> .....	157
1.2.2	<i>Description de la mesure biomécanique</i> .....	159
1.3	Approche proposée basée sur les interfaces surfaciques intra-articulaires .....	160
1.3.1	<i>Estimation de l’espace subacromial</i> .....	161
1.3.2	<i>Congruence glénohumérale : prise en compte de l’information surfacique</i> .....	163
1.3.2.1	Appariements des points .....	163
1.3.2.2	Distribution de référence.....	165
1.3.2.3	Description mathématique de l’indice proposé .....	165
1.3.2.4	Validation de l’indice lié à la congruence glénohumérale sur simulations.....	167
1.3.3	<i>Discussion et perspectives</i> .....	170
1.4	Conclusion .....	172
<b>2 Applications des mesures de cohérence à des situations réelles</b> .....		<b>173</b>
2.1	Evolution de l’indice lié à la congruence glénohumérale sur 3 mouvements simulés.....	176
2.2	Influence de la position de la nappe de marqueurs sur la cohérence articulaire .....	178
2.3	Influence de l’épicondyle latéral sur la cohérence articulaire .....	181
2.4	Influence du choix de la méthode de correction sur la cohérence articulaire .....	185
<b>3 Discussion et perspectives pour l’utilisation des mesures de cohérence</b> .....		<b>188</b>
<b>CONCLUSION ET PERSPECTIVES</b> .....		<b>195</b>
<b>REFERENCES</b> .....		<b>203</b>

**ANNEXE 1 – PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES CAMERAS 3D**

<b>1 Principe de mesure de la distance .....</b>	<b>216</b>
<b>2 Précision de la mesure de distance .....</b>	<b>218</b>
2.1 Précision théorique .....	218
2.2 Précision pratique .....	218
<b>3 Conclusion.....</b>	<b>219</b>

**ANNEXE 2 – DESCRIPTION DE L'ALGORITHME IMCP STANDARD**

<b>1 Description de l'IMCP (Iterative Median Closest Point).....</b>	<b>223</b>
1.1 Initialisation de la solution .....	223
1.1.1 Calcul des paramètres d'inertie.....	224
1.1.2 Expression de la transformation du recalage.....	225
1.2 L'algorithme de l'IMCP.....	225
1.2.1 Démarche générale .....	225
1.2.2 L'ICP (Iterative Closest Point).....	226
1.2.2.1 Recherche du plus proche voisin .....	227
1.2.2.2 Estimation de la transformation rigide .....	229
1.2.2.3 Critères d'arrêt .....	231
1.2.3 L'ICPr (Iterative Closest Point robust).....	232
1.2.3.1 Choix d'un estimateur robuste.....	232
1.2.3.2 Processus algorithmique.....	233
1.2.4 L'IMCP (Iterative Median Closest Point).....	236
1.2.4.1 Le recalage multi-objets .....	236
1.2.4.2 Construction d'une forme intermédiaire par consensus médian.....	237
1.2.4.3 Processus global de recalage de l'IMCP .....	241
<b>2 Conclusion.....</b>	<b>242</b>

**ANNEXE 3 – L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE (IRM)**

<b>1 Bases physiques du fonctionnement de l'IRM.....</b>	<b>244</b>
<b>2 Echo de spin et écho de gradient .....</b>	<b>245</b>
<b>3 Pondération en <math>T_1</math>, <math>T_2</math> et densité de protons.....</b>	<b>245</b>

**ANNEXE 4 – RESULTATS DE LA COHERENCE ARTICULAIRE POUR 4 SUJETS**

<b>1 Influence de la position de la nappe de marqueurs sur la cohérence articulaire .....</b>	<b>248</b>
<b>2 Influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire .....</b>	<b>258</b>
<b>3 Influence du choix de la méthode de correction sur la cohérence articulaire .....</b>	<b>268</b>

## TABLE DES MATIERES

---

---

# Introduction

La médecine a pour vocation de soulager la souffrance en délivrant des soins aux individus. Ces souffrances sont liées à des dérèglements de l'équilibre complexe régnant dans le corps humain et à son interaction avec le monde. Les modalités d'exercice de la médecine ont progressivement évolué depuis ces balbutiements lors de la préhistoire vers la médecine scientifique que nous connaissons aujourd'hui. L'histoire de la médecine, de la préhistoire à l'antiquité, se caractérise par une lente émancipation vis-à-vis de considérations animistes et religieuses. La médecine égyptienne est ainsi organisée autour de thérapeutiques spécifiques alliant magie, religion et pharmacopée. L'antiquité grecque puis romaine avec Hippocrate<sup>1</sup>, Aristote<sup>2</sup> puis Galien<sup>3</sup>, connaît le développement d'un savoir scientifique où la maladie n'est plus uniquement une manifestation liée à la volonté des dieux mais aussi une expression de phénomènes naturels. La pratique de la médecine reste cependant fortement mêlée aux croyances religieuses et aux théories philosophiques. Le XVI<sup>e</sup> siècle marque un tournant moderne dans l'évolution de la médecine avec l'apparition des conditions de possibilité d'une médecine scientifique en particulier en anatomie. Les travaux d'André Vésale<sup>4</sup> permirent ainsi une réforme décisive de l'anatomie et la mise en place d'une terminologie qui n'évoluera pratiquement plus jusqu'à nos jours. Les découvertes du XVI<sup>e</sup> siècle vont autoriser aux XVII<sup>e</sup> et XVIII<sup>e</sup> siècles une remise en cause du savoir livresque qui n'avait que peu évolué depuis l'Antiquité. La médecine va ainsi développer ses racines scientifiques à travers 4 principes : dualité, technicité, révisibilité et intégralité. La dualité donne à la médecine une dimension à la fois théorique et expérimentale aux connaissances. La technicité est liée au développement important à partir de 1590 du parc instrumental (microscope, baromètre, ...). La révisibilité reconnaît que le savoir acquis est potentiellement erroné et par voie de conséquent révisable. Enfin l'intégralité affirme que la connaissance scientifique forme un ensemble global et lié. En vertu de cette caractéristique, la médecine ira emprunter aux autres sciences en développement que sont la biologie, la chimie et la physique, des méthodes, des théories et des instruments. Au XIX<sup>e</sup> siècle, les rapports entre la médecine et la science s'enrichissent et se complexifient. La recherche en laboratoire et l'utilisation systématique de nouveaux matériels permettent la détection et la mesure précise de phénomènes. C'est dans ce contexte que Liebig<sup>5</sup> créa la biochimie à partir de 1824, et que la microbiologie apparaît, portée par Pasteur<sup>6</sup> et Koch<sup>7</sup>. Le XX<sup>e</sup> siècle est le résultat et l'expansion très importante de cette médecine scientifique. Il connaît l'émergence de la biologie moléculaire, des progrès majeurs sur le plan technologique, l'affirmation de l'interdisciplinarité comme caractéristique des recherches et le développement d'une pharmacologie clinique et industrielle. La biologie moléculaire et la génétique ont connu des progrès fantastiques grâce à des progrès techniques dans le domaine

---

<sup>1</sup> Hippocrate (460 av. J.-C. – 370 av. J.-C.) : médecin grec.

<sup>2</sup> Aristote (384 av. J.-C. – 322 av. J.-C.) : philosophe grec.

<sup>3</sup> Galien (129 ap. J.-C. – 201 ap. J.-C.) : médecin grec.

<sup>4</sup> Vésale (1514 – 1564) : anatomiste et médecin bruxellois.

<sup>5</sup> Liebig (1803 – 1873) : chimiste allemand.

<sup>6</sup> Pasteur (1822 - 1895) : chimiste et physicien français.

<sup>7</sup> Koch (1843 – 1910) : médecin allemand.

de l'investigation (ultracentrifugation, électrophorèse, analyseurs automatiques, techniques de cultures, ...). La découverte des rayons X en 1895 a permis l'apparition de l'imagerie médicale au début du XXème siècle. L'imagerie a continué à se développer à partir de 1960 avec l'apparition de la scintigraphie, de l'échographie, de la tomодensitométrie, et plus récemment en 1980 de l'imagerie par résonance magnétique nucléaire.

“Le monde dans lequel nous pénétrons en naissant est brutal et cruel, et, en même temps, d'une divine beauté” affirmait C.G. Jung<sup>1</sup> ; l'objet de la médecine et de la recherche biomédicale est d'atténuer et soulager une partie de cette brutalité. Les centres hospitaliers universitaires ont pour objectif de faire travailler des gens d'horizons variés afin de produire une recherche multidisciplinaire qui se veut originale et innovante. Les visions, les approches, les connaissances des ingénieurs, des médecins, des chercheurs, des techniciens qui travaillent dans ces équipes sont le reflet de connaissances toujours plus précises mais qui ne peuvent prendre sens que dans un horizon plus vaste et plus global. Le Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LaTIM) est un acteur de cette approche. Il est un lieu de confrontation de problèmes cliniques, d'analyses physiologiques, de théories scientifiques et de solutions techniques. La proximité des acteurs permet des allers-retours entre une science abstraite et son application pratique.

Un des axes de travail du laboratoire est l'amélioration de la compréhension des dysfonctionnements locomoteurs. Les dysfonctionnements locomoteurs ont des causes variées qui sont en général des atteintes osseuses, articulaires et/ou neurologiques. Le médecin, pour établir son diagnostic, s'appuie tout d'abord sur un examen clinique au repos. Cet examen va permettre au médecin de définir l'origine probable du dysfonctionnement et d'orienter, si nécessaire, le patient vers des examens spécifiques à la pathologie. Un désordre neurologique pourra être mis en évidence à l'aide d'analyse du système nerveux périphérique (EMG) ou central (IRMf, EEG, MEG). Les atteintes osseuses et articulaires seront elles en général étudiées à l'aide de techniques d'imagerie anatomique (radiologie, CT, IRM). Ces outils permettent de visualiser de manière très précise l'anatomie interne du patient. Qu'elle soit d'origine neurologique ou ostéo-articulaire, il est donc souvent possible de déterminer la cause du dysfonctionnement. Par contre il est beaucoup plus difficile de quantifier précisément celui-ci. Ceci est dû au fait que l'on a difficilement accès à la dynamique des structures internes (os, muscles, tendons). Cette information serait cependant très utile au praticien afin d'établir le lien entre l'origine de la pathologie et son expression en terme de désordres locomoteurs. La possibilité d'analyser la cinématique osseuse offrirait par ailleurs des perspectives dans de nombreux autres domaines. La conception de prothèses, l'étude de mouvements sportifs ou même la réalisation d'effets spéciaux plus réalistes dans l'univers du jeu ou du cinéma. L'objectif de ce doctorat est ainsi d'apporter une contribution à l'analyse simultanée des données morphologiques et fonctionnelles dans un contexte médical. La réalisation de cet objectif nécessite tout d'abord l'apport de connaissances cinématiques et anatomiques de qualité. Ces données servent en effet à la base de l'exploitation simultanée. Pour cela une

---

<sup>1</sup> Jung (1875-1961) : psychiatre suisse.

approche surfacique du suivi de la déformation induite par l'omoplate à la surface de la peau sera envisagée. La création d'un protocole de fusion des données d'origine cinématique et morphologique concourra à l'expression d'un espace commun de représentation de la morphologie et de la cinématique. Dans cet espace, l'exploitation des données est réalisée à l'aide d'outils d'analyse appropriés et spécifiques. En particulier, un indice quantifiant la cohérence articulaire au cours du mouvement servira à estimer la qualité de l'estimation du mouvement et de comparer la pertinence de plusieurs protocoles d'acquisition.

L'organisation de ce manuscrit est la suivante. Dans le chapitre 1, les méthodes qui sont utilisées actuellement pour estimer le mouvement des structures osseuses seront dans un premier temps abordées. Dans un second temps, seront présentées les sources d'erreurs qui perturbent les mesures d'un système en particulier, l'analyse par marqueurs externes, ainsi que les méthodes existantes pour corriger ces erreurs. Suite à cette analyse et afin d'améliorer la précision de l'analyse cinématique nous envisagerons une approche surfacique basée sur des nappes de marqueurs et non plus sur des marqueurs individuels. Pour atteindre cet objectif, l'utilisation d'un algorithme développé au sein du laboratoire, l'Iterative Median Closest Point (IMCP) est proposée. La justification de ce choix fait l'objet du chapitre 2. Le chapitre 3 explique les modifications qui ont été nécessaires à apporter à l'IMCP afin de l'adapter au contexte de l'analyse du mouvement. La validation de notre approche et la description de ses limites sont présentées dans le chapitre 4. Cette analyse est réalisée à la fois sur des simulations et des applications concrètes. Afin d'établir un lien entre le mouvement estimé et la réalité anatomique, nous proposons d'animer les structures osseuses par le mouvement calculé. Le chapitre 5 présente le protocole d'acquisition de l'anatomie osseuse ainsi que la méthodologie nécessaire à la confrontation des données anatomiques et cinématiques. Afin de quantifier la vraisemblance du mouvement relatif des os, nous nous intéresserons à la cohérence articulaire, et plus particulièrement à celle de l'articulation glénohumérale. Dans le chapitre 6, nous définirons des indices permettant de mesurer la qualité de la cohérence articulaire afin d'exploiter l'information morpho-fonctionnelle. Nous mettrons par ailleurs en application ces indices dans des situations réelles.

CHAPITRE

# 1

---

# Introduction à l'anatomie de l'épaule et à l'analyse du mouvement

---

« Si ton œil était plus aigu, tu verrais tout en mouvement »  
F. Nietzsche

---

---

<b>1</b>	<b>NOMENCLATURE ET ANATOMIE DE L'EPAULE .....</b>	<b>8</b>
1.1	NOMENCLATURE .....	8
1.2	ANATOMIE GENERALE DU COMPLEXE DE L'EPAULE.....	9
<b>2</b>	<b>SYSTEMES D'ANALYSE DU MOUVEMENT .....</b>	<b>13</b>
<b>3</b>	<b>DEFINITION DU CADRE D'EXPLOITATION DE LA CINEMATIQUE .....</b>	<b>20</b>
3.1	DEFINITION DES REPERES DU MOUVEMENT .....	20
3.2	SOURCES D'ERREURS EN ANALYSE DU MOUVEMENT .....	21
3.3	METHODES DE TRAITEMENT DES ARTEFACTS DES TISSUS MOUS .....	24
3.4	METHODES DE VALIDATION DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT PAR MARQUEURS EXTERNES.....	29

---

## Introduction

L'homínisation, qui est « l'ensemble des processus évolutifs par lesquels les Hommes ont acquis les caractères qui les distinguent des autres primates » (Teilhard de Chardin<sup>1</sup>), a commencé par l'apparition de la bipédie ou du moins par l'amplification de cette attitude qui au fur à mesure du temps est devenue chez l'homme moderne l'unique moyen de locomotion. La main s'est ainsi trouvée libérée. Cette libération s'est accompagnée d'évolutions morphologiques de l'ensemble du membre supérieur afin de permettre à la main de s'orienter dans un grand volume d'espace. Le complexe de l'épaule est un ensemble d'articulations qui lie le membre supérieur au tronc afin d'assurer sa stabilité et d'en transmettre les efforts. L'appareil locomoteur est ainsi relié au tronc par 2 ensembles : le complexe de l'épaule pour le membre supérieur et le bassin pour le membre inférieur. La liaison fémur/bassin a été beaucoup plus étudiée que le complexe de l'épaule en raison de sa relative simplicité. En effet cette liaison n'est constituée que d'une articulation de type rotule. La complexité de l'épaule a rendu son étude difficile et les mécanismes régissant son fonctionnement sont encore imparfaitement compris. L'intérêt porté au mouvement du bras et de l'épaule a fortement augmenté durant les dernières années. Cet intérêt résulte d'objectifs multiples : la nécessité d'une approche plus scientifique pour la conception et le placement des prothèses, du besoin de données pour les modèles biomécaniques ainsi que l'intérêt de comparer, en clinique, des mouvements normaux et pathologiques. La compréhension d'un mécanisme nécessite la connaissance des propriétés et des liens des acteurs participant à celui-ci. Aucune des techniques d'exploration actuelles ne permet d'accéder à la fois à des informations morphologiques et dynamiques. L'ensemble de ces informations est cependant nécessaire à la compréhension des mouvements de l'épaule.

Dans ce chapitre, nous commencerons par présenter la nomenclature biomécanique qui nous autorise à localiser un élément dans le corps humain. La zone d'intérêt anatomique qui est étudiée dans ce document étant le complexe de l'épaule, l'anatomie morphologique de celui-ci est brièvement décrite. Les méthodes qui ont été employées

---

<sup>1</sup> Teilhard de Chardin (1881 – 1955) : paléontologiste et théologien français.

pour obtenir des informations sur le mouvement des os sont nombreuses [ANG00b]. Nous présenterons ces techniques avec les avantages et désavantages en montrant laquelle est la plus adaptée à notre étude. Après avoir présenté le cadre théorique qui est en général employé en analyse du mouvement pour exprimer la cinématique osseuse, nous nous intéresserons aux sources d'erreurs qui faussent les résultats et aux méthodes existant dans la littérature qui ont été proposées pour les corriger. Cette présentation nous permettra de décrire une approche innovante de l'analyse du mouvement.

# 1 Nomenclature et anatomie de l'épaule

## 1.1 Nomenclature

Afin de décrire la position ou le mouvement d'un objet par rapport au corps humain, une nomenclature (figure 1) a été mise en place en médecine. La même nomenclature est utilisée en biomécanique. Elle nous sera particulièrement utile pour nous orienter dans l'espace lors de la définition des caractéristiques de séquences IRM plus tard dans ce document. Nous en rappelons ici les principaux éléments.

Les 3 principaux plans de l'anatomie sont :

- le plan sagittal (ou médian) sépare les parties droite et gauche du corps,
- le plan frontal (ou coronal) sépare les parties avant et arrière du corps,
- le plan transversal (ou axial) sépare les parties haute et basse du corps.

Les 3 principaux axes anatomiques sont définis comme suit :

- l'axe vertical est longitudinal au corps,
- l'axe transverse est l'axe horizontal allant de la gauche à la droite,
- l'axe sagittal est l'axe horizontal allant de l'arrière à l'avant.

Les 3 principaux couples de direction sont :

- les directions proximale (proche de la racine du membre) et distale (proche de l'extrémité du membre),
- les directions latérale (vers l'extérieur) et médiale (vers le plan médian),
- les directions antérieure (vers l'avant) et postérieure (vers l'arrière dans le sens du regard).

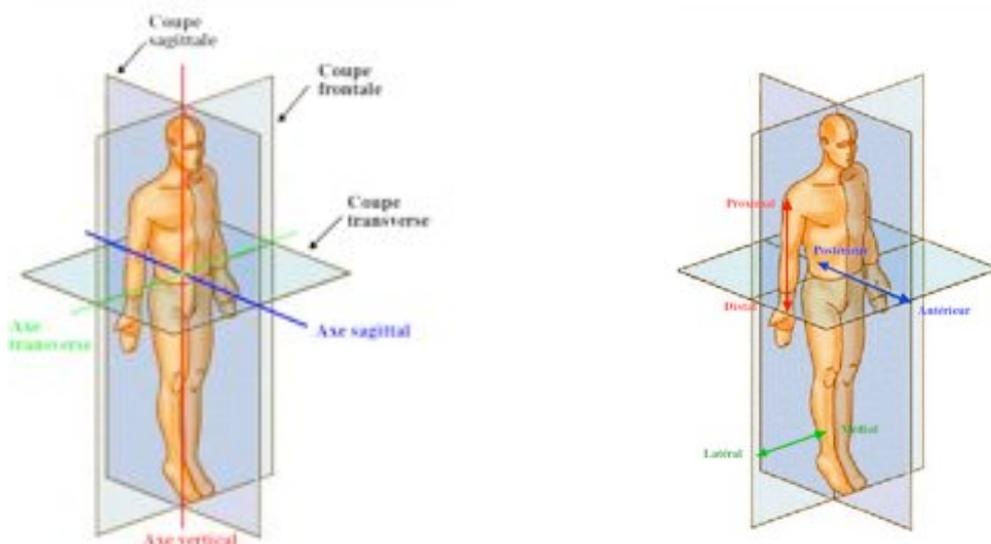


Figure 1- Axes, plans et directions en anatomie (à partir d'un schéma de [WIK08a]).

## 1.2 Anatomie générale du complexe de l'épaule

Afin de permettre au lecteur de prendre la mesure de la complexité du complexe de l'épaule ainsi que de s'appropriier les termes anatomiques utilisés dans ce document, cette section présente les principaux éléments ostéo-articulaires de l'épaule. La description de l'omoplate, de la tête humérale et de l'articulation glénohumérale sera plus approfondie car ces éléments auront une place plus centrale dans notre étude. Il est par conséquent important de se familiariser avec les éléments anatomiques dont nous tenterons d'analyser les rapports dans un contexte cinématique. Cette démarche s'inscrit dans l'optique de l'étude de l'influence réciproque de la morphologie sur la fonctionnalité des articulations osseuses (analyse morpho-fonctionnelle) propre au laboratoire du LaTIM. L'épaule est constituée d'un ensemble d'articulations qui permet à la main de s'orienter dans un grand volume d'espace. Le complexe de l'épaule est une articulation suspendue et peu emboîtée ce qui lui permet d'être très mobile. En contrepartie, elle est instable. L'épaule est constituée de 3 os (figure 2) :

- l'humérus,
- l'omoplate,
- la clavicule,

et de 4 articulations qui peuvent être regroupées en 2 ensembles fonctionnels :

- l'articulation glénohumérale pour la mobilité du bras,
- les articulations scapulothoracique, acromioclaviculaire et sternoclaviculaire pour la mobilité de l'omoplate sur le thorax qui forment avec les os concernés la ceinture scapulaire.

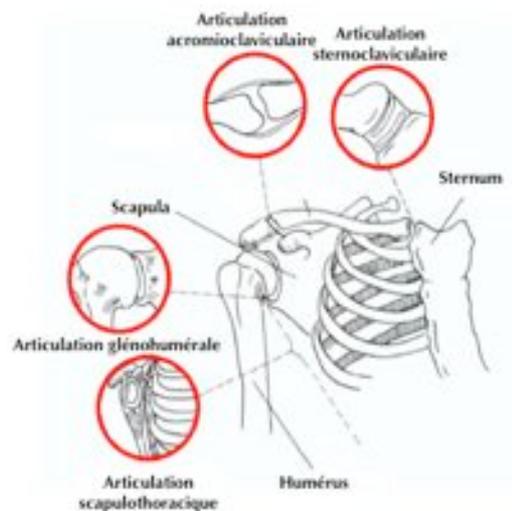


Figure 2 - Les 3 os et 4 articulations du complexe de l'épaule.

L'os qui effectue l'unique liaison articulée entre le tronc et le membre supérieur est la **clavicule**. Il s'agit d'un os long en forme de S italique compris entre 2 systèmes squelettiques : le sternum et l'acromion. Le sternum est un os de la partie antérieure de la cage thoracique (ou thorax). La clavicule travaille essentiellement en compression et transmet la charge des membres supérieurs au squelette axial. L'**articulation sternoclaviculaire** relie la clavicule à une zone du

sternum appelée manubrium. C'est la seule liaison osseuse entre la ceinture scapulaire et le tronc. C'est une articulation par emboîtement réciproque (en selle). Plus précisément, l'extrémité médiale de la clavicule s'insère dans l'entaille formée par le manubrium et le cartilage de la première côte. Les surfaces articulaires du manubrium et de la clavicule sont recouvertes de cartilage. Les moyens d'unions sont principalement passifs. Il s'agit de la capsule et de ligaments. Le muscle sous-clavier participe aussi à l'union de l'articulation sternoclaviculaire.

L'**articulation acromioclaviculaire**, qui réunit la clavicule à l'omoplate au niveau de l'acromion, est une articulation de type arthroïdie c'est-à-dire composée de surfaces articulaires relativement planes, siège de mouvements de glissements et de bâillements. La cohérence de l'articulation est assurée par la capsule et des ligaments. Outre le fait de renforcer l'articulation, les ligaments assurent la synchronisation des mouvements entre la clavicule et l'omoplate. Le deltoïde et le trapèze participent également à la cohésion de l'articulation acromioclaviculaire.

L'**omoplate** ou **scapula** est un os formant la partie postérieure de la ceinture scapulaire. De forme triangulaire, elle se situe entre la 1ère à la 7ème côte. Elle est amarrée au thorax par de puissants muscles. Posée à plat sur la cage thoracique, son déplacement sur le thorax n'est pas plan car elle glisse sur la cage thoracique dont la forme est ovoïde (figure 3).

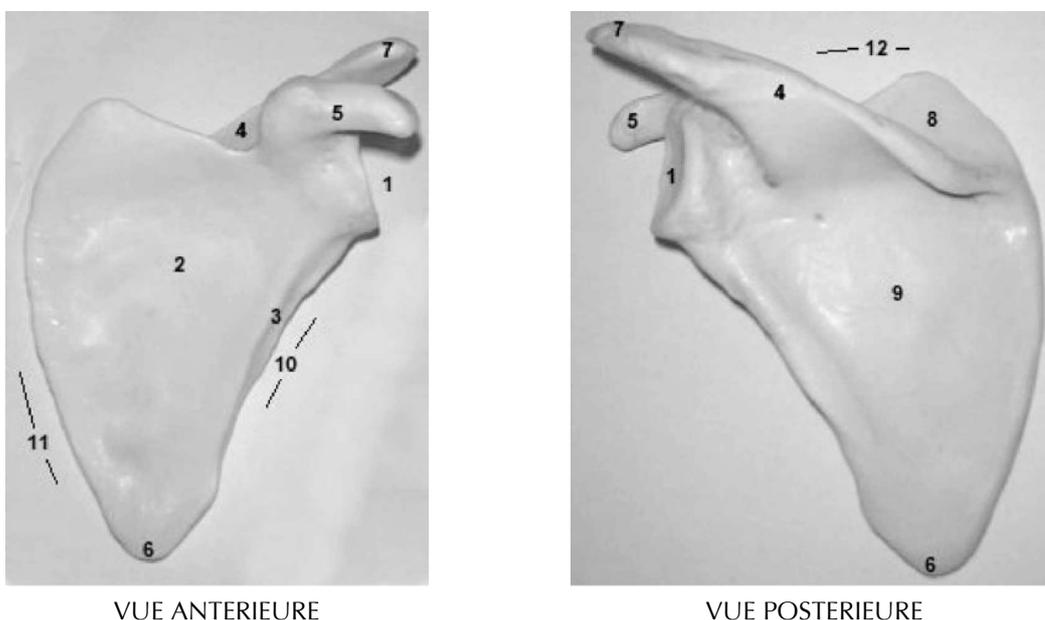


Figure 3 - Repères anatomiques de la scapula [UFR05] : (1) cavité glénoïde – (2) fosse sous scapulaire – (3) pilier – (4) épine – (5) apophyse coracoïde – (6) pointe – (7) acromion – (8) fosse sus épineuse – (9) fosse sous épineuse – (10) bord externe – (11) bord interne – (12) bord supérieur.

D'un point de vue purement anatomique, l'**articulation scapulathoracique** n'est pas une vraie articulation et ne comporte pas de surfaces articulaires. Il s'agit plutôt d'une interface pour le glissement de la surface concave de la face antérieure de l'omoplate sur la surface convexe de

la face postérieure de la cage thoracique au niveau des côtes (figure 4). L'articulation scapulothoracique est contrôlée par les muscles thoracoscapulaires. Ces muscles ont comme rôles principaux :

- de positionner la scapula afin que les muscles scapulohuméraux puissent fournir un contrôle optimal sur l'humérus,
- de maintenir une cohérence optimale entre la cavité glénoïde et la tête humérale car certains s'attachent sur le tronc d'une part et sur l'humérus d'autre part,
- de maintenir un espace suffisant sous l'acromion pour permettre le passage de la coiffe des rotateurs lors de l'élévation du bras.

Les moyens d'unions sont donc uniquement actifs puisqu'il s'agit de muscles (le grand dentelé, le petit rhomboïde, le grand rhomboïde et le petit pectoral).

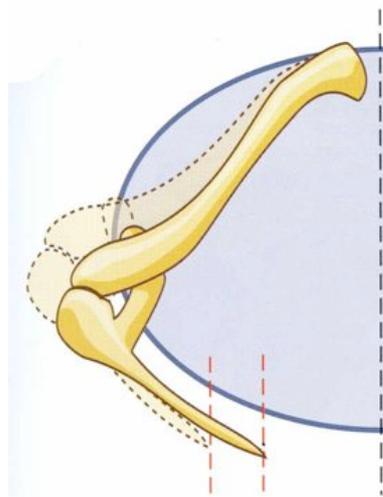


Figure 4 – Glissement de l'omoplate sur la face postérieure de la cage thoracique (à partir d'un schéma de [KAP05]).

L'**humérus** est un os long (figure 5). Il s'articule dans son extrémité supérieure (tête humérale) avec la cavité glénoïde de l'omoplate (appelée ultérieurement glène). Une description plus technique de sa partie proximale et en particulier de sa tête est maintenant présentée car l'articulation glénohumérale fera l'objet d'un intérêt particulier à la fin de ce manuscrit. La forme de la tête humérale a fait l'objet de nombreuses études. Soslowsky [SOS92] sur 32 humérus aboutit à la conclusion de sphéricité de la tête humérale à l'aide de mesures de stéréophotogrammétrie. Boileau [BOI97] sur 65 humérus estime après pointage numérique de la surface articulaire que la tête est parfaitement sphérique dans 88,2 % des cas (rayon de courbure égale à  $23,1 \pm 2,7$  mm). Certaines études tendent cependant à montrer que la tête humérale n'est pas parfaitement sphérique. Hertel [HER02] sur 200 humérus mesure ainsi des rayons de courbures différents dans le plan frontal ( $24,0 \pm 2,2$  mm) et dans le plan sagittal ( $21,0 \pm 1,8$  mm). Il faut cependant noter que les mesures de Hertel sont réalisées sur des images radio planaires. Iannotti [IAN92] mesure également des rayons de courbures différents sur 44 humérus à l'aide d'acquisitions IRM dans les plans frontal ( $25,0 \pm 2,1$  mm) et axial ( $23,1 \pm 2,5$  mm). La question de la forme exacte de la tête humérale reste donc relativement ouverte.



- 1 : tête de l'humérus
- 2 : épicondyle latéral
- 3 : épicondyle médial

Figure 5 – Anatomie de l'humérus (WIK08b)

L'**articulation glénohumérale** (figure 6) est l'articulation proximale du bras qui relie le membre supérieur à l'omoplate. C'est une énarthrose typique, c'est-à-dire une articulation mobile aux surfaces supposées sphériques, à 3 degrés de liberté formée par l'union de la cavité glénoïde de l'omoplate et de la tête humérale. La glène est composée de plusieurs structures. La cavité glénoïde est de faible courbure et est recouverte d'un cartilage qui fait disparaître les inégalités de surface. La faible concavité de la cavité glénoïdale ne suffit pas pour s'adapter à la courbure sphérique de la tête humérale. L'adaptation est réalisée par le bourrelet glénoïdien. Le bourrelet (ou labrum) est un anneau fibro-cartilagineux, de section grossièrement triangulaire, appliqué au pourtour de la cavité et destiné à en augmenter la surface et la profondeur. Différentes études ont essayé de quantifier la congruence des 2 surfaces articulaires. Saha [SAH71] et Maki [MAK76] suggèrent l'existence d'une différence de rayons de courbure. Soslowsky [SOS92] montre quand à lui qu'il n'existe pas de différence supérieure à 2 mm en moyenne et à 3 mm dans tous les cas entre les rayons de courbures de la tête humérale et de la glène. Veeger [VEE00] mesure lui aussi une légère différence de rayons de courbure entre la tête humérale et la glène. D'autres études, plus rares, dont Lippitt [LIP93] concluent quant à elles à une parfaite congruence. La glène reste cependant trop peu profonde pour capturer complètement la tête humérale. La stabilisation de l'articulation glénohumérale dépend de moyens d'unions passifs et actifs. Les moyens d'unions passifs sont principalement la capsule, qui est relativement lâche pour permettre un mouvement ample, et des ligaments (en haut le ligament coraco-huméral et en bas et en avant les 3 ligaments glénohuméraux). L'étanchéité de l'interface entre le bourrelet et la tête engendre une pression négative intra-articulaire. Ce phénomène engendre une coaptation passive in-vivo qui disparaît si le bourrelet est endommagé. Le liquide synovial qui mouille les surfaces articulaires constitue aussi un système résistant aux contraintes en traction grâce à une force de cohésion par capillarité. Les moyens d'unions actifs sont très importants pour la cohésion de l'articulation glénohumérale. Il s'agit en particulier des tendons des muscles péri-articulaires (le sous-scapulaire, le tendon du long chef du biceps, le deltoïde, le

tendon du triceps et la coiffe des rotateurs). Ils assurent de façon dynamique la coaptation des deux parties de l'articulation. La capsule et les ligaments étant d'une trop grande laxité, ce sont les muscles qui constituent les véritables moyens d'union de l'articulation et donc de maintien du contact des surfaces articulaires.

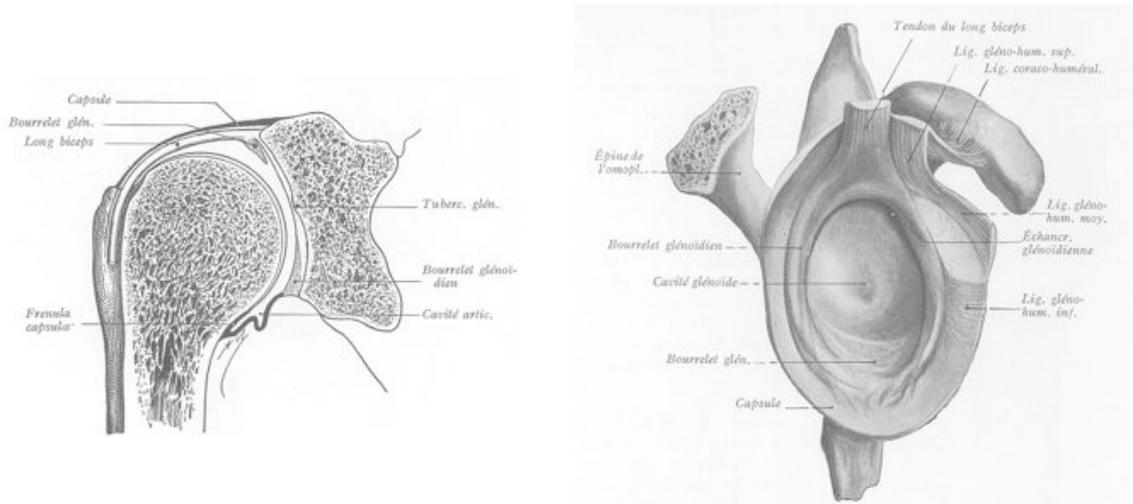


Figure 6 - Anatomie de la glène [SAY03]

Cette brève présentation de l'anatomie de l'épaule a pour vocation à la fois de présenter les principaux termes anatomiques qui serviront dans ce manuscrit et d'illustrer la complexité de cet ensemble anatomique. La section suivante va s'attacher à présenter les systèmes d'analyse du mouvement d'un point de vue historique afin d'insister sur les progrès réalisés mais aussi sur les limitations des systèmes actuels. **La présentation des avantages et des inconvénients de chaque système nous permettra de retenir celui le plus adapté aux objectifs de notre étude qui sont un suivi dynamique et non-invasif du membre supérieur.**

## 2 Systèmes d'analyse du mouvement

L'histoire du suivi du mouvement est intimement liée aux évolutions technologiques qui ont apportées progressivement de nouvelles approches de mesure. Un mouvement, qu'il soit lent ou rapide, est une succession de positions éphémères. L'homme, pour l'analyser, a besoin de l'arrêter, de le fixer ou autrement dit de le décomposer en une succession d'éléments statiques. La **photographie** allait proposer la première méthode de suivi du mouvement. L'amélioration des procédés photosensibles va progressivement réduire les temps de pause des appareils photographiques et permettre la réalisation d'images des différentes phases d'un mouvement et cela dès la fin du XIXème siècle. E. Muybridge<sup>1</sup> est ainsi célèbre pour ces décompositions photographiques du mouvement (figure 7). Son invention du zoopraxiscope en 1879, qui permet de recomposer un mouvement par l'enchaînement rapide d'une série de clichés, en fait d'ailleurs un précurseur du cinéma.

<sup>1</sup> Muybridge (1830 – 1904) : photographe américain.

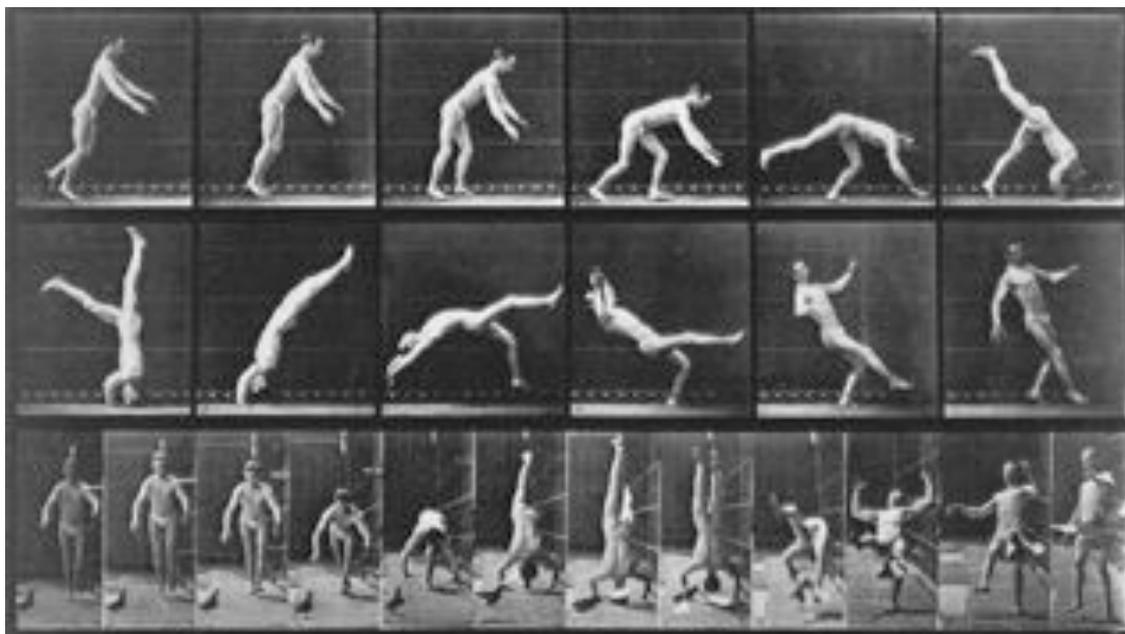


Figure 7 – Décomposition d'un mouvement par une série de clichés photographiques (E. Muybridge).

L'utilisation de la décomposition du mouvement à l'aide de la photographie inspira E.-J. Marrey<sup>1</sup>, toujours à la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle. E.-J Marrey fut certainement un des premiers à définir une approche scientifique pour l'analyse du mouvement. Parmi ses nombreuses contributions, il proposa pour l'étude du mouvement humain l'utilisation d'une combinaison marquée (figure 8) qui rappelle de manière frappante les marqueurs de surface qui sont couramment utilisés de nos jours. Même s'il ne s'agit pas exactement du sujet de notre étude, il est aussi très intéressant de remarquer que E.-J Marrey fut aussi celui qui conçut la première plateforme de force en 1883.

---

<sup>1</sup> Marrey (1830 - 1904) : physiologiste français.

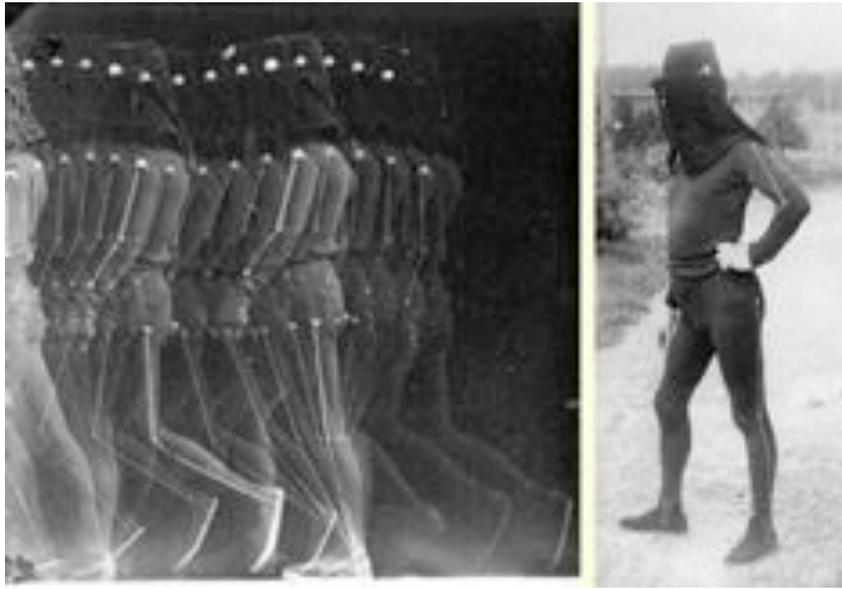


Figure 8 – Décomposition d'un mouvement par une série de clichés photographiques sur une même plaque (E.-J. Marrey).

La découverte des **rayons X** en 1895 puis son application en tant que technique d'imagerie médicale a permis une approche tout à fait nouvelle de l'analyse du mouvement. Pour la première fois les structures d'intérêt que constituent les os sont visibles. L'utilisation de la radiologie conventionnelle comme méthode d'analyse du mouvement a ainsi continué à être utilisée très longtemps [PAL97]. Le désavantage important est que l'acquisition cesse en général d'être dynamique et est constituée d'une succession d'image de positions statiques. La **fluoroscopie** permet de palier à cette limitation. Elle permet en effet de réaliser de la radiologie dynamique à des fréquences pouvant atteindre 30 Hz. Certains appareils récents possèdent par ailleurs de larges champs d'acquisition (plus de 40 cm<sup>2</sup>). Cependant ces méthodes ne permettent qu'une analyse en 2 dimensions. Les artefacts de projection rendent difficile l'analyse du déplacement des structures osseuses dans l'espace [GRO99]. Afin de proposer une analyse en 3 dimensions, différentes méthodologies ont été envisagées dont un recalage 2D-3D d'un modèle (ou de la structure réelle) de l'objet suivi sur l'image plane [MAH03], [NIS08] et l'utilisation de 2 acquisitions orthogonales [GAR07] afin de reconstruire la structure 3D à l'aide d'algorithmes dédiés. Ces dernières méthodes sont très prometteuses excepté le fait qu'elles utilisent des rayons ionisants que nous ne souhaitons pas utiliser dans notre étude. Högfors [HOG91], quant à lui, suit par stéréoradiographie des billes radio-opaques insérées sous la peau (figure 9). Cette technique est cependant invasive et ne peut donc pas être généralisée. Högfors n'avait d'ailleurs pas comme objectif dans son étude de démontrer l'utilité de cette technique en clinique mais de développer un modèle biomécanique de l'épaule.



Figure 9 - Billes radio-opaques [HOG91]

L'apparition d'imageurs 3D dans la seconde partie du XX<sup>ème</sup> siècle, le **scanner** puis l'**IRM**, ont permis de suivre plus efficacement le mouvement des os en s'affranchissant de la représentation plane qui prévalait jusqu'alors avec les photographies et la radiographie. Le scanner reste cependant peu utilisé en raison de l'irradiation des sujets. On notera l'étude de Kiss [KIS97] avec une IRM fermée, ainsi que les études de Graichen [GRA00] et Beaulieu [BEA99] à l'aide d'IRM ouvertes qui permettent une plus grande amplitude de mouvement, le sujet n'étant pas placé dans un tunnel mais entre 2 plaques parallèles. Le développement des IRM ouvertes a ainsi permis de varier les mouvements et de réaliser des études sur des mouvements de la vie courante. Les IRM ouvertes sont cependant encore relativement peu courantes. De plus, alors que la majorité des IRM fermées ont un champ de 1,5T (Tesla), les IRM ouvertes ont un champ inférieur à 1T. La qualité des images obtenues avec des systèmes ouverts est donc inférieure.

L'utilisation de l'imagerie médicale a permis un accès révolutionnaire à la visualisation des structures osseuses. Cependant dans l'état actuel de la technologie, il n'existe pas d'imageur suffisamment performant qui puisse réaliser des acquisitions dynamiques. L'analyse du mouvement est donc réalisée de manière assez contradictoire par l'acquisition de situations figées avant et après un déplacement défini. La fréquence d'acquisition étant très faible, les os sont uniquement repérés dans un petit nombre de positions. En IRM, le nombre de positions est en général de l'ordre de 3. Afin de reconstruire le mouvement dans son ensemble, une interpolation entre les positions statiques est nécessaire. L'hypothèse sous-jacente à l'interpolation est que, l'os en général, et l'omoplate dans le cas qui nous intéresse, se comporte de manière identique en statique et en dynamique. Fayad [FAY06] a montré qu'il n'existait pas de différence significative pour un même mouvement réalisé à des vitesses différentes mais que par contre l'omoplate se positionnait de manière différente lors d'une acquisition statique et dynamique. Il conclut par conséquent que l'interpolation de positions

acquises en statique ne peut refléter la cinématique de l'omoplate. L'utilisation de la **palpation** [HEL95] (figure 10) qui consiste à repérer au moins 3 repères osseux par segment afin de pouvoir associer un repère local à chaque os présente des limites sensiblement similaires. De Groot [GRO97] mesure ainsi 10 positions de l'omoplate par acquisition d'un cycle du mouvement. L'objectif de notre étude étant clairement d'étudier la cinématique osseuse, nous n'utiliserons pas ces méthodes et en particulier les imageurs 3D. Ceux-ci pourront cependant être utilisés dans l'obtention d'informations morphologiques des structures osseuses dont nous étudions le mouvement.

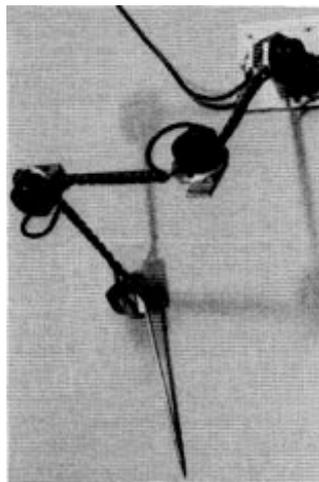


Figure 10 - Exemple de palpation

La progression de la chirurgie et de l'anesthésie a permis l'apparition d'une autre méthodologie autorisant le suivi dynamique de l'os. Cette méthode consiste à fixer des **broches transcutanées** directement dans l'os (dans l'omoplate). Un système de localisation est ensuite fixé sur les broches et, les broches ne se déformant pas, on obtient un suivi cinématique exacte et direct du mouvement de l'os (aux erreurs près du système de localisation). L'utilisation de cette technique est relativement anecdotique [MCC01], [ALE01] en raison de son caractère invasif évident. C'est aussi pour cette raison que nous avons rejeté cette méthode. En effet, une telle invasivité peut être envisagée pour un patient qui subit une opération chirurgicale mais pas comme un examen clinique courant. Il faut aussi noter que l'influence potentielle des broches, qui fixent la peau et le muscle sur l'os, sur le mouvement naturel de l'épaule n'a pas été étudiée.

Afin d'obtenir un suivi dynamique du mouvement que n'autorise pas l'imagerie médicale, des systèmes d'analyse du mouvement se sont en parallèle développés dans l'esprit initial de la décomposition photographique : le suivi du mouvement grâce à l'information de la surface de la peau. Les technologies actuelles, contrairement aux photographies, mesurent une information tridimensionnelle apportant ainsi une vision beaucoup plus complète du mouvement. Les systèmes les plus simples et les moins onéreux sont les **systèmes électromagnétiques** (figure 11) comme l'Isotrak (Polhemus Inc, Colchester, Vermont) ou le Flock of Birds (Ascension Technology Corp, Burlington, Vermont). Ces systèmes déterminent la

position d'un émetteur relativement à un transmetteur. Ils sont relativement simples d'utilisation et donnent un accès direct aux angles du mouvement. Ils ne demandent pas d'être en vue directe du sujet mais sont limités en portée et sont sensibles aux matériaux magnétiques. Les capteurs magnétiques sont très sensibles aux mouvements de la peau en particulier dans le cas de rotations longitudinales [SCH98], [MES98].

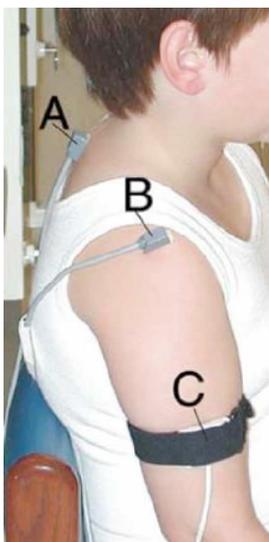


Figure 11 - Capteurs magnétiques placés sur le tronc (A), sur l'omoplate (B) et l'humérus (C).

La plupart des études récentes sur la mesure du mouvement utilisent des **systèmes optiques**. Les systèmes optiques ne sont pas sensibles aux métaux mais nécessitent un minimum de 3 marqueurs par segments pour reconstruire le mouvement rigide d'un segment du corps. Chaque capteur doit être vu d'au moins 2 caméras pour être repéré dans l'espace. L'occultation des marqueurs par d'autres segments du corps s'interposant entre le marqueur et la caméra entraîne des problèmes de localisation de ce marqueur. La solution à cette difficulté repose sur la multiplication des caméras pour augmenter le nombre de points de vue et donc le nombre de caméras mesurant la position du marqueur à chaque instant. Les systèmes optiques passifs (figure 12) comme Vicon (Oxford Metrics Limited, Oxford) ou Elite (BTS Engineering Technology and Systems, Milan, Italie) utilisent des marqueurs réfléchissants. Nous noterons les études de [WIL96] et [SCH98] qui utilisent ce type de système. Les marqueurs doivent être identifiés a posteriori un à un. Les systèmes optiques actifs comme OPTOTRAK (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) ou MacReflex (Qualisys Medical AB, Göteborg, Suède) identifient les marqueurs un à un, en mesurant la lumière émise par des IREDs (infrared light-emitting diodes), mais nécessitent la connexion de fils d'alimentation. Les marqueurs doivent être placés idéalement de telle manière à être le moins alignés possible et sur des zones où le mouvement de la peau est le plus limité possible. Anglin [ANG00b] utilise ce type de marqueurs actifs dans ses études sur le membre supérieur. Les **ultrasons** sont une autre méthode de localisation des marqueurs utilisée pour la mesure du mouvement [ENG86a], [ENG86b], [ENG89], [ILL06]. Le temps de transmissions des ultrasons est directement lié à la distance entre le marqueur et le récepteur. Ces systèmes sont sensibles au bruit.

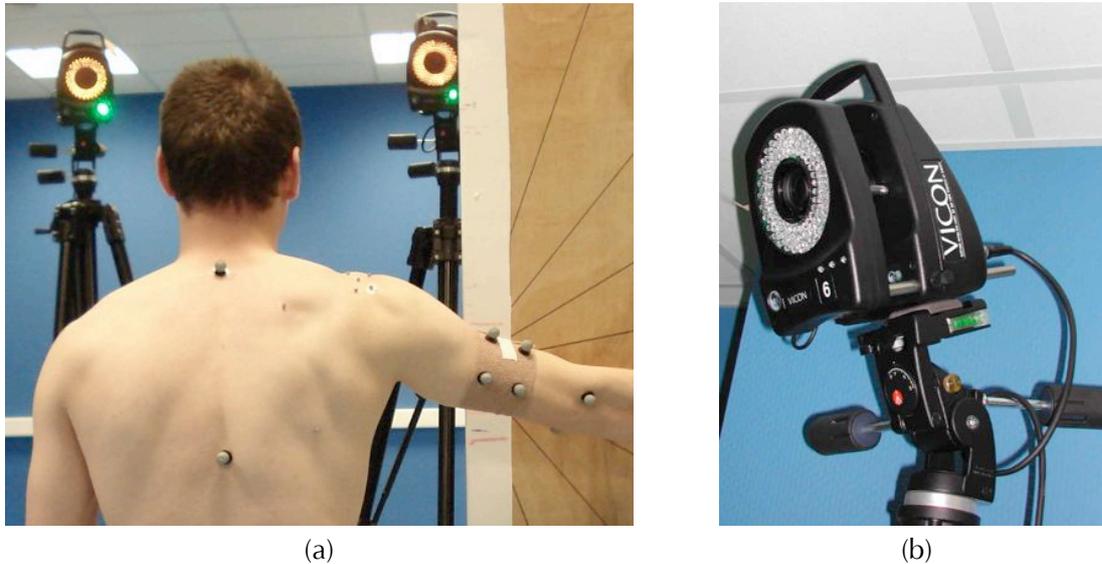


Figure 12 - (a) marqueurs optiques passifs – (b) caméra infrarouge

Les systèmes utilisant des marqueurs actifs (ultrasons, capteurs électromagnétiques, capteurs optiques) ont comme désavantage de nécessiter le branchement de fils sur le sujet. Ces fils peuvent limiter le mouvement du sujet. Ils sont toujours répartis en petit nombre et ne permettent pas de différencier le mouvement de la structure sous jacente des mouvements relatifs de la peau qui glisse sur l'os. Les marqueurs optiques passifs ont comme avantage d'être insensibles à l'environnement magnétique et sonore. Ce système est par contre sensible à la lumière naturelle mais cela n'est pas une limitation dans le cadre de notre étude car nous travaillons en situation de laboratoire à l'intérieur d'un bâtiment. Les marqueurs optiques ont de plus l'avantage de ne pas nécessiter de fils et d'être précis. Nous reviendrons sur les aspects de précision plus tard dans ce chapitre. Ce système a surtout l'avantage de permettre des acquisitions dynamiques de manière non invasive. **Dans le cadre de notre étude, la méthode disponible actuellement la plus adaptée est par conséquent un système utilisant des marqueurs optiques passifs** repérés par des caméras infrarouges. Il s'agira plus précisément d'un système commercial VICON comportant 9 caméras (7 de 1,3 Mégapixels et 2 de 2 Mégapixels).

De nouveaux systèmes apparaissent actuellement. Nous citerons en particulier **les caméras 3D** qui fournissent en plus d'une image 2D classique, une information de profondeur pour chaque pixel de l'image. Le principe de mesure de la distance repose sur le temps de propagation de la lumière. Ce principe est connu sous le nom de « temps de vol » ou Time Of Flight (TOF) en anglais. Plus de détails concernant le fonctionnement de ces caméras ainsi que leur précision sont présentés en annexe 1. Cette technologie autorise une approche sans-marqueurs du suivi du mouvement. Deux avantages sont à mettre en avant : 1/ l'opération de placement des marqueurs qui peut être longue et fastidieuse n'est plus à réaliser, 2/ la résolution de la surface de la peau est très supérieure à celle que l'on peut attendre en plaçant des marqueurs à la surface de la peau. Les caméras 3D n'ont encore jamais été utilisées dans le cadre du suivi du

mouvement. Dans un souci d'efficacité, et de convergence avec les technologies utilisées en clinique, nous n'avons pas privilégié, dans cette thèse, l'utilisation de ces caméras.

Après le choix du système d'acquisition du mouvement, nous allons maintenant décrire le cadre théorique dans lequel il sera possible d'exploiter les données brutes de position 3D des marqueurs ainsi que les sources d'erreurs liées à l'utilisation d'un suivi du mouvement par marqueurs.

### 3 Définition du cadre d'exploitation de la cinématique

La description du mouvement du système squelettique implique la définition de repères spécifiques [CAP05a]. Ceux-ci peuvent être globaux ou locaux. Ces repères étant construits à partir des marqueurs placés sur la peau, nous reviendrons dans un second temps sur le placement de ces marqueurs. Nous présenterons ensuite les sources d'erreurs qui sont à la fois liées à la méthode d'expression de la cinématique ainsi qu'aux caractéristiques de la méthode d'acquisition choisie : l'analyse par marqueurs externes. Finalement, une revue de la littérature des méthodes essayant de corriger la principale source d'erreur de l'analyse par marqueurs externes que sont les artéfacts dus aux tissus mous sera présentée.

#### 3.1 Définition des repères du mouvement

Le **repère global** est le repère associé au laboratoire. Il s'agit du repère dans lequel sont exprimées les données brutes issues du système d'acquisition. Ce repère est défini de manière arbitraire lors de la phase de calibration du système de mesure. Il n'a par conséquent aucune signification particulière.

Les **repères locaux** sont les repères associés directement à un segment anatomique. On en distingue souvent 2 types :

- les *repères techniques* : ils servent à suivre à chaque instant le mouvement d'un segment osseux. Ils sont construits à partir d'un cluster de marqueurs (au moins 3). Le positionnement des marqueurs techniques suit des contraintes de visibilité et de minimisation des mouvements de peau et ne correspond en général à aucun point anatomique. La conséquence est que l'orientation des repères techniques par rapport aux os est aussi complètement arbitraire.
- les *repères anatomiques* : en opposition avec les repères techniques, la position des repères anatomiques n'est pas arbitraire. Ils sont construits à partir de points anatomiques. L'objectif est de créer des repères permettant une répétabilité inter et intra-sujets afin de pouvoir comparer plusieurs acquisitions. De plus, l'orientation des axes des repères anatomiques se rapproche en général des axes anatomiques de la nomenclature biomécanique (et médicale). Les repères anatomiques permettent donc une interprétation plus aisée du mouvement.

Une phase de calibrage a pour objectif de connaître la position des points anatomiques dans les repères techniques et donc d'avoir accès à la position relative des repères anatomiques et techniques. Il s'agit en général d'une phase statique qui précède celle de l'acquisition cinématique du mouvement. A l'issue de cette phase, les marqueurs sont souvent retirés. La connaissance de la position relative des repères anatomiques et techniques à un instant donné et de la position des repères techniques tout au long du mouvement permet d'en déduire la position des repères anatomiques à chaque instant de la cinématique.

Les marqueurs techniques sont les marqueurs qui seront suivis tout au long du mouvement et à partir desquels sera estimé le mouvement. Leur positionnement doit par conséquent respecter un certain nombre de conditions [CAP95] :

- les marqueurs doivent être vus par un minimum de 2 caméras au long du mouvement,
- le mouvement relatif des marqueurs et de l'os sous-jacent doit être minimal,
- le positionnement des marqueurs doit être facile et rapide.

Le nombre et la position des marqueurs techniques sont donc importants car c'est à partir d'eux qu'est estimé le mouvement. **En général le nombre de ces marqueurs est limité et dépasse rarement 4 marqueurs.**

Les points anatomiques servent à la définition des repères qui serviront de référence pour l'expression de la cinématique. Ils doivent donc :

- être définis à partir de points facilement identifiables afin d'avoir une bonne reproductibilité intra et inter-sujets,
- permettre la définition de repères dont les axes auront une signification anatomique.

### 3.2 Sources d'erreurs en analyse du mouvement

Tout système d'analyse possède ses propres sources d'erreurs. Il est important de bien les déterminer afin de les corriger si cela est possible ou, dans le cas contraire, au moins avoir un regard critique sur les résultats obtenus. Cette section a pour objectif de présenter les principales sources d'erreurs liées à la méthode retenue dans cette étude : l'utilisation de marqueurs cutanés.

En ce qui concerne l'analyse par marqueurs externes, on distingue en général 3 sources d'erreurs :

- les erreurs liées au matériel (les caméras) et au logiciel,
- les erreurs de localisation des points de repères anatomiques et donc du système d'axes anatomiques,
- les erreurs dues aux artéfacts des tissus mous.

Les choix, du placement des marqueurs [ANG00a], du système d'axes anatomiques local à chaque segment [ANG00a], et de la séquence d'angles d'Euler [KAR00] la plus adaptée pour exprimer les résultats, ont déjà été étudiés. Ces études ont conduit à la proposition d'une standardisation de la procédure par la Société Internationale de Biomécanique (ISB) [WU05].

Une revue bibliographique approfondie sur les erreurs matérielles peut être trouvée dans [CHI05]. Nous en rappelons ici les principaux éléments. Les erreurs matérielles sont de 2 types : les erreurs systématiques et les erreurs aléatoires. Les *erreurs systématiques* ont comme origine principale des problèmes de distorsion optique au niveau des caméras. Afin de corriger ces erreurs, une phase de calibration du système de caméras est nécessaire avant chaque acquisition. Cette étape est essentielle à une procédure d'analyse du mouvement. Plusieurs méthodes existent pour calibrer les caméras. La méthode qui se retrouve maintenant dans la plupart des systèmes commerciaux consiste en une phase statique et une phase dynamique où le manipulateur balaye l'espace d'acquisition à l'aide d'une barre portant plusieurs marqueurs. Cette procédure permet au système d'établir les relations entre les projections 2D issues de chaque caméra avec la position 3D des marqueurs. La forme des éléments servant à la calibration est évidemment standardisée par le fournisseur du matériel afin de pouvoir établir les relations 2D/3D et de corriger le système. Les *erreurs aléatoires* ont entre autres comme origine, le bruit électronique, le processus de passage d'une image de marqueur à la position 3D d'un point, la vue déformée d'un marqueur (à cause d'effets de vitesse, de masquage partiel, ...). Le traitement de ces erreurs se fait en général par filtrage du signal. Le filtrage appliqué est souvent une combinaison de plusieurs filtrages spécifiques à chaque origine de l'erreur globale. Pour plus de précision sur ces méthodes, le lecteur pourra se reporter à [CHI05]. Plusieurs auteurs se sont intéressés à comparer la précision de systèmes commerciaux optiques [EHA95], [RIC98], [VIE02]. **La précision du système de mesure VICON est égale ou inférieure au millimètre.** Nous nous rendons compte que les mesures de corrections mises en place sont extrêmement efficaces, et la précision de la localisation des marqueurs excellente.

La détermination des repères anatomiques en position et orientation influence l'estimation et l'interprétation du mouvement. Les repères anatomiques sont construits à partir des points anatomiques. Les erreurs de localisation de ceux-ci ont par conséquent une influence importante [DEL05]. Les points anatomiques peuvent être localisés de plusieurs manières dont à l'aide d'un palpeur [HEL95], ou du placement de marqueurs [CAP97]. Quelle que soit la technique de localisation, elle nécessite au préalable une palpation manuelle. Les erreurs de palpation ont 3 origines principales :

- les points anatomiques ne sont pas des points au sens géométrique du terme mais des zones anatomiques plus ou moins larges et irrégulières,
- une couche de tissus mous plus ou moins épaisse recouvre la zone à palper introduisant une incertitude supplémentaire,
- la précision de la palpation dépend aussi de la méthode de localisation employée.

Sur le membre inférieur, les erreurs de localisation de points anatomiques peuvent engendrer des erreurs d'orientation des axes allant jusqu'à 10° pour le tibia [DEL05]. Lewis [LEW02] a étudié sur des cadavres la différence de positionnement entre les zones palpées et la position réelle des points anatomiques pour l'épaule. Lewis a mesuré des erreurs maximales comprises entre 5 et 10 mm pour différents points de l'omoplate et de l'ordre de 10 mm pour des points du thorax. Les résultats au niveau du thorax sont relativement surprenants car l'épaisseur de peau est moins importante qu'au niveau de l'omoplate. Lewis souligne cependant que le fait de

travailler sur cadavre a pu influencer les résultats. Il souligne aussi que le temps pris pour effectuer la palpation était considérable et que la précision que l'on peut attendre en pratique doit être inférieure. Afin de réduire ces erreurs, 2 approches sont possibles :

- réduire l'incertitude de repérage des points anatomiques. Pour cela, il est nécessaire de mettre au point un protocole de palpation précis et reproductible. Certains points sont par exemple plus facilement repérables que d'autres,
- réduire l'influence des erreurs de localisation sur la construction des repères anatomiques et donc sur l'estimation de la cinématique. De Groot [GRO97] montre ainsi que l'utilisation de l'angle acromial plutôt que la limite acromio-claviculaire pour la définition du repère anatomique de l'omoplate augmente beaucoup la précision sur l'expression des angles d'Euler. De même, Williams [WIL96] conclut que l'utilisation de l'origine du muscle brachio-radial est plus appropriée que l'épicondyle latéral pour étudier le mouvement de l'humérus.

La mesure du mouvement de l'os par marqueurs est une mesure indirecte, les marqueurs n'étant pas fixes à l'os. La présence de tissus mous entre les marqueurs et l'os introduit des artefacts. Ces artefacts peuvent être vus comme de 2 types [LEA05] :

- la déformation des tissus mous (en particulier à cause de la contraction des muscles et de l'élasticité de la peau) qui a pour conséquence de déformer aussi le nuage de points en surface,
- le glissement relatif de la peau et de la structure osseuse sous-jacente.

Les effets de déformation et de glissement sont, de manière générale, plus marqués près des articulations. Le cas de l'omoplate est cependant à part. En effet, l'omoplate est un os plat qui à la particularité d'avoir une liberté de mouvement très importante et une large amplitude de mouvement. Le mouvement de glissement de peau est très présent en particulier dans les zones non contraintes c'est-à-dire loin de l'articulation acromio-claviculaire. Cette particularité est confirmée par Matsui [MAT06] qui étudie l'évolution relative de marqueurs anatomiques et de la position exacte des points anatomiques correspondants au cours du mouvement à l'aide d'une IRM. Pour un mouvement d'élévation du bras, Matsui mesure des déplacements relatifs allant de 52 mm pour l'angle acromial à 85 mm pour l'angle inférieur de l'omoplate. **Le glissement de l'omoplate par rapport à la peau est très important et est une source d'erreur considérable.**

D'après [STA06], **les erreurs matérielles sont négligeables par rapport à celles dues aux tissus mous et à la définition des repères locaux si le calibrage du système est effectué de manière correcte.** On a déjà souligné que la précision de localisation des marqueurs attendue était inférieure au millimètre. En ce qui concerne les erreurs de constructions des repères anatomiques, il est nécessaire de mettre au point un protocole de palpation efficace permettant la meilleure reproductibilité possible. Il est aussi primordial de s'appuyer sur les recommandations de la littérature et standardisées par l'ISB dans [WU05]. Les artefacts des tissus mous sont très importants pour un os aussi libre que l'omoplate. Un ensemble de

techniques sont proposées dans la littérature pour minimiser les effets des tissus mous. La présentation de ces techniques fait l'objet de la section suivante.

### 3.3 Méthodes de traitement des artefacts des tissus mous

Nous avons souligné que la principale limitation des marqueurs externes est que le suivi des structures osseuses est indirect. En effet, l'information brute qui est acquise est en réalité uniquement la déformation de la surface corporelle. Cette déformation est à la fois due aux mouvements des os sous jacents, et c'est pour cela que l'on est en droit d'attendre une corrélation entre l'information de surface et le mouvement réel des os, mais aussi aux déplacements/déformations des structures molles que sont la peau, la graisse et les muscles. **Les artefacts introduits par les tissus mous ont été reconnus comme étant la principale source d'erreur en analyse du mouvement [AND00].** Plusieurs protocoles ont ainsi été proposés dans la littérature dans le but d'éliminer ou du moins de limiter l'influence de ces perturbations [LEA05]. La variété des méthodes disponibles illustre l'absence de consensus sur ce point dans la communauté. Trois grands types d'approches ressortent de la littérature : les méthodes directes, les méthodes d'optimisation globale et les méthodes d'optimisation par segment. Notre présentation de l'état de l'art de la littérature va s'appuyer sur cette classification des méthodes d'estimation du mouvement.

Les **méthodes directes** consistent à extraire un repère à partir des marqueurs de chaque segment sans procédure d'optimisation. Ces techniques font en fait l'hypothèse que les artefacts des tissus mous sont négligeables et que le mouvement de surface est complètement et uniquement lié aux mouvements des os sous-jacents. Ces hypothèses ne reflètent évidemment pas la réalité, mais donnent lieu à des méthodes simples à mettre en place et qui ont, par conséquent, la plupart du temps, été adoptées en routine clinique. Les méthodes directes, que l'on peut aussi qualifier de géométriques, n'utilisent pas la redondance d'information des marqueurs. En règle générale, un premier axe du repère est défini comme la droite orientée passant entre 2 marqueurs. Le second axe est un axe perpendiculaire au plan défini par le premier axe et un troisième marqueur. Le dernier axe est tout simplement issu du produit vectoriel des 2 premiers. Cette méthode est celle préconisée par la Société Internationale de Mécanique (ISB). L'ISB a cependant essayé de rationaliser cette méthode en définissant un certain nombre de paramètres dont le positionnement des marqueurs, la définition de l'orientation des axes des repères locaux sur chaque segment, la séquence d'angles d'Euler propre à chaque segment pour exprimer les résultats. Ces préconisations pour le membre supérieur peuvent être obtenues dans [WU05]. La position des marqueurs correspond très généralement à des repères anatomiques. Cette méthode est, comme nous l'avons dit, utilisée en clinique mais est reconnue comme mauvaise par la communauté scientifique. Cependant, elle sert en général pour définir un repère anatomique dans lequel on exprimera les résultats estimés par une autre méthode. Cela permet de comparer plus facilement les méthodes et de s'assurer que les résultats ont une signification anatomique. La méthode préconisée par l'ISB présente donc de sérieuses limitations et ne saurait être utilisée comme base d'une méthodologie cherchant à améliorer la précision de l'analyse du mouvement. Cette méthode

étant cependant celle utilisée le plus couramment en clinique, il pourra être intéressant de comparer la méthode qui sera développée dans nos travaux à cette méthode. Une autre approche directe est le recalage à partir des axes d'inertie de la nappe de marqueurs. Cette méthode peut avoir un intérêt si l'on dispose de plus de 3 marqueurs par segment. L'utilisation des axes d'inertie permet d'utiliser en partie la redondance d'information des marqueurs. Cette méthode reste cependant très sensible aux déformations de la nappe et des inversions d'axes apparaissent dans de nombreux cas. Cette méthode est par conséquent peu utilisée seule mais peut servir d'initialisation à une méthode plus évoluée.

Les **méthodes d'optimisation globales**, proposées à l'origine par Lu et O'Connor [LU99] pour le membre inférieur, ont pour but de combiner une approche d'optimisation et un modèle articulaire. L'objectif est de ne pas étudier les segments osseux indépendamment les uns des autres mais de vérifier que la cohérence articulaire est respectée. La méthode globale est basée sur la recherche à chaque instant de la position optimale au sens des moindres carrés d'un modèle à plusieurs segments et de la position réelle des marqueurs. La première étape est la définition du modèle articulaire. Le modèle est ensuite adapté à la configuration du sujet. Cette calibration se fait à l'aide de la position des marqueurs à l'instant initial. Etant donné un ensemble de coordonnées de marqueurs  $P$ , la fonction à minimiser est la suivante :

$$f = [P - P']^T W [P - P']$$

avec  $P'$  l'ensemble des coordonnées des marqueurs issus du modèle articulaire. La matrice  $W$  permet de pondérer l'influence de chaque marqueur. Dans l'approche standard, la pondération des marqueurs est identique dans un même segment. Les segments osseux où l'erreur est importante entre le modèle et la réalité seront affectés d'un poids plus faible. Le problème d'optimisation est un problème non linéaire et peut être traité par un processus itératif. Lu propose d'initialiser ce processus à l'aide d'une estimation aux moindres carrés comme celle proposée par Veldpaus [VEL88]. Cette méthode a l'avantage de produire un mouvement « cohérent » dans le sens où l'on n'observera pas de collision ou de dislocation articulaire. Les modèles articulaires à la base de cette méthodologie ne font cependant que reproduire partiellement la complexité d'un système articulaire. Autant la modélisation peut s'approcher d'un comportement réaliste pour un sujet sain, autant elle ne pourra pas s'adapter à un sujet pathologique. Ces méthodes présentent un intérêt immédiat en proposant des mouvements plus proches de la réalité que d'autres méthodes mais n'offrent pas de possibilités d'évolution leur permettant, à terme, de traiter des cas pathologiques. L'avenir clinique de ces méthodes nous semble par conséquent limité mais elles restent très attractives pour des domaines qui ne cherchent pas une vérité morpho-fonctionnelle comme le cinéma ou plus généralement l'univers vidéo-ludique.

Les **méthodes d'optimisation par segment** s'intéressent à l'optimisation des segments indépendamment les uns des autres. Aucune hypothèse n'est donc faite sur un quelconque modèle de liaisons articulaires. Par contre rien ne certifie que l'estimation du mouvement des os conduise à un mouvement inter-segments cohérent. Ces méthodes sont les plus nombreuses. Nous rappelons que l'objectif de toutes les méthodes présentées ici est de corriger les artéfacts dus aux tissus mous et que ces artéfacts peuvent être séparés en 2 composantes distinctes :

- la déformation des tissus mous qui a pour conséquence de déformer aussi le nuage de points en surface,
- le glissement relatif de la peau et de la structure osseuse sous-jacente.

Il faut bien comprendre que ces 2 composantes ont des influences différentes sur la nappe de marqueurs. La déformation des tissus mous et principalement la contraction des muscles agit comme l'ajout d'un bruit à la nappe. Techniquement, il ne s'agit que de filtrer l'influence de la déformation. Cette suppression est évidemment plus ou moins simple en fonction de l'amplitude de la déformation. Il s'agit cependant d'un problème relativement bien connu. La seconde composante explique que la position des marqueurs n'informe pas de manière directe sur la position de l'os. Autrement dit, il n'existe pas de relation rigide entre l'information de surface apportée par les marqueurs et la position de l'os sous-jacent.

La plupart des méthodes de traitement du mouvement proposées dans la littérature ne traite que les effets de déformation des tissus mous. Le mouvement relatif de la peau et des os n'est pris qu'indirectement en compte du fait que, tous les marqueurs ne subissant pas le même mouvement relatif, le phénomène de glissement induit lui aussi des déformations (étirement ou contraction) dans la nappe. Nous commencerons par décrire ces méthodes. Le premier groupe de méthodes regroupe celles utilisant une *optimisation aux moindres carrés*. Afin de calculer les paramètres de la transformation (rotation et translation) à chaque instant, les méthodes aux moindres carrés minimisent l'équation des marqueurs dans un repère local (instant  $t$  du mouvement) avec ceux dans le repère de référence (instant de référence du mouvement, en général l'instant initial). Il s'agit de minimiser après des développements qui peuvent être obtenus dans l'annexe concernant l'IMCP (annexe 2) l'équation suivant [SPO80] :

$$trace(A + X - 2CR^T)$$

avec :

$$A = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i' a_i'^T$$

$$X = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i' x_i'^T$$

$a_i'$  et  $x_i'$  étant l'expression des vecteurs  $a_i$  et  $x_i$ , dans leurs repères barycentriques respectifs.  $C$  est la matrice de corrélation définie par :

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i' a_i'^T$$

Les méthodes de Spoor [SPO80] et Veldpaus [VEL88] résolvent le problème en fixant la dérivée partielle de cette équation par rapport à  $R^T$  égale à zéro. Spoor utilise pour la résolution le calcul de vecteurs et valeurs propres. Veldpaus améliore la méthode en éliminant le calcul de vecteurs et valeurs propres à l'aide de l'utilisation de l'équation caractéristique de la matrice. Challis [CHA95], Arun [ARU87] et Söderkvist [SOD93] ont une approche légèrement différente et remplacent la minimisation de l'équation précédente par la maximisation de :

$$trace(R^T C)$$

La maximisation est obtenue grâce à une décomposition en valeurs singulières (SVD) de  $C$ .

La *méthode de solidification* proposée par Chèze [CHE95] a pour but d'extraire le mouvement rigide qui est le plus adapté aux trajectoires des marqueurs. Le but est de pouvoir appliquer directement la théorie des corps rigides aux résultats. La procédure de solidification commence par déterminer quel triangle  $T$  parmi tous ceux possibles se déforme le moins au cours du mouvement. Dans un second temps, un triangle rigide  $T_R$  est calculé. Pour cela, les instants où le triangle  $T$  se déforme le plus sont écartés. Le triangle rigide est la moyenne des triangles  $T$  pour les instants restants. En général, 75% des instants sont conservés. Finalement, le triangle rigide est recalé au sens des moindres carrés à chaque instant. Chèze propose d'utiliser la méthode de Söderkvist [SOD93] pour l'optimisation. Un avantage conceptuel de la méthode de solidification est de ne pas devoir à prendre un instant (l'instant initial) comme référence pour le recalage. La méthode de solidification peut être en théorie généralisée à des formes plus complexes que le triangle mais cela est compliqué en pratique.

La méthode décrite par Andriacchi [AND98] (*PCT : Point Cluster Technique*) n'utilise pas d'optimisation aux moindres carrés mais les axes principaux d'inertie. Le centre de masse du cluster de points puis sa matrice d'inertie sont calculés. Les vecteurs propres de la matrice d'inertie correspondent aux axes principaux d'inertie. Si le cluster de marqueurs était rigide au cours du mouvement, les valeurs propres de la matrice d'inertie devraient rester constantes. Andriacchi associe à chaque marqueur un poids afin de pouvoir minimiser la variation des valeurs propres au cours du mouvement. Les axes d'inertie sont calculés à l'aide des marqueurs pondérés. L'instant initial sert en général de référence pour le reste du mouvement. La méthode d'Alexander [ALE01] est une évolution de la PCT. L'optimisation des poids ne se fait plus dans le but de la recherche d'un mouvement rigide mais d'un mouvement élastique. La déformation optimisée est fournie par l'utilisateur et dépend du mouvement réalisé. Alexander introduit par conséquent de la connaissance a priori dans son système.

Une des rares méthodes cherchant à prendre réellement en compte le mouvement de peau est la *méthode de double calibration* proposée par Cappello [CAP97]. Avant de présenter la méthode, nous rappelons que les méthodes d'optimisation calculent en général l'évolution du mouvement par rapport à un repère technique lié au cluster de marqueurs. Ce repère technique est ensuite replacé dans un repère anatomique mesuré à l'instant initial pour permettre une interprétation plus aisée des résultats. C'est ce que l'on appelle la calibration des repères. Dans le cas de la méthode de la double calibration, il est supposé que le cluster de marqueurs se déforme beaucoup et que la position des repères anatomiques évolue beaucoup au cours du mouvement. Pour une estimation idéale, il faudrait calibrer la position des repères anatomiques à chaque instant du mouvement. Cela est évidemment impossible à réaliser. Le compromis que fait la méthode de double calibration est comme son nom l'indique de réaliser la calibration à 2 reprises. En pratique, ces 2 instants correspondent aux extrema du mouvement. L'hypothèse que fait Cappello est que la position des marqueurs anatomiques dans le repère technique va évoluer de manière cohérente entre les 2 positions extrêmes. Cela permet de réaliser une interpolation de la position des marqueurs du cluster ainsi que de la position des repères anatomiques exprimée dans le repère technique au cours du mouvement. L'estimation du

mouvement se fait ensuite par recalage de la position réelle des marqueurs sur la position des marqueurs du modèle obtenu par interpolation. La réussite de la méthode dépend beaucoup de la manière dont l'interpolation a été réalisée entre les 2 positions extrêmes. Dans une première version de la méthode, l'interpolation était linéaire en fonction du temps. Dans la pratique, la propagation des artéfacts des tissus mous se fait en fonction du degré d'avancement du mouvement (angle de flexion de la jambe par exemple) et non pas du temps. Cappello a ainsi modifié sa méthode dans ce sens [CAP05b].

Les méthodes que nous avons présentées ont fait l'objet dans une certaine mesure de validation et de comparaisons croisées. Nous décrivons dans ce paragraphe les résultats obtenus sur les méthodes présentées. Une description plus complète des méthodes de validation est proposée dans la section suivante. Carman [CAR06] a étudié le comportement de différentes méthodes sur des nappes plus ou moins bien configurées. Plus une nappe possède de symétries, plus l'estimation de la transformation est difficile. Il a comparé 2 méthodes aux moindres carrés ([VEL88] qui utilise une équation caractéristique de la matrice et [CHA95] qui utilise une SVD) ainsi que la PCT ([AND98] basée sur les axes d'inertie). Les conclusions de son étude sont que la méthode proposée par Veldpaus est la plus stable. La méthode de Challis donne aussi de bons résultats sauf pour les nappes très mal configurées. La méthode d'Andriacchi (PCT) donne de moins bons résultats en particulier en raison de l'apparition de discontinuités dans l'alignement des axes. Il est nécessaire de compléter la PCT par des post-traitements de réaligement pour que la méthode donne des résultats corrects. Sur un modèle du genou, [CER06] a aussi montré qu'une méthode basée sur la SVD (type Challis ou Söderkvist) donne de meilleurs résultats que la PCT d'Andriacchi. La conclusion importante de [CER06] et que nous retiendrons est que **même si l'optimisation aux moindres carrés donne de meilleurs résultats, aucune méthode n'est satisfaisante en termes de précision et préconise la poursuite des études et du développement de méthodes de correction des artéfacts des tissus mous**. La méthode de solidification qui présente des concepts intéressants dont la création d'un triangle moyen qui ne prend pas en compte les instants les plus déformés donne des résultats équivalents à une optimisation aux moindres carrés résolue à l'aide d'une SVD [CHE95]. La méthode de double optimisation donne des résultats très intéressants sur le genou [CAP05b], [STA06]. La méthode est de plus relativement simple à mettre en place. Elle fait tout de même l'hypothèse relativement forte que les déformations en statique (phase de calibration) sont équivalentes aux déformations obtenues en dynamique (phase de mouvement). De plus, l'interpolation linéaire peut avoir facilement des limites. Dans le cas du genou, il était relativement simple d'obtenir une approximation de l'état du mouvement (angle de flexion) pour l'interpolation d'autant que le mouvement est quasi-plan. Pour étudier de même le mouvement de l'omoplate, il faudrait avoir l'état d'avancement du mouvement de l'omoplate par rapport au tronc. Cet état d'avancement est difficilement estimable, le mouvement étant complexe et n'étant pas limité à un déplacement plan. La méthode d'optimisation globale donne également de très bons résultats [LU99], [ROU02]. Cependant, cette méthode s'appuie sur des modèles articulaires. La critique évidente que l'on peut faire à ce type d'approche est évidemment la validité du modèle qui est choisi. Même si certaines articulations, comme l'articulation fémoro-acétabulaire, se modélisent de manière relativement fiable, d'autres sont

difficilement modélisables. Nous citerons en particulier dans notre cas l'articulation scapulo-thoracique. Roux [ROU02] qui a appliqué l'approche globale au membre supérieur s'est d'ailleurs abstenu d'étudier le complexe de l'épaule pour des raisons de complexité. La seconde critique que l'on peut faire est que même si un modèle est juste, il l'est uniquement pour un sujet sain. Si l'objectif est de développer une méthode applicable en clinique, il est nécessaire, comme nous l'avons déjà dit, de proposer une méthode valide aussi pour les sujets pathologiques.

L'IMCP (*Iterative Median Closest Point*), méthode mise en place par Jacq [JACQ08], est un processus de recalage extrêmement robuste. Cette méthode utilise la redondance de l'information à la fois spatiale et temporelle pour déterminer les zones rigides du mouvement. Les zones ne sont pas fixées de manière binaire mais à l'aide d'un système élaboré de pondération. Le recalage est ensuite évalué par une optimisation aux moindres carrés résolue par SVD. Si la déformation de l'os sous-jacent est suffisamment marquée, cet algorithme doit permettre d'éliminer les artefacts de déformation due aux tissus mous et se fixer sur la déformation créée par l'os qui est rigide au cours du temps. **Il s'agit alors d'un suivi de forme.** Le suivi de la forme est une manière de traiter les artefacts dus aux glissements de peau qui n'a encore jamais été à notre connaissance étudiée. Si l'information de déformation liée à l'os est insuffisante et est noyée dans les déformations des tissus mous, l'algorithme devrait se comporter comme les algorithmes ne traitant que la déformation des tissus mous et pas le glissement relatif de la peau et de l'os. La description de l'algorithme est proposée en annexe 2.

### 3.4 Méthodes de validation de l'analyse du mouvement par marqueurs externes

Toute nouvelle méthode, ou toute nouvelle application d'une méthode existante se doit d'être validée. Cette section a pour but de présenter les différentes solutions proposées dans la littérature pour valider une méthode d'analyse du mouvement. Une partie de ces méthodes de validation a déjà été évoquée dans la section précédente lorsque nous comparions l'efficacité des méthodes de traitement des artefacts de tissus mous. L'objectif est ici plus de mettre en avant les avantages et désavantages de chaque méthode. Nous ne présentons que les méthodes ayant été ou pouvant être appliquées à la validation de l'utilisation de marqueurs externes. Nous avons déjà signalé à plusieurs reprises que l'analyse du mouvement par marqueurs était une mesure indirecte du mouvement. Pour pouvoir valider une méthode, il faut avoir accès à la position "réelle" de l'omoplate. La position "réelle" est elle aussi empreinte d'erreurs qui sont liées à son protocole d'acquisition. La position acquise est cependant estimée comme étant suffisamment précise pour pouvoir servir de référence. Les méthodes de validation que nous allons maintenant présenter sont de 3 types : les méthodes invasives, les méthodes non-invasives et les simulations.

### 3.4.1 Validations par méthodes invasives

Les méthodes invasives sont relativement peu développées pour des raisons évidentes d'éthique. Ces problèmes se posent cependant de manière moins sensible lorsque l'étude est liée à un objectif thérapeutique [ALE01]. L'invasivité des méthodes que nous allons maintenant présenter reste cependant leur principale limitation. Une des techniques invasives proposées dans la littérature est **la fixation de broches** directement dans l'os [KAR00], [MCC01]. Cette méthode n'a été appliquée que pour valider l'utilisation de systèmes électromagnétiques mais pourrait tout aussi bien être utilisée avec des marqueurs de surface. Le grand avantage d'une telle méthode est la possibilité d'acquérir de manière dynamique la position exacte de l'os. Cependant, pour un os d'une grande mobilité comme l'omoplate, l'interaction entre les muscles, la peau et les broches limite l'amplitude naturelle du mouvement. De plus les broches risquent d'avoir un effet de fixation sur la peau et par conséquent de modifier les artéfacts que l'on observerait dans un cas normal. Afin de résoudre le problème d'interaction entre les broches et la peau, des auteurs [HOG91], ont plutôt inséré des **billes radio-opaques** sous la peau. Le suivi de ces billes se fait alors à l'aide d'une technique irradiante par rayons X (en 2D ou 3D suivant les études). La limitation apportée par cette approche est que le suivi du mouvement de l'os n'est plus dynamique mais statique.

### 3.4.2 Validations par méthodes non-invasives

Les méthodes non-invasives se sont beaucoup plus développées. La méthode qui est sûrement la plus simple à mettre en place est l'utilisation de **la palpation de points anatomiques** pour suivre le mouvement de l'os. La palpation manque cependant potentiellement de précision. Lewis [LEW02] a ainsi mesuré sur cadavres des erreurs pouvant aller jusqu'à 10 mm en soulignant que ces erreurs risquaient d'être amplifiées lors d'une étude sur un sujet vivant. L'autre limitation de la palpation est que l'analyse se fait en statique. La validité de la comparaison d'une acquisition statique et dynamique n'est pas forcément juste [GRO98], [FAY06]. Malgré tout, des auteurs [GRO97], [MES98] estiment que la précision de la méthode est suffisante pour une application clinique. La palpation est ainsi utilisée comme méthode de validation par certains auteurs [MES07].

Une autre méthode est l'utilisation de **la fluoroscopie 3D** [CAP05b], [GAR07]. Les marqueurs doivent être à la fois radio-opaques pour être vus en fluoroscopie et réfléchissants pour être utilisables en analyse du mouvement. Les marqueurs standard du système VICON ont ces propriétés. L'avantage de cette méthode est d'être précise. Dans le cadre de son application Cappozzo estime que la précision du recalage est inférieure à 1,5 mm en orientation et 1,5° en orientation. Il a cependant l'avantage de pouvoir effectuer les recalages à partir de modèles CAO. Les désavantages sont l'irradiation du sujet, un champ de vue limité et la nécessité d'avoir des algorithmes de reconstruction 3D, ou de recalage si l'on possède un modèle de la structure d'intérêt, performants. La fréquence d'acquisition est de l'ordre de 5 Hz. Il ne s'agit pas d'une acquisition réellement dynamique, mais peut être suffisante pour de nombreuses applications.

Enfin il est possible d'effectuer la validation de l'analyse du mouvement en utilisant une imagerie 3D type **CT** [OTA05], [KAW05], **IRM** [SAN06]. Dans cette configuration précise l'utilisation du système de caméras pour le suivi des marqueurs est très difficile voir impossible à réaliser dans le tunnel du système d'acquisition 3D. L'extraction de la position des marqueurs du mouvement se fait par conséquent directement depuis les images 3D de l'acquisition. Cela ne pose pas de problème pour la validation car la localisation des marqueurs est précise. La limitation principale de ce type de méthode est que l'espace d'acquisition est réduit et ne permet pas une grande amplitude du mouvement. Le type de mouvement réalisable est donc réduit. L'utilisation d'IRM ouverte permet de limiter un peu cette contrainte sans la faire disparaître complètement. Ce type de méthode de validation est par conséquent plus adapté à l'étude de l'articulation du genou que de l'épaule. Les autres désavantages sont que l'acquisition est statique et que le nombre de positions est limité. L'avantage de ces méthodes est la précision obtenue à la fois pour la localisation des marqueurs anatomiques et des os.

### 3.4.3 Validation par simulations

L'analyse du mouvement peut aussi être validée par **simulation**. Le mouvement des os et des marqueurs de surface est simulé [CER06], [ROU02]. Pour cela il est nécessaire de posséder à la fois un modèle de l'articulation ou des articulations que l'on souhaite étudier ainsi qu'un modèle pour la déformation des tissus mous ou au moins de leur influence sur la surface de la peau. La pertinence de la validation dépend fortement de la qualité de ces 2 modèles. En ce qui concerne la modélisation des articulations, il est évident que certaines articulations s'y prêtent mieux que d'autres. Le genou est par exemple beaucoup plus facilement modélisable que le complexe de l'épaule. En ce qui concerne la modélisation du bruit des marqueurs, il s'agit en général de l'application d'un déplacement linéaire ou sinusoïdal censé représenter le mouvement relatif de la peau par rapport aux os ainsi que la contraction des muscles. Le réglage des paramètres du bruit se base sur des données physiologiques de la littérature. L'avantage de ce type de méthode est que l'on maîtrise complètement l'ensemble des paramètres. Il n'y a pas d'incertitude, et l'on peut faire varier les paramètres de l'acquisition très facilement. Le gros désavantage est évidemment les modèles en eux-mêmes et leur capacité à refléter un mouvement réel.

## Conclusion

L'évolution des techniques d'analyse du mouvement a en commun le passage de l'obtention de mesures dans le plan à des mesures dans l'espace. Les limitations technologiques font qu'actuellement, il n'est pas possible de réaliser un suivi dynamique du mouvement de structures osseuses. L'amélioration des scanners rend les acquisitions de plus en plus rapides. Cependant, même en imaginant qu'un suivi dynamique devienne possible, il est très peu probable que cette méthode soit choisie pour des raisons d'irradiations du patient qui ne sont pas justifiables. La généralisation des imageurs 3D a cependant l'avantage de contribuer à une amélioration des connaissances de l'anatomie osseuse et au développement de modèles géométriques. Ces modèles, ainsi qu'une possible convergence de technologies radiologiques basse dose [DUB05] et de la fluoroscopie, peut laisser espérer l'apparition d'un système d'acquisition réalisant le suivi dynamique des structures osseuses. Plutôt que l'utilisation de modèle générique, le développement de la chirurgie mini-invasive ouvre aussi des perspectives comme l'implantation des billes radio-opaques résorbables. En attendant ces nouvelles technologies, l'analyse du mouvement s'est orientée suivant 2 branches principales basées, soit sur la connaissance précise de l'anatomie, soit sur la connaissance précise d'une cinématique qui n'est liée que de manière indirecte au mouvement osseux. Nos objectifs nous ont orienté vers la choix de la connaissance de la dynamique et l'utilisation de marqueurs sur la surface de la peau. Cette approche a, comme nous l'avons vu, plusieurs inconvénients dont le principal est sûrement le mouvement de glissement entre la peau et l'os. De nombreuses méthodes ont été développées afin de corriger ces erreurs et chaque méthode a des avantages et des inconvénients. Les plus efficaces demandent l'introduction d'hypothèses de déformation [ALE01], de liaisons articulaires [LU99] ou de l'état d'évolution du mouvement [CER06]. Les méthodes d'optimisation aux moindres carrés présentent de réelles avancées dans le traitement des artefacts des tissus mous par rapport aux méthodes directes mais ne permettent pas encore une estimation satisfaisante du mouvement. Toutes les méthodes sont basées sur l'utilisation d'un nombre réduit de marqueurs. Il reste en réalité en permanence l'hypothèse que le marqueur de surface va individuellement donner une information sur le déplacement d'une zone osseuse sous-jacente. L'IMCP [JAC08] par ces propriétés

originales nous offre la possibilité de proposer **une nouvelle approche dans l'estimation du mouvement basée sur le suivi de forme**. Cette approche est présentée et justifiée dans le chapitre suivant.



CHAPITRE

# 2

---

## Vers une approche surfactive du suivi du mouvement

---

« Puis, il va parvenir, lentement, à se détacher du monde de l'opinion et de la foi pour se tourner vers le monde intelligible »  
Platon

---

---

<b>1</b>	<b>MISE EN EVIDENCE DES PROPRIETES GENERALES DE L'IMCP .....</b>	<b>37</b>
1.1	PRESENTATION DES DONNEES DE TEST.....	38
1.2	QUANTIFICATION DE L'ERREUR DE RECALAGE.....	39
1.3	DISCUSSION.....	45
<b>2</b>	<b>EMERGENCE DE LA FORME RIGIDE SUIVIE PAR L'IMCP.....</b>	<b>46</b>
2.1	DESCRIPTION DU PROCESSUS DE FUSION.....	46
2.2	SIMULATION : ETUDE DES PARAMETRES.....	51
2.3	CONCLUSION.....	63

---

## Introduction

**E**n analyse du mouvement, l'analyse individuelle des marqueurs contribue à créer un schéma où les marqueurs conservent un lien très fort avec une zone osseuse sous-jacente. Dans toutes les approches de correction proposées actuellement, l'objectif est de traiter les artefacts des tissus de manière à les éliminer de manière à rendre l'information individuelle de chaque marqueur pertinente. Nous savons qu'il existe un rapport de glissement relativement important entre l'omoplate et la peau. Comme un objet glissant sous un drap, le déplacement de l'omoplate marque et déforme la surface de la peau. Cette déformation est évidemment masquée, dans une proportion à définir, par l'existence d'une couche de tissus mous qui atténue la déformation provenant de l'omoplate et qui se déforme elle-même. Dans ce chapitre nous souhaitons étudier dans quelle mesure les propriétés de l'algorithme IMCP permettent d'avoir une approche surfacique de suivi de forme.

Dans un premier temps, nous allons reprendre et synthétiser les tests réalisés sur l'IMCP dans [CRE05] afin de mettre en avant les propriétés générales de l'algorithme. Nous étudierons en particulier la précision et la robustesse du recalage à l'aide de l'IMCP en comparaison d'algorithmes de recalage plus classiques de la littérature. Ces tests sont réalisés dans le cadre d'origine du développement de l'IMCP c'est-à-dire sur des représentations surfaciques de structures osseuses. Dans un second temps, nous proposerons un algorithme permettant de faire émerger la forme issue du consensus réalisé par l'IMCP. Cette forme est une représentation de la forme suivie au cours du mouvement et devra donc, dans notre étude, être représentative de la déformation créée par l'omoplate. Un ensemble de tests est réalisé pour vérifier les capacités de l'algorithme proposé.

# 1 Mise en évidence des propriétés générales de l'IMCP

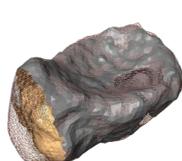
Un processus de recalage se décompose en 2 sous-problèmes : l'identification de primitives (en général des points) homologues sur les structures et qui constitue le problème de mise en correspondance ("matching" en anglais) puis dans un second temps l'estimation de la transformation permettant de passer d'une structure à une autre qui s'appelle à proprement parlé le recalage ("registration" en anglais). Par abus de langage, on appelle en général "recalage" l'association de ces 2 étapes. Les méthodes de traitement des tissus mous que nous avons présentées dans le chapitre précédent ne décrivent que la partie recalage au sens strict du terme.

L'Iterative Closest Point (ICP) est un algorithme permettant de combiner à la fois le processus de mise en correspondance par recherche des plus proches voisins et le processus de recalage par une optimisation aux moindres carrés. L'ICP correspond donc à une manière d'effectuer le processus de recalage entier en utilisant une minimisation aux moindres carrés comme les méthodes présentées dans le chapitre précédent. Cette méthode nous servira de référence dans cette section. Dans l'algorithme de l'ICP tous les appariements participent de manière égale dans l'estimation de la transformation. La qualité de la transformation calculée dépend par conséquent fortement de la qualité des données d'origine. En particulier dans le cas qui nous intéresse, l'information de déformation induite par le déplacement de l'omoplate est perturbée, par la couche de tissu mou, par les déformations dues à l'élasticité de la peau et la contraction des muscles. Une simple minimisation aux moindres carrés ne permet pas de différencier les différents types d'informations et n'est, par conséquent, pas adaptée au suivi de forme. Une stratégie couramment utilisée est d'introduire une pondération notant la qualité des appariements. L'ICPr est ainsi une évolution robuste de l'ICP où chaque sommet est pondéré de manière à noter sa fiabilité. L'ICP comme l'ICPr fonctionne de manière à recalculer un nuage dit mobile sur un nuage de référence. L'information portée par toutes les instances du mouvement n'est par conséquent pas mutualisée et exploitée. La difficulté du recalage multi-objets est d'effectuer un recalage simultané de tous les objets de la séquence étudiée. L'approche proposée par l'IMCP permet ce recalage simultané multi-objets. Il s'agit de réaliser le recalage d'un corps mobile vers un corps de référence qui ne sera plus choisi arbitrairement mais qui sera un nuage virtuel intermédiaire construit au fil des itérations. Ce nuage virtuel, qui aura donc pour vocation de servir de nuage de référence, devra être représentatif de l'information portée par toutes les structures. L'utilisation de ce nuage virtuel, qui fusionne donc l'information de tous les nuages, permet de réaliser un recalage simultané. L'objectif de notre travail est que l'exploitation de l'information de toutes les nappes permette de faire émerger une forme rigide représentative de l'influence de l'omoplate sur la déformation de la surface de la peau. Cette section va dans un premier temps s'attacher à mettre en évidence la puissance de l'IMCP pour s'affranchir de déformations non représentatives d'un objet rigide par rapport aux autres méthodes de recalage que nous avons évoquées : le recalage par axes d'inertie, l'ICP et l'ICPr. Plus de détails sur la théorie et l'algorithmie de l'ICP, l'ICPr et l'IMCP sont disponibles dans l'annexe 2.

## 1.1 Présentation des données de test

Afin de conduire notre évaluation, nous allons utiliser une séquence de données synthétiques qui reproduira les difficultés auxquelles peut être confronté l'IMCP (données manquantes, déformation, ...). L'utilisation d'une séquence synthétique permet de maîtriser parfaitement les paramètres décrivant les objets de la séquence, en particulier leur position. La séquence choisie pour nos tests est présentée en figure 1. L'objet de base servant aux tests est un os du pied (os naviculaire) car il s'agit du cadre dans lequel l'IMCP a été développé. L'objectif de ce chapitre est pour le moment uniquement de démontrer la meilleure efficacité de l'IMCP vis-à-vis de l'ICP qui représente les techniques de corrections couramment utilisé en mouvement. Des modifications pour adapter l'IMCP à notre contexte et améliorer ces performances seront proposées dans le chapitre suivant. Les objets de la séquence ont été construits de la manière suivante :

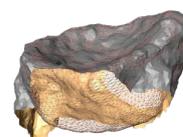
- clonage de la structure de base en 8 exemplaires,
- simulation des diverses causes de déformations à l'aide d'opérateurs booléens (protusions, extrusions et perforations),
- introduction d'un bruit gaussien,
- décorrélation de la topologie des supports.



**Structure 1**



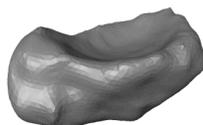
**Structure 2**



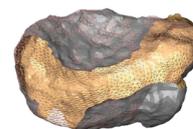
**Structure 3**



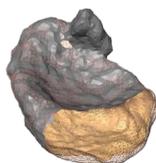
**Structure 4**



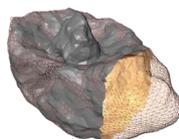
**Structure base**



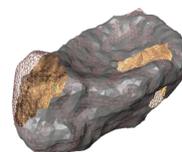
**Structure 5**



**Structure 6**



**Structure 7**



**Structure 8**

Figure 1 - Séquence de test composée de 8 structures synthétiques basées sur un naviculaire – la face externe de la représentation surfacique de l'os apparaît en gris alors que la face interne est en orange. La structure ayant servie de base apparaît superposée en fil de fer

## 1.2 Quantification de l'erreur de recalage

### 1.2.1 Méthodologie

Nous allons maintenant présenter la méthodologie que nous avons employée pour quantifier l'erreur de recalage. Les huit instances de la séquence sont des déformations d'une même structure de base et sont placées au début de la procédure dans la position correspondant à un recalage parfait. Les huit instances ayant été déformées de manière différente, leurs axes d'inertie ne sont pas alignés dans la position de recalage parfait (voir figure 2 (a)). Le recalage par axes d'inertie aura pour conséquence de modifier la position relative des huit instances de la séquence de test et de les éloigner de leur position de recalage optimal (voir figure 2(b)). Cette déviation des positions parfaites servira de données d'entrée aux algorithmes de recalage que nous souhaitons comparer.

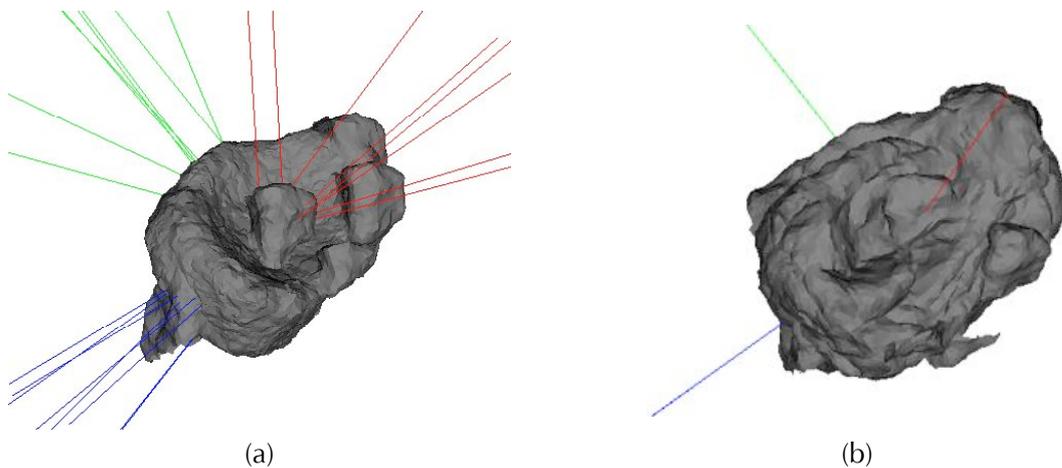


Figure 2 - (a) recalage parfait des 8 instances de la séquence de test et leurs axes d'inertie - (b) recalage des 8 instances de la séquence de test à l'aide des axes d'inertie qui sont ainsi alignés

Plus l'algorithme de recalage testé sera performant, plus il aura tendance à ramener les axes d'inertie de chacun des objets dans une position équivalente à ceux des objets qui sont recalés parfaitement (voir figure 2 (a)). L'estimation de la précision de l'algorithme se ramène alors à quantifier la dispersion relative de la différence de position des repères d'inertie dans la position parfaite et dans la position après recalage. La position d'un repère est défini par l'angle  $\theta$  (angle de rotation autour de l'axe hélicoïdal de rotation) et de la distance  $\rho$  (norme du vecteur de translation). On forme ainsi un cluster bivarié de  $K(K-1)/2$  points (fonction de  $\theta$  et  $\rho$ ) représentatifs des erreurs du recalage. La figure 3 présente les différentes étapes de la procédure.

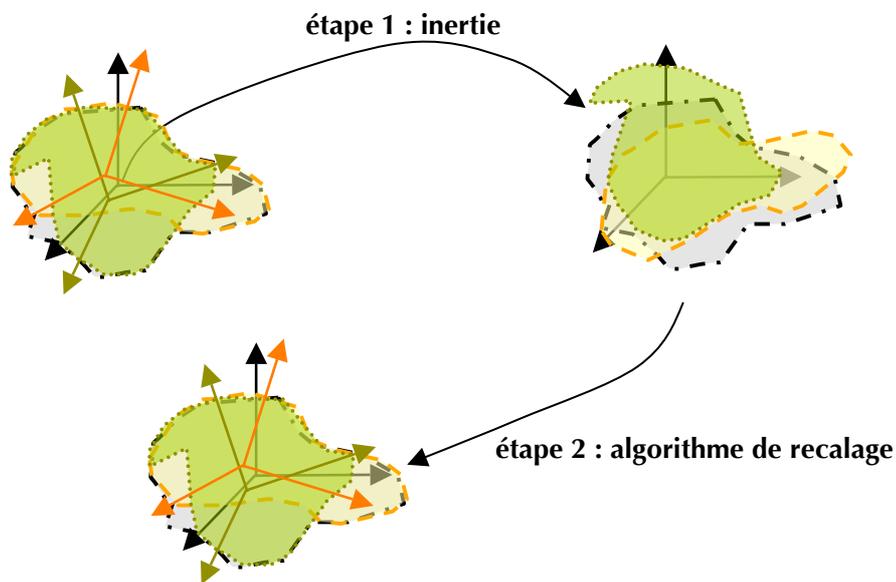
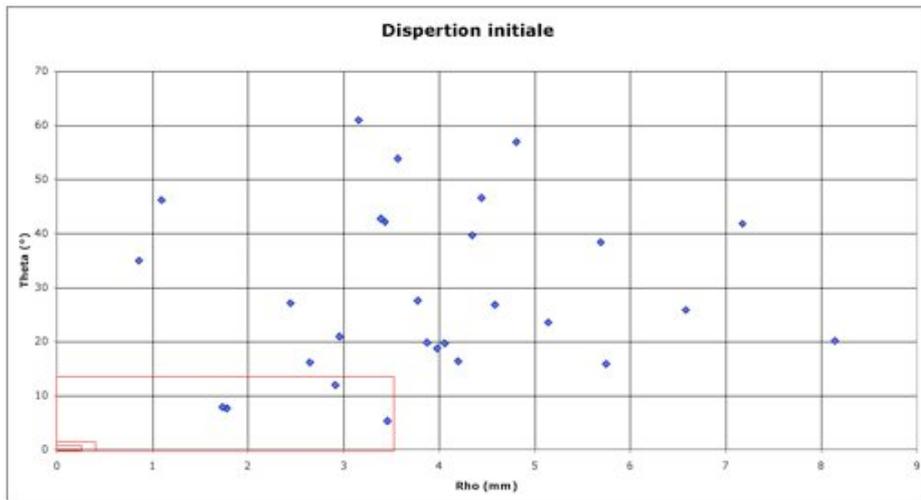


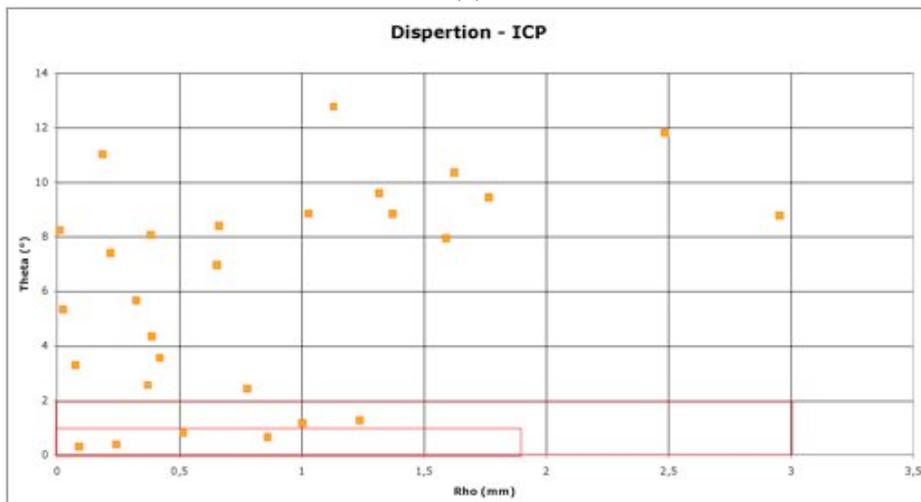
Figure 3 - Les 3 structures sont à l'origine parfaitement recalées. Le recalage par axes d'inertie (étape 1) perturbe le recalage parfait. L'algorithme de recalage tente de ramener les 3 structures vers une position équivalente à la position parfaite (étape 2).

### 1.2.2 Résultats

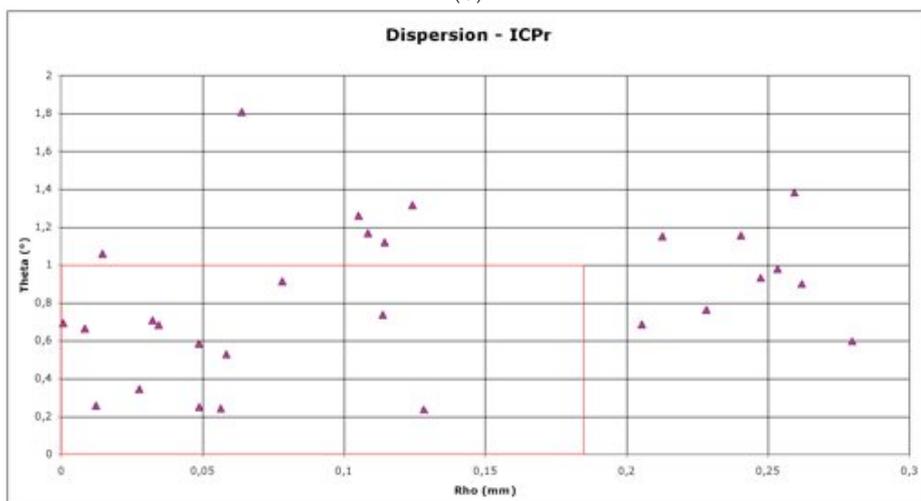
L'ICP, l'ICPr et l'IMCP vont ainsi être comparés en termes de précision. Pour l'ICPr on prendra  $\lambda = 5$  et la structure 8 de la figure 2 comme structure de référence (enchaînement focal). Pour l'IMCP, on prendra  $\lambda = \lambda' = 5$ . Les valeurs  $\lambda$  et  $\lambda'$  sont des paramètres permettant de régler les fonctions de poids qui permettent d'établir la fiabilité des sommets dans les algorithmes ICPr et IMCP. Les figures 4 (b), (c), (d) donnent les résultats de la précision du recalage respectivement pour l'ICP, l'ICPr et l'IMCP. La figure 4 (a) donne la dispersion des 28 couples ( $\rho$ ,  $\theta$ ) créés par le recalage initial avec les axes d'inertie des structures de la figure 2.



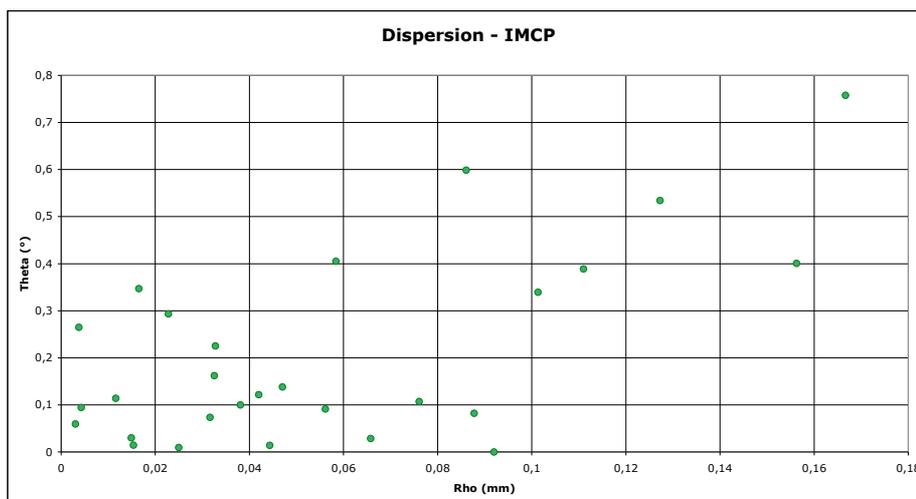
(a)



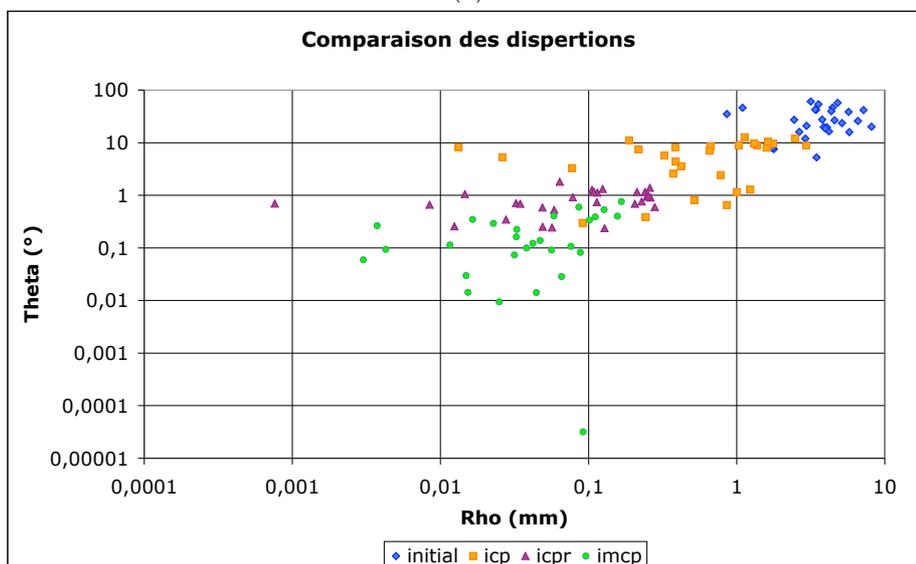
(b)



(c)



(d)



(e)

Figure 4 - Dispersion mutuelle (a) initiale (après le recalage des axes d’inertie) - (b) après le recalage de l’ICP – (c) après le recalage de l’ICPr ( $\lambda=5$ ) – (d) après le recalage de l’IMCP ( $\lambda=\lambda'=5$ ) – (e) comparaison des dispersions (échelle logarithmique) – les rectangles rouges présents sur les graphiques donnent une approximation de la dispersion des erreurs pour les autres méthodes afin d’aider le lecteur à visualiser les améliorations apportées.

L’ICP effectue un premier raffinement par rapport au recalage par axes d’inertie. D’erreurs allant jusqu’à 61° et 8 mm, on passe à des erreurs réduites à 13° et 3 mm (amélioration d’un facteur 4). Cependant ce recalage reste très grossier montrant la limite des méthodes utilisées en analyse du mouvement. L’ajout de la norme robuste (estimateur de Tukey) de l’ICPr apporte une amélioration notable des résultats. Les erreurs sont alors inférieures à 2° et 0,3 mm (amélioration d’un facteur 10). Il faut noter que les résultats de l’ICPr sont très dépendants du choix de la structure de référence. Les résultats peuvent être meilleurs ou plus mauvais. L’influence du choix de la structure de référence est présentée dans la thèse de Thierry Cresson

[CRE05]. Le lecteur pourra s'y rapporter pour plus de détail. L'IMCP réalise un recalage simultané et utilise la redondance d'information spatiale apportée par toutes les instances. Ce processus apporte avant tout un gain en termes de robustesse mais aussi en termes de précision. Ce gain est d'ailleurs non négligeable, les erreurs de précision étant alors inférieures à  $0,76^\circ$  et  $0,17$  mm (amélioration d'un facteur 2). **Ces résultats mettent en évidence les capacités de l'IMCP à extraire une forme rigide d'une série d'instances déformées et bruitées. Ces propriétés que l'on ne retrouve pas pour l'ICP sont nécessaires pour réaliser le suivi de forme que nous souhaitons mettre en place.**

### 1.2.3 Influence de la résolution des instances

Maintenant que l'apport et l'efficacité de l'IMCP ont été rappelés, nous allons nous attacher à étudier l'influence de la résolution des instances à recalcer. Cela correspond dans le cas de l'analyse du mouvement au nombre de marqueurs que l'on va placer sur la surface de la peau. Nous comparerons par ailleurs 2 modes de fonctionnement de l'IMCP : le mode point et le mode surfacique. Nous rappelons que le mode surfacique cherche les plus proches voisins sur les facettes, ne se restreignant pas ainsi aux sommets de la structure de référence. Cela a pour effet de réduire le bruit tangentiel introduit par la discrétisation de la surface. Afin de mener cette étude nous allons comparer les résultats des modes point et surfacique pour différentes décimations. Les comparaisons se feront pour le maillage originel, pour des décimations de 50%, 75% et 87,5% (figure 5). Cela revient à diviser à chaque fois le nombre de sommets de la surface maillée par deux. La figure 6 (a) montre l'évolution des erreurs moyennes sur  $\rho$  et la figure 6 (b) l'évolution des erreurs moyennes sur  $\theta$ .

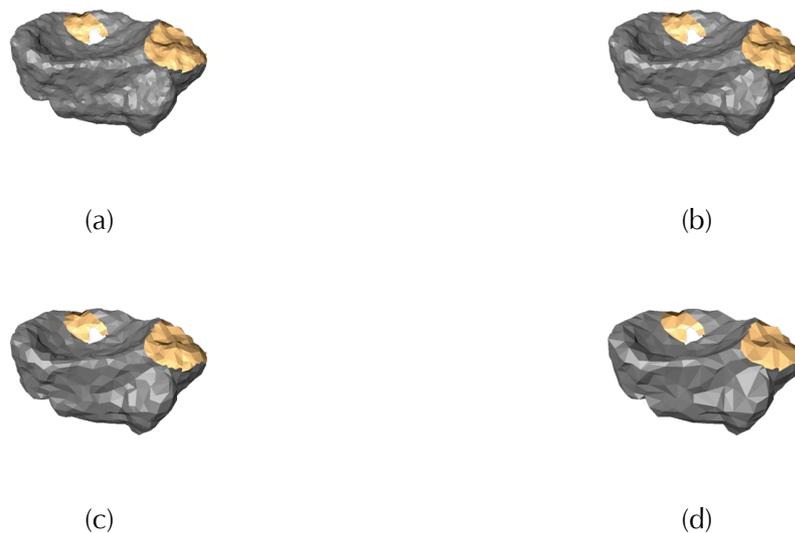
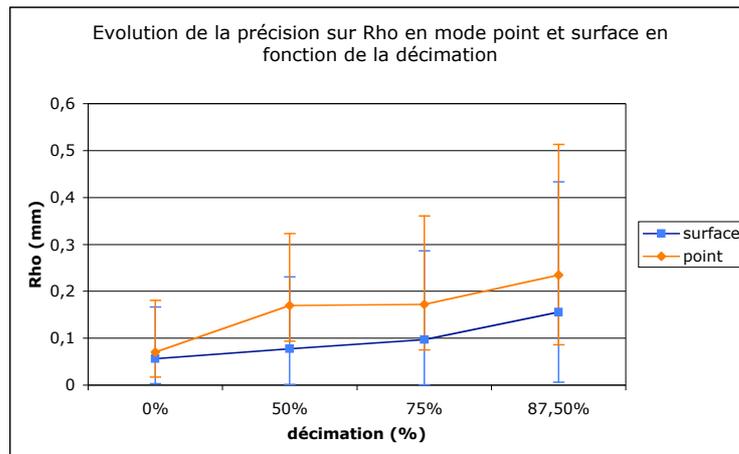
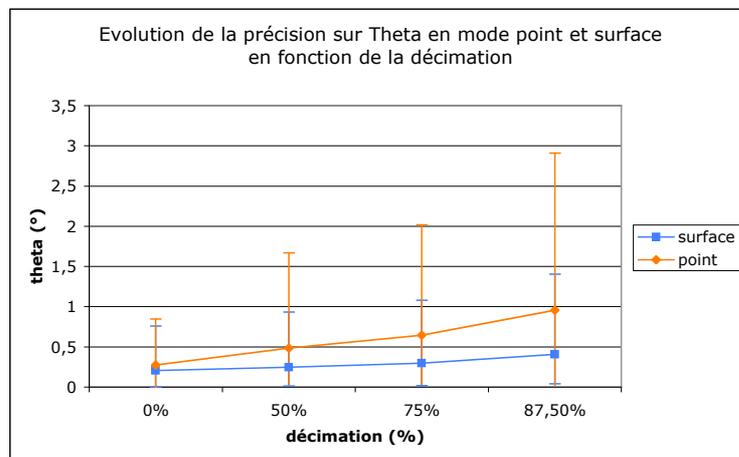


Figure 5 - Exemple de décimation de la structure 8 – (a) décimation à 0% (maillage originel) – (b) décimation à 50% - (c) décimation à 75% - (d) décimation à 87,5%.



(a)



(b)

Figure 6 - Évolution de la précision moyenne du recalage en mode point et surface (a) évolution des erreurs moyennes sur rho - (b) évolution des erreurs moyennes sur theta.

Les résultats en termes de précision sont quasiment équivalents en mode point et surface pour le maillage originel (décimation à 0%). Dans la structure originale, les arêtes ont une taille de l'ordre du millimètre. Ce n'est par compte plus le cas pour une décimation de 87,5% où la taille des arêtes est alors de 4,5 mm. La différence de précision entre les modes point et surface devient notable en particulier pour l'évaluation de la rotation. L'erreur maximale en mode surface est de 1,4° contre 2,9° en mode point. Plus la taille des arêtes augmente, plus l'apport du mode surfacique en termes de précision est important. Le résultat très important pour notre étude est également que **plus la résolution du maillage diminue, plus la précision des résultats décroît ainsi que la fiabilité de ceux-ci** (augmentation de l'écart-type).

### 1.3 Discussion

Les tests réalisés ont mis en évidence la qualité des améliorations apportées par l'IMCP laissant espérer que cet algorithme puisse suivre le déplacement de l'omoplate à partir d'une déformation de la peau contrairement aux algorithmes utilisés actuellement. La principale raison est que **l'IMCP est capable d'extraire et de mutualiser l'information présente dans toutes les instances du mouvement afin d'en faire émerger une forme rigide**. Un algorithme permettant de reconstruire et de visualiser cette forme rigide est présenté dans la seconde partie de ce chapitre. Les tests sur l'influence de la résolution du maillage des structures ont mis en avant qu'une dégradation de la résolution avait une influence négative sur la précision du recalage. Cette dégradation n'est qu'en partie compensée par l'utilisation du mode surface de l'IMCP. Ce test nous permet d'aborder un paramètre important de notre étude que nous avons pour le moment seulement évoqué à savoir la détermination du placement des marqueurs ainsi que la densité de ceux-ci. Autant, il est pour le moment impossible de répondre au sujet de la localisation des marqueurs et ce point fera l'objet d'un prochain chapitre, autant le test sur la résolution, que nous venons de mener, met en évidence, que pour réaliser le suivi de forme dans des conditions idéales, la résolution devra être aussi fine que possible. En pratique, cela signifie **la mise en place d'une nappe de marqueurs dont la densité sera aussi élevée que possible**. Les limitations du nombre de marqueurs sont évidemment de nature technique. Les plus petits marqueurs que propose la société VICON pour son système d'analyse du mouvement, sont des marqueurs d'un diamètre égal à 4 mm. Nous avons par conséquent retenu l'utilisation de ces marqueurs afin de pouvoir en placer le maximum. Les marqueurs ne peuvent pas être collés les uns aux autres car le système n'est pas capable dans cette situation de les différencier en raison de son pouvoir de discrimination limité et par conséquent de suivre le déplacement individuel de chaque marqueur. De plus, la déformation de la peau peut contribuer à écarter les marqueurs mais aussi à les rapprocher. L'expérience pratique de l'utilisation du système de caméras nous a permis de déterminer qu'une distance de 1cm entre les marqueurs constituait la plus petite distance acceptable pour que les données soient ensuite exploitables. En pratique, nous avons abouti à la mise en place d'une **nappe composée de plus d'une centaine de marqueurs** sur la peau. La figure 7 montre un exemple de positionnement de nappe de marqueurs sur l'omoplate.



Figure 7 – Nappe de marqueurs d'environ 120 marqueurs sur l'omoplate

Les tests que nous avons réalisés dans cette section ont été menés dans le cadre d'origine de conception de l'IMCP c'est-à-dire le recalage de structures osseuses. Ces tests ont permis à la fois de mettre en avant les avantages de l'IMCP et d'envisager des conditions favorables à son utilisation en analyse du mouvement. Cependant, ces premiers résultats ne permettent pas encore de conclure sur les capacités réelles de l'IMCP à suivre la déformation surfacique de l'omoplate. Ces analyses feront l'objet d'un prochain chapitre alors que la prochaine section présente un algorithme permettant de reconstruire la forme rigide servant de référence à l'IMCP.

## 2 Emergence de la forme rigide suivie par l'IMCP

L'originalité de l'IMCP repose en partie sur le recalage des instances du mouvement sur des formes virtuelles représentant le consensus de l'information de l'ensemble des données acquises. L'écart à ces formes virtuelles est quantifié, pour chaque sommet, par un poids qui note la fiabilité de la position de celui-ci. En utilisant l'information des poids de l'ensemble des nuages de points, il est possible de reconstruire l'objet rigide qui a émergé du consensus des instances du mouvement et qui représente la forme suivie. La reconstruction de la forme rigide est l'aboutissement d'un processus de fusion des instances du mouvement prenant en compte la pondération de chacun des sommets. L'intérêt d'avoir accès à la forme rigide est de pouvoir potentiellement effectuer une corrélation entre une zone anatomique et une zone informative de la nappe de marqueurs. L'objectif de cette section est de présenter un algorithme permettant d'effectuer la fusion pondérée des nappes de marqueurs et de sa validation sur une série de situations simulées. La forme de base retenue pour les simulations est un plan afin de se rapprocher de la situation de surface ouverte obtenue avec une nappe de marqueurs.

### 2.1 Description du processus de fusion

La première étape de ce processus est de fusionner l'ensemble des nuages de points recalés en un unique nuage (qui est donc non maillé). Chaque point de ce nuage possède un poids  $w$  qui reflète la fiabilité de son positionnement. Plus précisément, le poids  $w$  peut s'interpréter comme la probabilité que le point soit représentatif d'une perturbation gaussienne de la forme virtuelle issue du consensus de l'ensemble des instances recalées. L'objectif du processus de reconstruction est donc de tendre vers un nuage de points dont la moyenne des poids serait aussi proche que possible de 1. Le nuage obtenu serait donc, à une perturbation gaussienne près, équivalent à la forme de l'objet réel. Pour atteindre cet objectif il faut donc, de manière générale, déplacer les points de poids faibles vers des zones de fiabilité plus élevée. L'algorithme que nous proposons dans cette section est une adaptation du filtre Laplacien à nos objectifs.

Le filtre Laplacien est une des techniques les plus employées pour l'élimination de bruit dans un maillage. Lors du filtrage Laplacien, un point  $P$  converge vers le barycentre de ses voisins directs (1-ring – voir figure 6). Cela a pour conséquence d'homogénéiser le maillage mais introduit une déformation importante de la surface. En effet, les points convergeant vers leur

barycentre, un effet de rétrécissement (“shrinkage”) apparaît. Ce désavantage, bien exploité, peut être un avantage dans le cadre de notre application. En effet, nous souhaitons déplacer les points de faible poids et donc modifier la forme du nuage d’origine. Par contre les points de poids fort qui reflètent la forme réelle ne doivent pas être modifiés. Le filtre Laplacien doit par conséquent être modifié de manière à traiter de manière différente les points en fonction de leur poids. L’algorithme que nous avons développé étant basé sur le filtre Laplacien nous allons tout d’abord en faire une courte description.

Soit  $P$  un point du maillage. Soit  $P_i \in P^*$  ( $i=1, \dots, n$ ),  $P^*$  étant l’ensemble des points du voisinage de  $P$  sur son 1-ring, c’est-à-dire son voisinage immédiat en terme de connectivité, On définit l’opérateur *umbrella*  $U$ , qui représente une translation comme :

$$U(P) = \frac{1}{w} \sum_{i=1}^n w_i P_i - P \quad , \quad w = \sum_{i=1}^n w_i$$

La définition de l’opérateur *umbrella* introduit un poids qui pondère l’influence de chaque sommet du voisinage de  $P$ . L’utilisation de ces poids est utile pour s’adapter à des maillages qui présentent des variations importantes de longueur des arêtes et/ou d’angle des facettes. Le but étant d’éviter l’apparition d’une dérive tangentielle trop importante qu’introduirait la non prise en compte de l’inhomogénéité du maillage. Fujiwara [FUJ95] propose ainsi de prendre comme poids l’inverse de la longueur de l’arête (“inverse distance weights”. Cette pondération rend le filtrage indépendant de la longueur des arêtes. D’autres poids permettent de s’affranchir à la fois de la longueur des arêtes et de la valeur des angles des facettes. On citera en particulier les poids proposés par Desbrun [DES99] (“cotangent weights”). La nouvelle position du point résulte de l’ajout de la translation de l’opérateur *umbrella* multiplié par un scalaire  $\lambda$  (strictement compris entre 0 et 1) qui contrôle la vitesse de diffusion de la méthode.

$$P_{new} \leftarrow P_{old} + \lambda U(P_{old})$$

Dans notre cas, le filtre doit s’adapter à la fiabilité de l’emplacement des points de manière à correspondre le mieux possible à la forme virtuelle issue du consensus de toutes les instances. **Les poids qui sont utilisés sont ceux issus de l’IMCP.** Le filtre Laplacien traite alors tous les sommets et les déplace, à chaque itération et de manière simultanée, en direction du barycentre de son voisinage suivant un coefficient  $\lambda$  compris entre 0 et 1. Ce coefficient est constant pour tous les points et l’est aussi en général au cours des itérations même si Taubin [TAU01] a proposé d’utiliser un coefficient qui évolue au cours des itérations. Dans notre étude nous voudrions que le filtre s’adapte au contexte du sommet à déplacer :

- le filtre doit s’adapter *aux propriétés intrinsèques des sommets* (ici leurs poids) – on ne déplace pas de la même manière un point de poids fort et un point de poids faible.
- le filtre doit s’adapter à *l’environnement local des sommets* à déplacer (son voisinage) – on ne déplace pas un point fiable vers un voisinage peu fiable.

Outre la définition d’un fonctionnement permettant la prise en compte des propriétés intrinsèques des sommets et de leur environnement local, nous devons nous intéresser à la

définition de la notion de voisinage pour les sommets car nous travaillons sur un nuage de points et non pas un maillage.

### 2.1.1 Détermination du voisinage

En général, le **voisinage du sommet** auquel est appliqué l'opérateur *umbrella* est déduit du maillage de la structure. Dans notre cas, nous travaillons sur un nuage de points et non pas sur une structure maillée. La connaissance du voisinage des points, nécessaire au fonctionnement de l'algorithme, est donc inconnue. Le voisinage d'un point va correspondre aux points proches de celui-ci. Deux approches sont envisageables afin d'obtenir ce voisinage :

- prendre les  $k$  plus proches voisins ( $k$  étant à définir),
- prendre l'ensemble des points présents dans une sphère de rayon  $R$  et de centre le point  $P$  ( $R$  étant à définir).

Vanco [VAN07] souligne que le choix d'un voisinage basé sur les  $k$ -plus proches voisins garantit un voisinage non vide. Cependant avec l'augmentation du bruit, il est nécessaire d'augmenter le nombre de plus proches voisins pour obtenir un résultat satisfaisant et finalement la majorité des algorithmes considère l'ensemble des points présents dans une sphère de rayon  $R$  et de centre le point  $P$ . De plus la densité de points n'est pas la même pour toutes les zones du nuage. Chercher un nombre fixe de plus proches voisins conduit donc à interpoler la position du point  $P$  par rapport à des voisinages de tailles (au sens de la distance) différentes. Vanco fait aussi remarquer que, dans le cas d'une surface complexe des points proches au sens euclidien, peuvent être loin au sens de la distance géodésique. Il propose ainsi un algorithme permettant de calculer de manière efficace les plus proches voisins au sens géodésique. Cependant notre surface étant presque plane, **nous avons uniquement recherché les plus proches voisins au sens euclidien dans une sphère de rayon  $R$** , ce qui nous permettait par ailleurs de réduire le temps de calcul nécessaire.

### 2.1.2 Adaptation au contexte du sommet

La limitation du schéma de fonctionnement non adaptatif du filtre Laplacien est qu'un point quel que soit son poids est déplacé. Par exemple un point de poids 1 (donc dont la position est juste) se déplace de la même manière qu'un point de poids nul (donc dont la position est fautive). Dans le filtre Laplacien, l'amplitude du déplacement du point vers le barycentre de son voisinage est réglée par un facteur d'échelle qui est fixe pour l'ensemble des points et des itérations de l'algorithme. Ce facteur *weightFactor* (figure 8) est ici rendu variable en fonction du point que l'on souhaite déplacer et permet ainsi de prendre en compte **le poids propre de chacun des sommets**. Les points de poids proche de 1 ne sont ainsi pas ou peu déplacés alors que les points de poids faible le sont.

$$weightFactor = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{w}{\alpha_1}\right)^2\right)^2 & si \quad w \leq \alpha_1 \\ 0 & si \quad w > \alpha_1 \end{cases}$$

avec  $\alpha_1$  le point de rejet et  $w$  le poids du point que l'on souhaite déplacer.

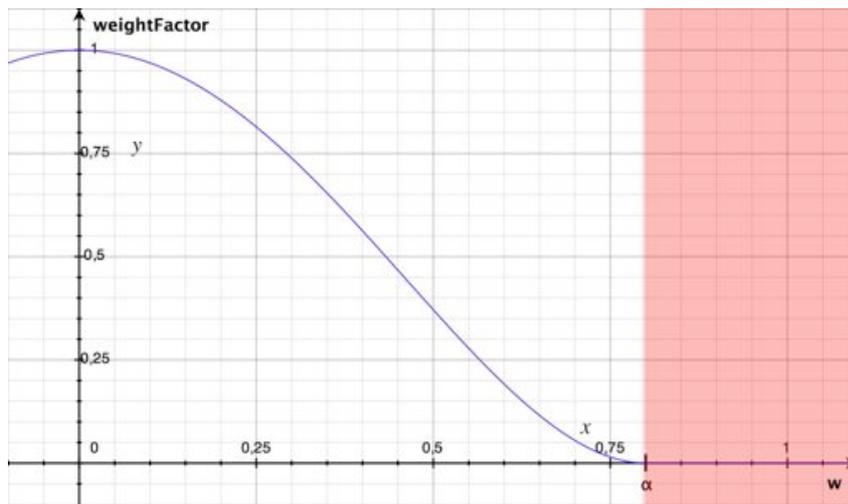


Figure 8 -Fonction de poids du facteur weightFactor – en rouge la zone ou le déplacement n'est pas autorisé – en blanc la zone ou le déplacement devient progressivement possible (la position du point à déplacer est de moins en moins fiable).

L'ajout d'un second facteur *neighboursFactor* (figure 9) est nécessaire pour prendre en compte **l'influence du voisinage du point à déplacer**. En effet imaginons que le point *P* à déplacer ait un poids égale à 0,6 et que les points de son voisinage aient des poids égaux à 0,3, comme le point *P* a un poids relativement faible, le facteur *weightFactor* autorise le déplacement de ce point. Mais ce déplacement est aberrant car *P* est ici attiré par des points de poids plus faible donc sa position serait encore moins fiable. Le facteur *neighboursFactor* va donc autoriser uniquement le déplacement des points dont le voisinage est plus fiable que lui (cf figure 2).

$$neighboursFactor = \begin{cases} \left( 1 - \left( \frac{\max(0, w - moy[w(P^*)] + \alpha_2)}{\alpha_2} \right)^2 \right)^2 & si \quad w \leq \alpha_2 \\ 0 & si \quad w > \alpha_2 \end{cases}$$

avec  $\alpha_2$  le point de rejet,  $w$  le poids du point que l'on souhaite déplacer et  $w(P^*)$  la moyenne des poids non nul du voisinage de *P*.

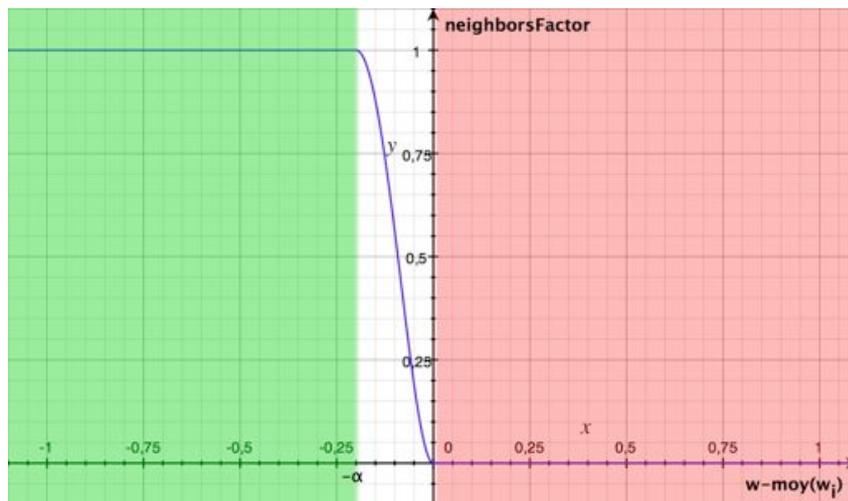


Figure 9 - Fonction de poids du facteur neighborsFactor – en rouge la zone où le déplacement n’est pas autorisé (le voisinage est moins fiable) – en blanc la zone intermédiaire où le déplacement devient progressivement possible (voisinage de plus en plus fiable) – et en vert le déplacement maximal est autorisé (voisinage beaucoup plus fiable).

Le facteur de déplacement final  $scaleFactor$  est égal à :  $scaleFactor = weightFactor * neighboursFactor$ . Au cours des itérations, la fiabilité moyenne des points augmente forcément. L’ensemble des points est potentiellement déplacé à chaque itération. Le poids de chaque point dépendant de sa position, il est nécessaire de les mettre à jour. Le nouveau point est positionné par interpolation linéaire entre le barycentre de son voisinage (de poids  $w_{barycentre}$ ) et le point à déplacer (de poids  $w$ ). Le nouveau poids du point est donc :

$$w_{new} = scaleFactor.w_{barycentre} + (1 - scaleFactor).w$$

Le poids du barycentre n’est pas connu mais peut se déduire du poids des points ayant servi à le construire :

$$w_{barycentre} = \frac{\sum_{P_i \in P^*} w(P_i)^2}{\sum_{P_j \in P^*} w(P_j)}$$

avec  $P^*$  les points du voisinage du point  $P$  à déplacer.

### 2.1.3 Algorithme du processus de fusion pondérée

L’algorithme 1 synthétise le processus de fusion pondérée des sommets issus du recalage réalisé à l’aide de l’IMCP.

À l’issue du processus de fusion une étape de post-traitement peut améliorer la configuration du nuage de point obtenu. À la fin du processus, on élimine les points de poids nuls qui pourraient rester car leur position est fautive. A priori, il ne doit pas rester de poids nuls à la fin du processus initial ou très peu. Malgré la décorrélation initiale, la densité de points est plus forte

près de la position initiale des marqueurs. De plus le processus de fusion a eu tendance à attirer les points de poids faible vers les points de poids forts. Cela a pour conséquence de rendre la densité de points irrégulière. Il peut donc être intéressant de fusionner les points qui sont trop proches. La répartition des points dans le nuage est ainsi plus régulière.

**Entrées :**

- nuage de points de l'ensemble des formes recalées

**Sortie :**

- nuage de points fusionné

**Paramètres :**

- le critère d'arrêt  $\Omega$
- le point de rejet  $\alpha_1$  pour le calcul de *weightFactor*
- le point de rejet  $\alpha_2$  pour le calcul de *neighborsFactor*

**Algorithme :**

1. tant que  $\Omega$  est vrai
2. pour chacun des points  $P$  du nuage
3.  $v \leftarrow$  voisinage du point  $P$
4.  $B \leftarrow$  barycentre pondéré par les poids issus de l'IMCP de  $v$
5. calcul de *weightFactor*
6. calcul de *neighborsFactor*
7. *scaleFactor* = *weightFactor* . *NeighborsFactor*
8. calcul du déplacement du point  $P$  : *scaleFactor* . **PB**
9. mise en cache de la nouvelle position de  $P$
10. calcul du nouveau poids  $w_{new}$  de  $P$
11. mise en cache de  $w_{new}$
12. fin pour
13. mise à jour de la position des points
14. mise à jour des poids des points
15. fin tant que

Algorithme 1 - Algorithme de fusion des nuages de points pondérés

La section suivante s'attache à tester les performances de l'algorithme précédemment décrit sur un ensemble de situations simulées.

## 2.2 Simulation : étude des paramètres

Afin d'étudier les propriétés de notre algorithme de fusion de nuages de points, nous avons simulés différentes situations. Le jeu de données d'origine est un semi de  $N$  points placés aléatoirement selon une loi uniforme dans un carré de côté  $C$  (figure 10) appartenant au plan  $z = 0$ .

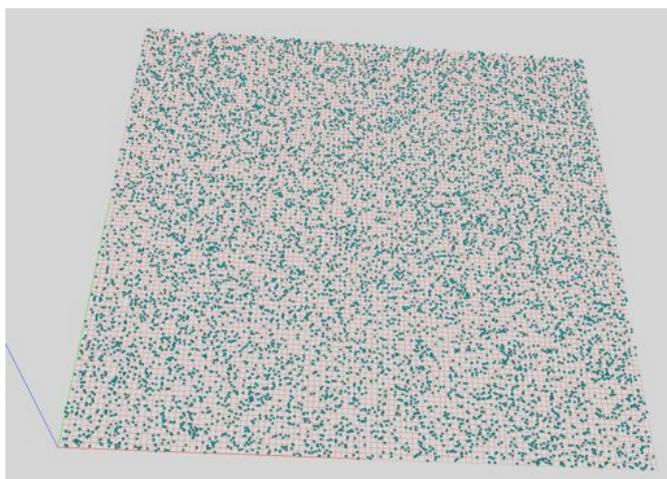


Figure 10 - Exemple de 10000 points placés aléatoirement selon une loi uniforme dans un carré de côté 100.

Nous allons ensuite étudier l'influence de différents types de perturbations sur la qualité de la fusion. Pour simuler l'estimation du degré de consensus, que l'on obtient normalement en sortie de l'IMCP, le poids de chacun des points sera fixé par une fonction basée sur l'estimateur de Tukey tel que :

$$w = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{z}{\lambda\sigma}\right)^2\right)^2 & \text{si } z < \lambda\sigma \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

Avec  $\lambda$  le facteur d'échelle (en général égale à 3 ou 5) qui paramètre la définition du point de rejet de la fonction de poids et  $\sigma$  l'écart type du bruit gaussien présent dans le nuage.

### 2.2.1 Etude de l'effet de l'insertion d'un bruit gaussien

Pour commencer nous allons affecter aux coordonnées en  $z$  de chacun des points un bruit gaussien. La figure 11 donne les résultats de l'algorithme de fusion pour plusieurs écart-types de bruit.

L'algorithme permet de supprimer en partie le bruit mais pas de le retirer complètement. Le résultat parfait serait, en effet, que tous les points aient à nouveau une composante en  $z$  égale à 0. Le rayon de recherche du voisinage est égal à 1 ce qui correspond à la distance moyenne entre 2 points dans cette simulation. Nous verrons plus tard que prendre un rayon supérieur (c'est-à-dire prendre en compte un voisinage plus important) améliore le résultat.

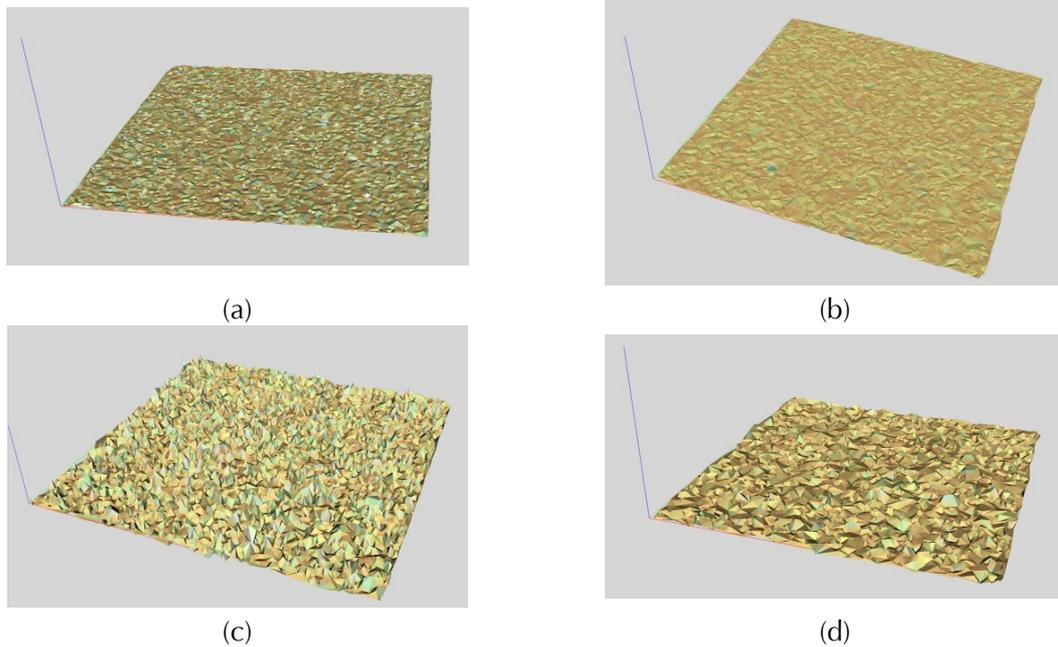


Figure 11 - Ajout de bruit gaussien à un semi de 10000 points dans un carré de côté 100 – (a) écart-type égal à 0,2 avant traitement – (b) écart-type égal à 0,2 après traitement – (c) écart-type égal à 1 avant traitement – (d) écart-type égal à 1 après traitement – le rayon de recherche du voisinage est égal à 1, le *weightFactor* vaut 0,9 et le *neighboursFactor* vaut 0,05.

### 2.2.2 Etude de l'effet de l'insertion d'outliers ponctuels

En plus du bruit gaussien, qui correspond à des conditions de traitement idéales pour l'algorithme, nous allons ajouter des outliers ponctuels. Il s'agit d'ajouter à un certain pourcentage de points tirés selon une loi uniforme, une valeur comprise dans la plage  $[-A, A]$ . Cette valeur est aussi tirée selon une loi uniforme. Pour que la perturbation ajoutée ne soit pas confondue avec le bruit gaussien, il est nécessaire de prendre une valeur de  $A$  largement supérieure à l'écart-type du bruit  $\sigma$ . On prendra  $A$  égal à  $10 \times \sigma$ . La figure 12 présente les résultats de l'algorithme pour différents pourcentages d'outliers ponctuels.

L'algorithme se comporte, dans l'ensemble, très bien dans l'élimination des outliers ponctuels et cela même pour des pourcentages très élevés. On se retrouve en effet avec des résultats équivalents à ceux obtenus avec un seul bruit gaussien (figure 11).

On remarquera cependant que la densité des points du nuage après traitement diminue avec l'augmentation du nombre d'outliers (figure 13). Cela revient à une diminution de la résolution. Dans l'algorithme, un point est supprimé si tout son voisinage a un poids nul, ce qui signifie en pratique que cette zone du nuage de points est fautive. L'apparition de ce cas de figure est amplifiée dans 2 situations :

- une augmentation du nombre d'outliers,
- une diminution du rayon définissant le voisinage d'un point.

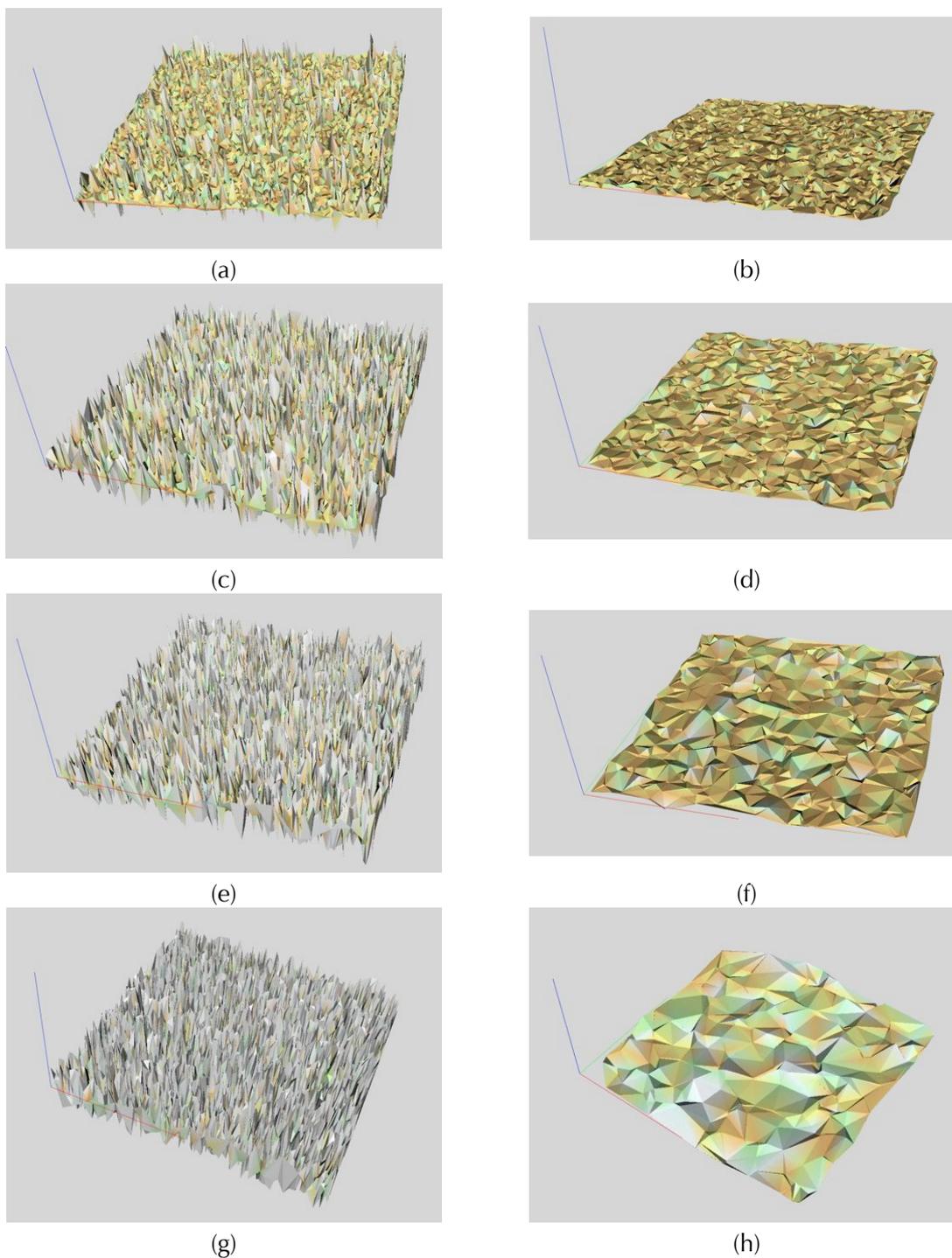


Figure 12 - Ajout d'outliers ponctuels à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 – (a) 10% d'outliers avant traitement – (b) 10% d'outliers après traitement – (c) 50% d'outliers avant traitement – (d) 50% d'outliers après traitement – (e) 75% d'outliers avant traitement – (f) 75% d'outliers après traitement – (g) 100% d'outliers avant traitement – (h) 100% d'outliers après traitement - le rayon de recherche du voisinage est égal à 1, le weightFactor vaut 0,9 et le neighboursFactor vaut 0,05.

Dans le cas de la figure 13, nous avons volontairement pris le rayon égal à 1 pour mettre en évidence ce phénomène. En prenant un rayon de recherche pour le voisinage faible, avec une amplitude des outliers ponctuels élevés, les outliers se retrouvent directement supprimés. C'est pour cela que même avec uniquement un bruit gaussien, nous n'avons plus qu'en sortie de l'algorithme que 6500 points sur les 10000 d'origine. Dans la pratique, il faudrait prendre un rayon de taille supérieure.

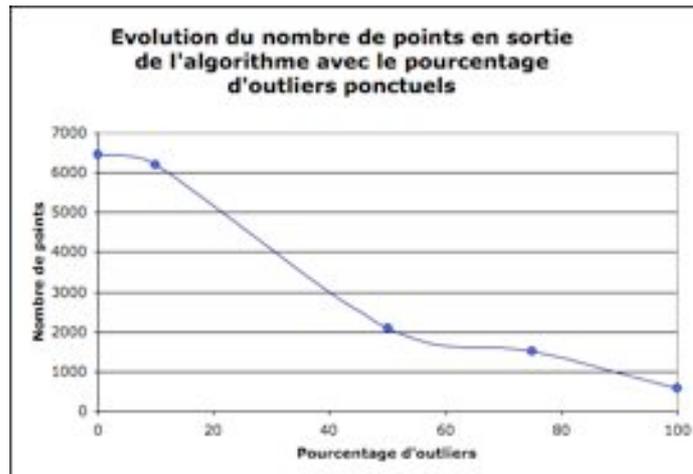


Figure 13 - Evolution du nombre de points dans le nuage en sortie de l'algorithme de fusion en fonction du pourcentage d'outliers ponctuels introduits – L'écart-type du bruit gaussien vaut 1 et l'amplitude maximale des outliers vaut 10.

La figure 14 montre les résultats obtenus pour différents rayons de voisinages. Résumons les différents cas de figure de la figure 4 :

- si  $R = 1$ , le rayon est plus faible que l'amplitude potentielle des outliers. Par conséquent, la majorité de ceux-ci sont supprimés directement. Cela conduit à une élimination efficace des outliers mais au détriment de la densité des points et donc de la résolution spatiale,
- si  $R = 10$ , le rayon est équivalent à l'amplitude potentielle des outliers. Les outliers vont être dans la majorité déplacés et non plus supprimés. Cependant, on peut noter l'apparition d'un phénomène sur les bords du plan : de façon générale, les points des bords (respectant les conditions de déplacement définis par les paramètres *weightFactor* et *neighboursFactor*) sont attirés vers l'intérieur de la forme (leur barycentre étant forcément décalé). Le rayon du voisinage étant maintenant largement supérieur à la distance moyenne entre points, on commence à noter une diminution de la densité des points sur les bords du plan,
- si  $R = 20$ , l'élimination des outliers est toujours bonne mais le phénomène de bords devient très visible,
- si  $R = 100$  (c'est-à-dire de la même taille que le côté du plan), les points se trouvent fortement concentré vers le centre du plan. On observe même la concentration des points suivant les 2 diagonales du carré.

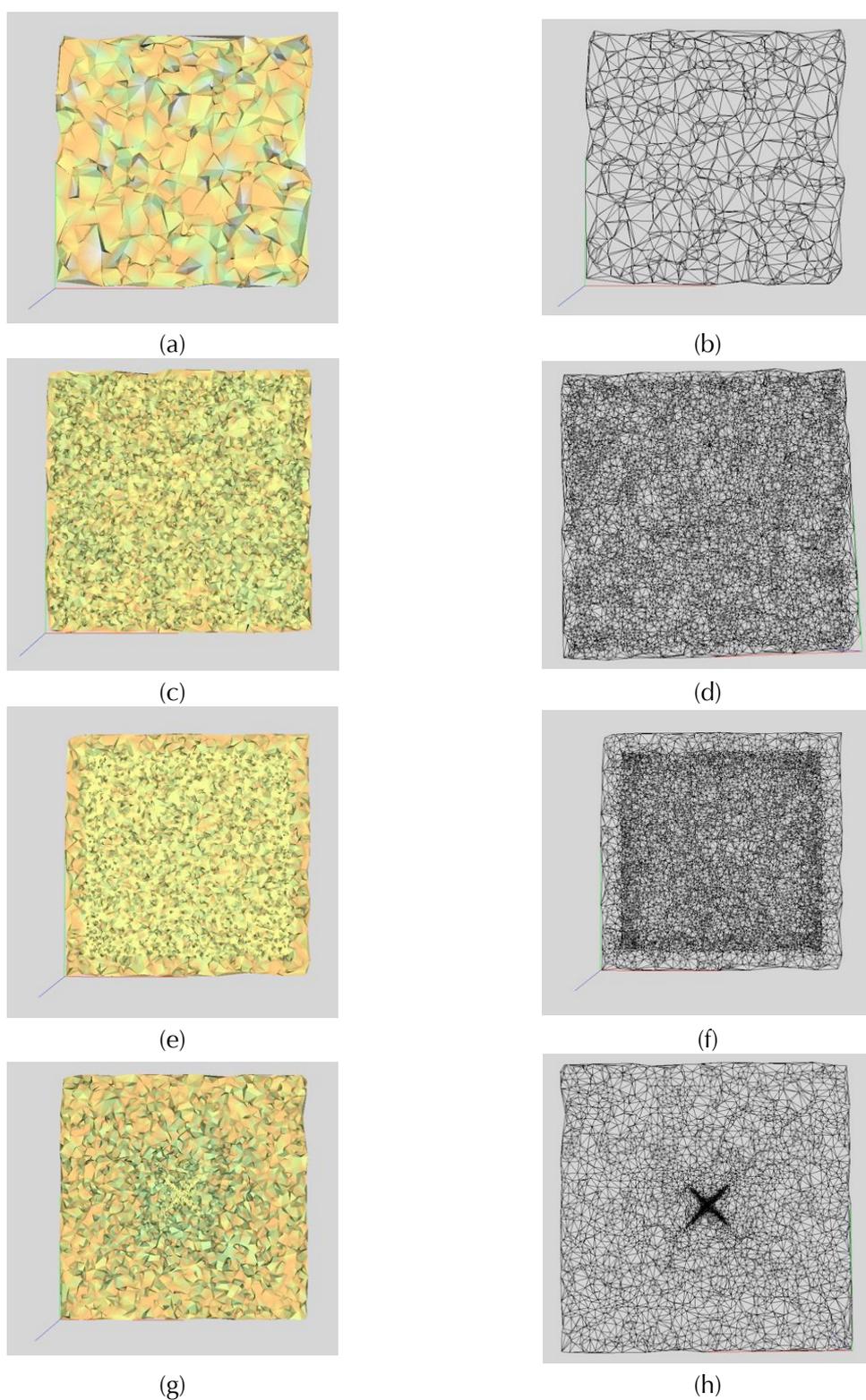


Figure 14 - Ajout de 75% d'outliers ponctuels à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 – (a)  $R = 1$  (rendu surfacique) – (b)  $R = 1$  (rendu maille de fer) – (c)  $R = 10$  (rendu surfacique) – (d)  $R = 10$  (rendu maille de fer) – (e)  $R = 20$  (rendu surfacique) – (f)  $R = 20$  (rendu maille de fer) – (g)  $R = 100$  (rendu surfacique) – (h)  $R = 100$  (rendu maille de fer) - le nombre d'itérations est égal à 3, le weightFactor vaut 0,9 et le neighboursFactor vaut 0,05.

### 2.2.3 Etude de l'effet de l'insertion d'outliers structurés

Nous venons d'étudier le comportement de l'algorithme de fusion sur des outliers ponctuels, c'est à dire qui n'avaient aucune cohérence spatiale. Nous allons maintenant étudier le traitement d'outliers structurés. L'objectif est de vérifier dans quelle mesure l'algorithme de fusion élimine bien le bruit (ici structuré) et ne fait pas que l'étaler.

#### **Dalle carrée**

La première forme étudiée est une dalle carrée. La dalle doit avoir une hauteur supérieure à  $\lambda \cdot \sigma$  afin d'être marquée comme outliers. La figure 15 montre le résultat du traitement d'une dalle par l'algorithme de fusion.

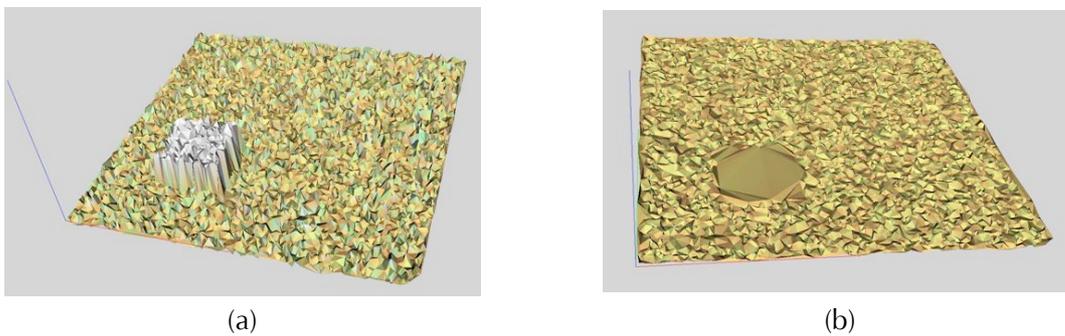


Figure 15 - Ajout d'une dalle de hauteur 10 à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 -  $\lambda = 3$  - (a) avant traitement - (b) après traitement - le rayon de recherche du voisinage est égal à 5, le `weightFactor` vaut 0,9 et le `neighboursFactor` vaut 0,05.

La figure 15 montre que l'outlier structuré en forme de dalle est correctement éliminé. Cependant, il apparaît à la place une zone très plane qui est en fait la conséquence d'une absence de points dans cette zone comme le montre la figure 16 (a). Ce comportement était tout à fait prévisible. En effet la hauteur de la dalle étant égale à 10, et le rayon du voisinage étant égal à 5, les points de la dalle, étant des outliers, sont directement éliminés. Si la dalle correspondant aux outliers devient trop grande, un trou apparaît même dans la forme finale (figure 16 (b)).

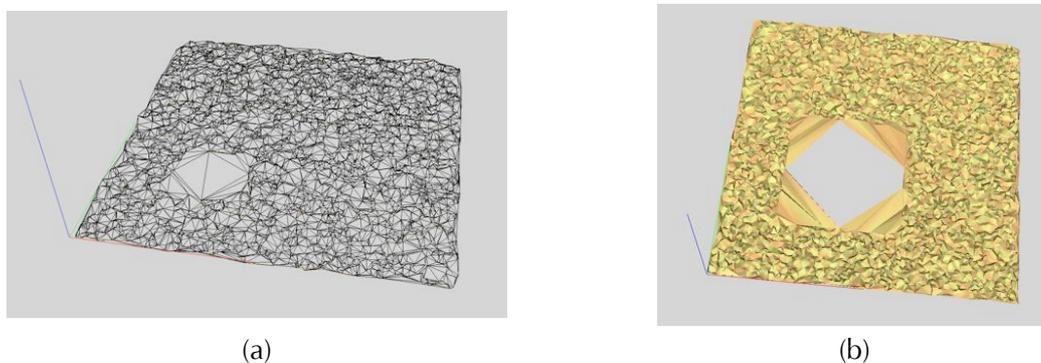


Figure 16 - Résultat en maille de fer de l'algorithme de fusion - (a) sur une dalle de hauteur 10 - (b) sur une dalle de hauteur 20.

La figure 17 montre le résultat de l'algorithme sur la même dalle mais dans le cas où l'on a placé la moitié des points de la zone au niveau de la dalle. L'autre moitié des points n'a pas été déplacée pour représenter la forme "vraie". Dans ce cas-là les outliers sont supprimés et seuls les points sous-jacents sont conservés. La densité du maillage est plus régulière.

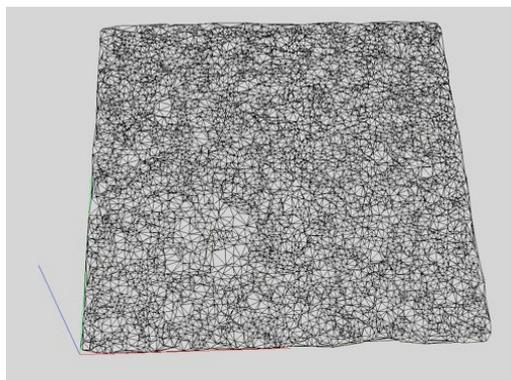


Figure 17 - Résultat en maille de fer de l'algorithme de fusion sur une dalle de hauteur 10 avec des points sous-jacents.

Si l'on choisit un rayon pour le voisinage de taille supérieure à la hauteur de la dalle, les outliers ne vont plus être supprimés. En effet, les points de poids faible (et donc en particulier les outliers et par conséquent les points composant la dalle) sont attirés par les points de poids fort. Dans ce cas-là, les outliers sont déplacés et la densité du maillage est moins affectée comme le montre la figure 18. Le lecteur pourra s'étonner de ne pas observer le même phénomène de bord que l'on avait relevé dans le cas des outliers ponctuels. La raison est que dans ce cas de figure, les points des bords sont peu perturbés et par conséquent ont un poids relativement important. Le paramètre *weightFactor* les empêche de se déplacer. Nous n'observons donc pas une diminution de la densité des points sur les bords du plan. Cependant prendre un rayon de voisinage important n'est pas une solution comme nous le verrons à la fin de cette partie.

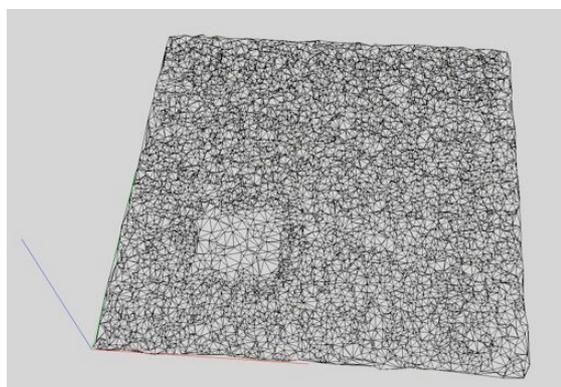


Figure 18 - Résultat en maille de fer de l'algorithme de fusion sur une dalle de hauteur 10 avec rayon de voisinage égal à 20.

Nous allons maintenant nous intéresser, dans le cas de la dalle, à l'influence du rayon de définition du voisinage aussi bien sur le nombre moyen de points moyens qui participent au voisinage qu'au temps de calcul.

La figure 19 représente l'évolution du nombre moyen de points pris en compte dans le voisinage au cours des itérations. Nous voyons que quel que soit le rayon, le nombre de points du voisinage augmente au cours des itérations. Cela est dû au fait que les points de poids fort attirent les points de poids faible. Par conséquent, les points ont tendance à s'agglutiner autour des points de poids forts. Nous nous rendons compte ici que l'algorithme conduit à des densités de points différentes dans le nuage. Nous avons vu que cet effet sera plus ou moins visible en fonction de la répartition spatiale des points ainsi que de leur poids. Nous remarquons par ailleurs que le nombre de points intervenant dans le voisinage pour un rayon égal à 1 est compris entre 1 et 2. Ce résultat était attendu car la distance moyenne entre deux points est égale à 1. Cependant, un nombre si faible de points ne permet pas de définir un voisinage correct. Il est donc nécessaire de prendre un rayon supérieur. Il ne faut pas non plus prendre un voisinage trop important. Tout d'abord pour la raison évidente qu'un voisinage trop important ne reflète plus la géométrie locale du nuage autour du point mobile mais aussi parce que le temps de calcul augmente de manière importante avec l'augmentation de la taille du rayon (figure 20).

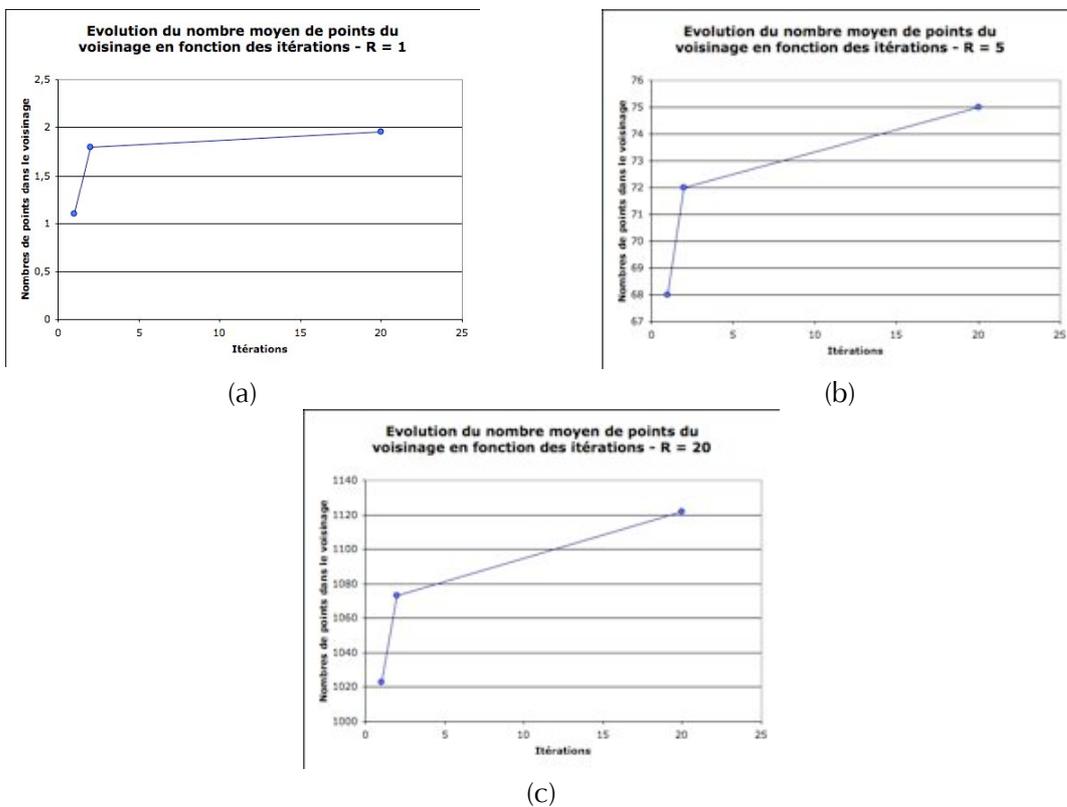


Figure 19 - Evolution du nombre moyen de points du voisinage pour un rayon égal à – (a)  $R = 1$  – (b)  $R = 5$  – (c)  $R = 20$ .

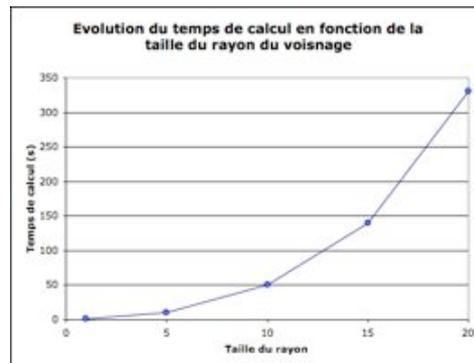


Figure 20 - Evolution du temps de calcul en fonction du rayon du voisinage pour un semi de 10000 points pour 20 itérations.

### Demi-sphère

La figure 21 montre les résultats obtenus pour des outliers structurés en forme de demi-sphère.

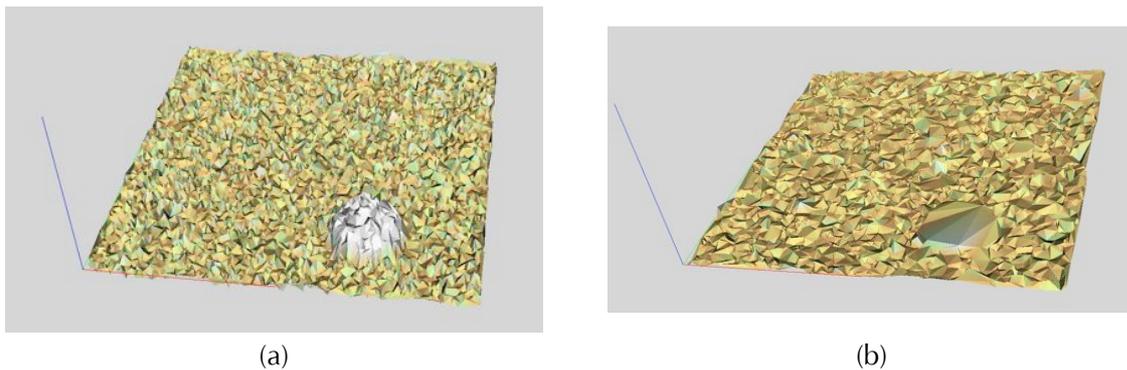


Figure 21 - Ajout d'une demi-sphère de hauteur 10 à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 -  $\lambda = 3$  - (a) avant traitement - (b) après traitement - le rayon de recherche du voisinage est égal à 5, le weightFactor vaut 0,9 et le neighboursFactor vaut 0,05.

Nous observons que la zone des outliers est bien supprimée par l'algorithme sans que le bruit soit étalé aux zones avoisinantes. Comme le rayon du voisinage est inférieur au rayon de la sphère et qu'il n'y a aucun point sous-jacent pour refléter la "vérité", la densité finale de la zone des outliers est nulle.

### Rainures

Afin d'étudier un bruit de spectre plus large, nous allons introduire une rainure en forme de carré. La rainure est un creux au milieu d'une dalle de hauteur la hauteur de la dalle. La largeur de la rainure est égale à 2 fois la distance moyenne des points du semi dans le plan XY. La figure 22 présente les résultats du traitement de ce bruit.

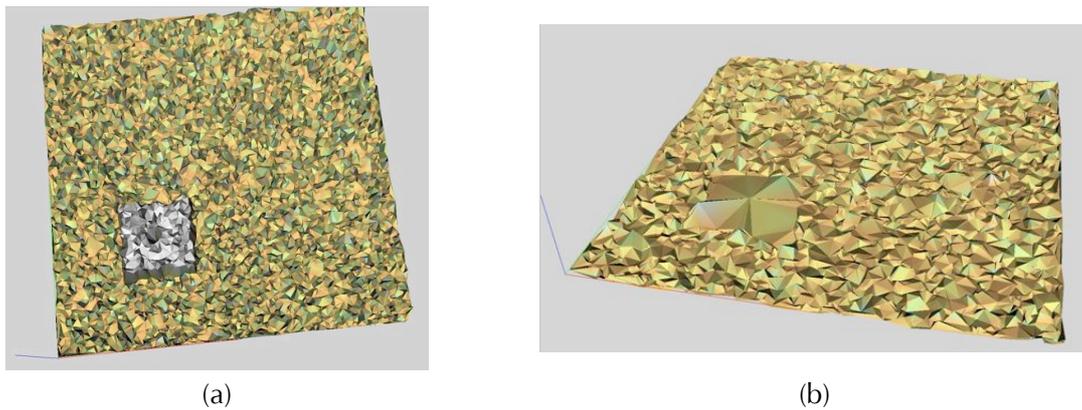


Figure 22 - Ajout d'une rainure à une dalle de hauteur 10 à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 -  $\lambda = 3$  - (a) avant traitement - (b) après traitement - le rayon de recherche du voisinage est égal à 5, le weightFactor vaut 0,9 et le neighboursFactor vaut 0,05.

L'algorithme est encore efficace, dans ce cas de figure, dans la suppression des outliers. Les points qui formaient le creux au milieu de la dalle n'ont pas bougé. Les points outliers de la dalle ont quant à eux été supprimés. D'où le maillage en étoile que l'on peut observer sur la figure 22 (b).

Nous réalisons maintenant le même test, excepté que le creux dans la dalle est de largeur telle que la dalle n'est plus qu'une épaisseur égale à 2 fois la distance entre les points du semi dans le plan XY. La figure 23 présente ces résultats. Ceux-ci sont encore très satisfaisants.

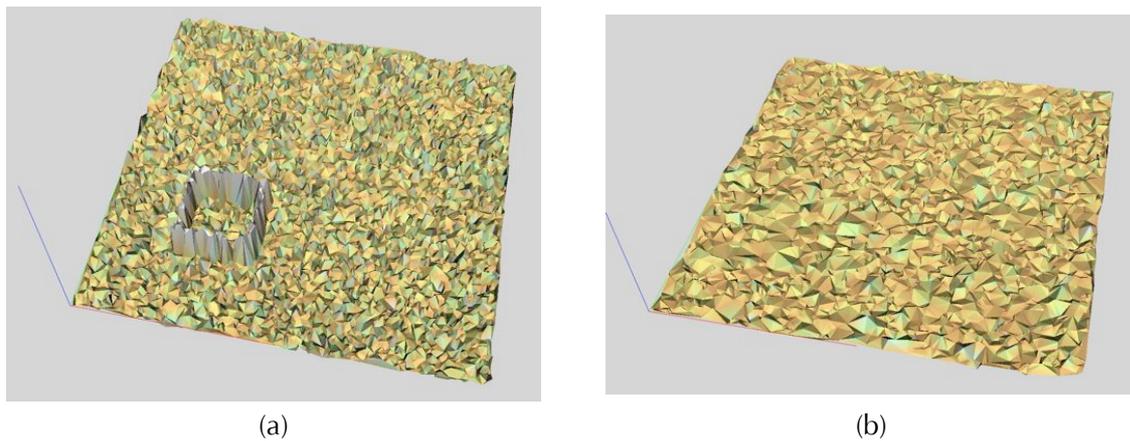


Figure 23 - Ajout d'une rainure large à une dalle de hauteur 10 à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 -  $\lambda = 3$  - (a) avant traitement - (b) après traitement - le rayon de recherche du voisinage est égal à 5, le weightFactor vaut 0,9 et le neighboursFactor vaut 0,05.

### 2.2.4 Etude du respect des reliefs

L'objectif de l'algorithme est de supprimer les zones d'outliers mais aussi de ne pas déformer les reliefs de la "vraie" forme. Pour mieux appréhender les capacités de l'algorithme développé nous allons placer en double, dans le semi de points, une demi-sphère, une dalle et une rainure en saillance de largeur égale à 2 fois la distance moyenne entre 2 points du semi dans le plan XY. Chaque instance sera présente en temps que outlier et en tant que forme "vraie". La figure 24 montre le traitement de ces données.

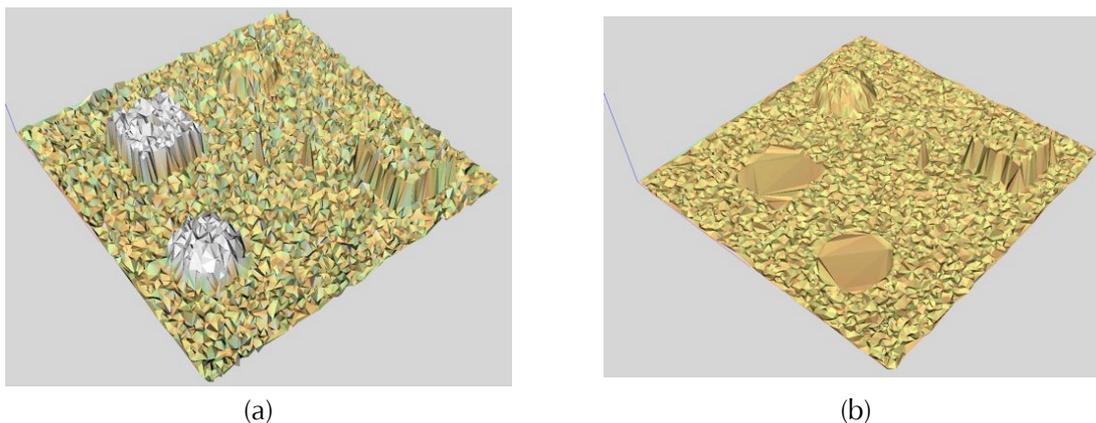


Figure 24 - Ajout en double (outlier et inlier) d'une demi-sphère (de rayon 10), d'une dalle (de hauteur 10) et d'une saillance (de hauteur 10 et largeur 2) à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à  $1 - \lambda = 3$  - (a) avant traitement - (b) après traitement - le rayon de recherche du voisinage est égal à 5, le weightFactor vaut 0,9 et le neighboursFactor vaut 0,05.

Nous observons que les structures outliers ont été supprimées alors que les autres ont été conservées. Les structures "vraies" ont malgré tout subi une légère érosion de leurs bords. Celle-ci reste cependant très limitée comme le montre la non-disparition de la saillance de largeur 2 fois la distance moyenne des points du semi.

Afin de compliquer la tâche à l'algorithme, nous allons noyer les structures précédentes dans 75% d'outliers ponctuels. Les résultats sont présentés figure 25. Le semi de points est ici très bruité, et comme le montre la figure 25 (b) l'utilisation d'un rayon de 1 pour le voisinage ne permet absolument pas de conserver les structures d'intérêts. L'utilisation d'un rayon de 5 (figure 25 (c)) permet par contre d'obtenir des résultats beaucoup plus intéressants. Les structures "vraies" sont toutes conservées. Par contre un certain nombre d'outliers n'ont pas été supprimés. En particulier certains outliers ponctuels et une partie de la demi-sphère. Le résultat obtenu représente cependant une très nette amélioration en comparaison au semi avant traitement. Par contre si le rayon du voisinage est trop grand (figure 25 (d)), l'algorithme n'arrive plus à extraire l'information locale : les outliers sont supprimés mais les structures "vraies" sont fortement déformées.

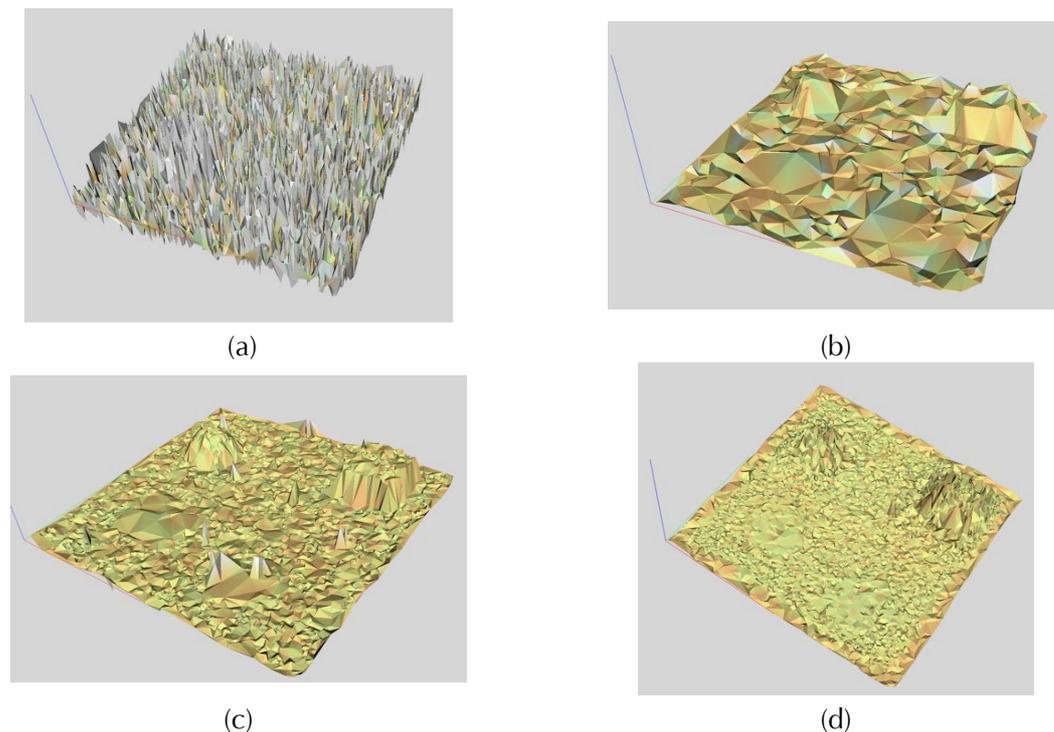


Figure 25 - Ajout en double (outlier et inlier) d'une demi-sphère (de rayon 10), d'une dalle (de hauteur 10) et d'une saillance (de hauteur 10 et largeur 2) à un semi de 10000 points dans un carré de côté de 100 avec un bruit gaussien d'écart-type égal à 1 ainsi que 75% d'outliers ponctuel d'amplitude maximal égal à 10 -  $\lambda = 3$  - (a) avant traitement - (b) après traitement avec  $R = 1$  - (c) après traitement avec  $R = 5$  - (d) après traitement avec  $R = 15$  - le *weightFactor* vaut 0,9 et le *neighboursFactor* vaut 0,05.

## 2.3 Conclusion

L'objectif que nous poursuivons en utilisant l'IMCP est d'effectuer un suivi de forme et en particulier suivre la déformation de surface induite par l'omoplate lors de son déplacement sous la peau. Afin de visualiser la "marque" en surface, nous avons développé un algorithme permettant de fusionner les nappes recalées en prenant en compte les poids des sommets et ainsi faire émerger la forme rigide ayant servi de référence au recalage. L'algorithme proposé est basé sur un filtre Laplacien. Les modifications apportées permettent principalement de prendre en compte le poids des sommets ainsi que la fiabilité de leur voisinage pour déterminer leur déplacement. Une série de tests ont permis de valider l'algorithme et d'étudier ses propriétés. Les tests ont montré que l'algorithme est capable de supprimer des bruits très importants tout en respectant les reliefs. L'utilisation de cet algorithme nécessite le réglage de 3 paramètres. Le *weightFactor* et le *neighboursFactor* peuvent être fixés de façon générale respectivement à 0,9 et à 0,05. En ce qui concerne le rayon  $R$  de recherche des points du voisinage, il faut le prendre ni trop petit pour qu'un nombre suffisamment significatif de points interviennent dans le calcul et ni trop grand pour obtenir une signification locale. Un choix raisonnable est de prendre le rayon égal à une valeur comprise entre 3 et 5 fois la distance moyenne entre les points.

## Conclusion

L'originalité de l'approche que nous proposons est d'effectuer un suivi de la déformation induite par l'omoplate en surface de la peau. Cette approche est radicalement différente des approches actuelles qui n'ont pas une approche surfacique mais ponctuelle de l'analyse du mouvement. La déformation créée par l'omoplate est perturbée et atténuée par l'effet conjoint de l'épaisseur des tissus mous, de l'élasticité de la peau et de la contraction des muscles. Afin d'extraire un mouvement rigide de cette information bruitée, nous proposons d'utiliser un algorithme qui présente des caractéristiques de robustesse, de mutualisation de l'information spatiale et temporelle et d'analyse surfacique. Nous avons montré l'efficacité de cet algorithme et sa supériorité sur les méthodes habituelles de recalage. Nous avons par ailleurs mis en avant l'influence de la résolution du maillage sur la précision obtenue. Cette analyse nous a permis d'établir qu'il fallait poser une densité de marqueurs à la surface de la peau la plus importante possible. La nappe que nous nous proposons d'utiliser, qui est composé d'une centaine de marqueurs, dépasse de beaucoup le nombre de marqueurs utilisé dans la littérature sur un même segment. La raison est due à notre volonté de suivre une forme contrairement aux autres études. Afin de mettre en évidence cette forme rigide, nous avons par ailleurs proposé un algorithme permettant de la reconstruire. Cet algorithme, basé sur un filtre Laplacien largement modifié, a été testé dans de nombreuses configurations de perturbations qui ont mis en évidence son efficacité. L'IMCP n'ayant cependant pas été conçu à l'origine pour être utilisé dans le cadre du suivi de mouvement, nous proposons dans le chapitre suivant un ensemble de modifications et d'améliorations à cet algorithme.

---

# Adaptation de l'IMCP au suivi surfacique de l'os

---

« Les espèces qui survivent ne sont pas les espèces les plus fortes, ni les plus intelligentes, mais celles qui s'adaptent le mieux aux changements » C. Darwin

---

---

<b>1</b>	<b>MISE EN FORME DU NUAGE DE POINTS ISSU DU SYSTEME D'ACQUISITION .....</b>	<b>68</b>
1.1	MAILLAGE SURFACIQUE ET AUTOMATIQUE DU NUAGE DE POINTS .....	68
1.2	RECONDITIONNEMENT DE LA NAPPE .....	70
<b>2</b>	<b>INFLUENCE DES FRONTIERES DE LA NAPPE .....</b>	<b>80</b>
2.1	CALCUL DU PLUS PROCHE VOISIN APRES ELIMINATION DE LA BARRIERE PERIMETRIQUE .....	80
2.2	CONCLUSION .....	82
<b>3</b>	<b>OPTIMISATION DU TEMPS DE CALCUL DE L'IMCP.....</b>	<b>82</b>
3.1	INTRODUCTION .....	82
3.2	REGLAGE DU KD-TREE .....	83
3.3	EXPLOITATION DES RESSOURCES DE L'ORDINATEUR .....	84
3.4	CONCLUSION .....	88

---

## Introduction

L'IMCP avait été conçu à l'origine dans le but d'étudier le lien morpho-fonctionnel des systèmes ostéo-articulaires [JAC08]. La généralité, la robustesse et la précision de cet algorithme ont été vérifiées dans le chapitre précédent. Ces propriétés en font un outil prometteur pour notre étude en particulier en ce qui concerne l'élimination des artéfacts du mouvement. Des réglages et des adaptations restent cependant nécessaires si l'on souhaite l'utiliser dans le cadre de l'analyse du mouvement. Trois axes de travail ont particulièrement été approfondis : la mise en forme des données issues des acquisitions du mouvement pour quelles soient exploitables par l'IMCP, l'élimination de l'effet de barrière périmétrique de la nappe c'est-à-dire l'effet de bord dû à la taille finie de la nappe et la réduction du temps de calcul nécessaire afin de rendre l'algorithme utilisable pour des séquences de plusieurs milliers d'instances.

L'IMCP a été utilisé pour recalibrer des représentations surfaciques d'os issues d'acquisitions IRM ou scanner. La résolution spatiale est dans ces cas de figure relativement bonne. Il est alors possible de confondre la vision discrète de la forme (le maillage) et la vision continue de celle-ci. Dans le cadre de l'analyse du mouvement par nappe de marqueurs, la résolution que nous avons de la surface de la peau est beaucoup plus faible. En effet, le nombre de marqueurs qu'il est possible de placer sur la peau est limité par la taille de ceux-ci ainsi que par le pouvoir de discrimination des caméras. Cela implique que la position des sommets a une influence très forte sur le processus de recalage et par conséquent sur l'estimation du mouvement sous-jacent des os. En particulier lors de la recherche des plus proches voisins, la localisation des marqueurs va introduire un biais qui est directement lié à la discrétisation grossière de la surface de la peau. C'est pour cela que plutôt que de rechercher les plus proches voisins uniquement parmi les sommets, ceux-ci peuvent aussi être recherchés sur les facettes du maillage. Nous avons vu que pour utiliser l'IMCP en mode surface, un maillage est nécessaire. Or les données à notre disposition sont un nuage de points non maillé. Le maillage manuel des nappes de marqueurs est difficilement envisageable. En effet, le nombre d'instant de chaque acquisition est d'environ un millier. De plus, à chacun de ces instants des marqueurs peuvent disparaître du champ de vue des caméras. La topologie du maillage n'est pas forcément constante au cours du temps. C'est pour

cela qu'il est nécessaire d'utiliser un algorithme de maillage surfacique automatique de nuage de points. L'utilisation de ce mode permet de mieux tirer parti de l'information spatiale de la nappe.

Nous avons accès au cours d'une acquisition à de nombreuses représentations de la nappe. Dans sa version originale, l'IMCP ne peut profiter pleinement de la redondance temporelle. En effet, les positions des facettes étant définies par celles des sommets et les sommets étant peu nombreux, il existe une corrélation importante entre les nappes au cours du temps c'est-à-dire entre instances disponibles. Un prétraitement des nappes est ainsi nécessaire afin de les décorrélérer au cours du temps. Cela revient dans la pratique à déplacer les marqueurs de leur position d'origine sur la surface virtuelle de la peau.

La mesure du mouvement de l'os par marqueurs externes se fait de manière indirecte. En effet, les données brutes mesurées correspondent à la déformation de la surface de la peau. Afin de pouvoir suivre le déplacement de l'os et en particulier de l'omoplate durant l'ensemble du mouvement, il est nécessaire d'étendre suffisamment la nappe de marqueurs. Les zones de la nappe ne seront donc a priori pas informatives durant la totalité du mouvement. Cette extension de la nappe crée des frontières qui ne sont pas naturelles. En effet, celles-ci n'ont aucune signification anatomique, ni cinématique. Ces frontières constituent une définition binaire de l'espace connu et inconnu et va par conséquent influencer fortement le processus de recalage. En effet, l'attraction réciproque des frontières entre elles va limiter la capacité de l'algorithme à mettre en correspondance des formes structurantes pour l'analyse du mouvement interne à la nappe. Afin de limiter cet effet nous allons définir une version floue des frontières de la nappe. L'effet de barrière périmétrique au niveau de la nappe sera ainsi réduit.

D'un point de vue beaucoup plus pratique, l'IMCP demande des ressources en termes de puissance de calcul relativement importantes. Dans le cadre de l'analyse du mouvement la quantité de données à traiter est largement plus importante que dans l'application d'origine. En effet, même si le nombre de sommets par objet est plus faible, le nombre d'acquisitions qu'il faut recaler mutuellement est 100 fois supérieur. Il est donc nécessaire d'effectuer un certain nombre de modifications et d'optimisations afin que cet algorithme soit exploitable en pratique dans le cadre de l'analyse du mouvement. Ceci constitue une contribution originale de ce travail.

# 1 Mise en forme du nuage de points issu du système d'acquisition

## 1.1 Maillage surfacique et automatique du nuage de points

Le système d'acquisition fournit l'évolution au cours du temps de la position dans l'espace d'un nuage de points. Nous avons vu dans le chapitre précédent, que l'IMCP pour fonctionner en mode surface devait avoir comme données d'entrée une surface maillée. Le nuage de points doit être ainsi maillé. Au cours d'une acquisition du mouvement, des points de la nappe peuvent être perdus, entraînant par conséquence des variations dans la topologie de celle-ci. Le maillage de la nappe ne peut donc être fixé à priori. Le maillage surfacique du nuage de points doit être réalisé de manière automatique. Nous avons choisi le type de maillage le plus communément répandu : l'utilisation de facettes triangulaires. Un état de l'art approfondi sur les techniques des méthodes de reconstruction surfacique est proposé par Allègre [ALL06a]. Nous ne présenterons dans ce manuscrit que la méthode retenue. **Il s'agit de l'algorithme Crust.** Nous reviendrons brièvement sur les raisons de ce choix dans le paragraphe suivant. Le travail d'implémentation de cet algorithme a fait l'objet d'un Master 2 Recherche [YEN08] au sein du LaTIM.

### 1.1.1 Choix de l'algorithme Crust

Le nuage de points qui constitue nos données de base est un ensemble non ordonné de points dans l'espace 3D. Nous souhaitons réaliser un maillage surfacique et non pas tridimensionnel. De plus, le maillage devant être réalisé de manière automatique sur un millier de nappes, il est nécessaire que l'algorithme ne comporte qu'un minimum de paramètres. L'algorithme Crust est une méthode qui permet de reconstruire des surfaces fermées ainsi que ouvertes. De plus, cette méthode ne possède pas, dans sa version de base, de paramètres à régler. Cet algorithme est par conséquent adapté à nos objectifs.

### 1.1.2 Description et évolution de l'algorithme Crust

L'algorithme Crust [BER98] comporte 5 étapes principales qui sont les suivantes :

- construire la triangulation de Delaunay sur le nuage de points [LED06],
- pour chaque point  $p$  du nuage, on définit 2 pôles : le premier est le sommet de la cellule de Voronoï de  $p$  le plus éloigné de  $p$ , le second est le sommet de la cellule de Voronoï le plus éloigné du premier pôle. Nous rappelons que le diagramme de Voronoï est le dual de la triangulation de Delaunay,
- construire la triangulation de Delaunay de l'union des points du nuage et des pôles définis dans l'étape précédente,
- extraire de cette triangulation les facettes formées uniquement de points du nuage,
- extraire une surface manifold [VAR04]. Il s'agit de réorienter et réorganiser les facettes obtenues à l'étape précédente de manière consistante. Cette étape permet en particulier de respecter la propriété de voisinage des faces qui spécifie que chaque

arête du maillage possède exactement deux faces adjacentes si c'est une arête intérieure au maillage et une seule si c'est une arête du bord du maillage (figure 1).

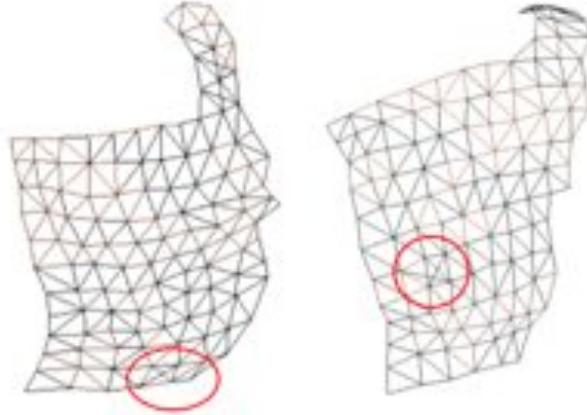


Figure 1- Exemple de maillage non-manifold

Lors de l'expérimentation de l'algorithme, nous avons remarqué que des triangles inutiles pour notre maillage étaient conservés :

- des triangles étroits, de taille réduite, localisés sur les bords et orientés de manière quasi-perpendiculaire à la surface. Nous avons donc ajouté un paramètre d'angle vérifiant que les facettes n'étaient pas trop aplaties. La valeur choisie expérimentalement est  $3\pi/4$  et donne des résultats satisfaisants. Cette valeur est un paramètre fixe de l'algorithme final et n'a donc pas besoin d'être réglé par l'utilisateur.
- des triangles réguliers de grandes tailles principalement entre le dos et l'acromion (figure 2). Un paramètre supplémentaire a été ajouté. Il s'agit de supprimer les facettes possédant une arête de longueur trop élevée. Cette valeur de longueur est le seul paramètre réglable par l'utilisateur dans la version finale de l'algorithme. Dans la pratique, il est cependant rarement nécessaire de modifier la valeur par défaut, car la structure de la nappe d'un sujet à l'autre est proche.

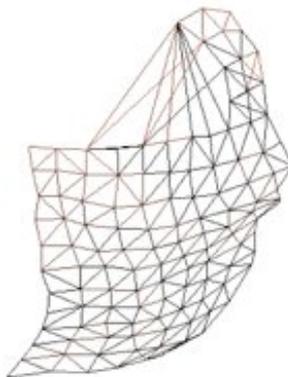


Figure 2 - Exemple de facettes de grande taille entre les marqueurs du dos et de l'acromion

### 1.1.3 Conclusion

L'algorithme Crust qui a été mis en place a l'avantage d'être relativement simple à implanter. Il remplit les conditions de segmentation surfacique et de facilité d'utilisation qui sont nécessaires à notre application. Le maillage obtenu n'était cependant pas parfait et nous avons dû ajouter 2 paramètres concernant la géométrie des facettes afin d'éliminer les facettes qui étaient inutiles. L'algorithme final remplit dans la grande majorité des cas sa fonction. Nous avons cependant remarqué que dans certaines configurations des facettes non-manifolds sont présentes malgré l'étape 5 de l'algorithme Crust. Ces cas restent rares et ne perturbent pas le fonctionnement de l'IMCP.

## 1.2 Reconditionnement de la nappe

Le reconditionnement de la nappe pour passer à la vision surfacique de la forme se fait en 2 étapes :

- une étape de filtrage pour ne pas étaler la composante normale du bruit,
- une étape de décorrélation qui consiste à déplacer de manière aléatoire les sommets du maillage sur la surface sans modifier la forme de l'objet.

### 1.2.1 Etat de l'art du filtrage de surfaces maillées

Les maillages, en particulier triangulaires, sont très souvent utilisés pour représenter des formes issues d'acquisitions diverses. Dans le domaine médical, il s'agit souvent de représentations surfaciques de structures osseuses obtenues après segmentation de données scanner ou IRM. Dans le cadre de l'étude du mouvement de l'épaule par nappes de marqueurs, la forme d'intérêt est le maillage de la nappe de marqueurs. Pour travailler efficacement sur les maillages obtenus, il est impératif que ceux-ci soient convenablement mis en forme. Les acquisitions réelles sont toujours empreintes de bruit. Une étape importante du traitement d'une représentation surfacique est par conséquent le débruitage ("mesh smoothing" en anglais) de celle-ci. Le filtrage doit éliminer au maximum le bruit tout en conservant les propriétés géométriques de l'objet intact. Le filtre sera de type passe-bas. La plupart des techniques de filtrage travaillent sur des nuages de points maillés. Cependant ces méthodes peuvent souvent être adaptées de manière assez simple à un nuage de points sans information topologique. Le lecteur pourra se rapporter à [VAN07] pour une telle approche. Dans notre cas, nous disposons d'une surface maillée, nous nous intéresserons par conséquent aux techniques utilisant la connectivité des sommets du nuage de points.

Un des filtres les plus commun est le **filtre Laplacien** que nous avons présenté dans le chapitre 2. Son principal désavantage est d'entraîner un rétrécissement du maillage vers son barycentre. Le **filtre de Taubin (ou filtre  $\lambda \mu$ )** cherche à palier à la principale limitation du filtre Laplacien : sa fréquence de coupure est nulle, ce qui a pour conséquence d'éliminer trop de fréquences et finalement de modifier la géométrie de l'objet. Afin de conserver (voir de renforcer) les basses fréquences, le filtre de Taubin consiste tout simplement à réaliser alternativement un lissage Laplacien avec un facteur d'échelle  $\lambda$  positif puis un second lissage Laplacien avec cette fois-ci

un facteur d'échelle  $\mu$  négatif. Ce filtre est donc par ailleurs très simple à implémenter à partir du filtre Laplacien. Le **filtre bilaplacien** est un cas particulier du filtre de Taubin avec  $\lambda = -\mu$ . Le filtre bilaplacien a par conséquent un comportement très proche du filtre de Taubin. Le filtre de Taubin permet cependant de préserver un peu mieux les bords aigus [VAN07]. Le **filtre de Mean Curvature Flow** de Desbrun [DES99] propose de lisser le maillage en s'appuyant sur une estimation discrète de la courbure moyenne. Pour une expression précise de la courbure moyenne, le lecteur pourra se reporter à [MEY02]. Meyer optimise la région  $A$  sur laquelle est estimée la courbure moyenne en s'intéressant en particulier au voisinage barycentrique et au voisinage de Voronoï. Ohtake [OHT01] propose une méthode appelée **Modified Mean Curvature Flow** qui consiste à associer le Mean Curvature Flow dans le plan normal avec un filtre Laplacien dans le plan tangent car selon lui le Mean Curvature Flow produit un arrangement irrégulier des sommets. Vanco [VAN07] note cependant que cette méthode tend plutôt à cumuler les défauts des 2 filtres : un lissage médiocre associé à une désorganisation des sommets. D'autres filtres ne travaillent pas sur le point comme primitive de base mais sur des attributs géométriques d'ordre supérieur (en particulier les normales et les courbures. Le **filtre Moyen** [YAG02] [TAU01] (on peut prendre de façon alternative la médiane plutôt que la moyenne [KLE96]) consiste à moyenniser les normales sur un voisinage locale et modifier la position des points de manière à ce que leur normale correspondent à ces moyennes locales. La **diffusion pondérée** est un filtre très présent dans la littérature. Ce filtre est une des manières les plus simples de faire du filtrage anisotrope et qui consiste à classer les sommets du maillage en plusieurs catégories puis de les traiter de manière différentes. L'objectif est évidemment de préserver au mieux les reliefs de la forme. De nombreuses autres solutions de pondération sont présentes dans la littérature. Le **filtre bilatéral** est un filtre qui a été, à l'origine, introduit pour le traitement d'image. Il a l'avantage de préserver les contours. Il a ensuite été adapté au lissage de maillage 3D par Jones [JON03]. Ce filtre permet de conserver les reliefs mais le lissage n'est par contre pas très bon au niveau de ces reliefs. Le **filtre adaptatif**, proposé par Ohtake [OHT02], se base sur l'utilisation d'un filtre gaussien. Le filtre gaussien a comme désavantage bien connu en traitement de l'image de rendre flou les contours. Sur un maillage 3D cela se traduit par un lissage des reliefs de la forme. Ohtake propose d'adapter la taille du filtre en fonction de la position sur le maillage. Cette approche espace-échelle permet de filtrer de manière efficace le maillage tout en conservant les reliefs. Cependant, elle n'est pas efficace dans le cas d'un bruit important et est assez lente en termes de temps de calcul.

### 1.2.1.1 Choix de la technique de filtrage dans le cadre de notre étude

Comme nous avons pu le voir, le nombre de méthodes disponibles dans la littérature pour le filtrage de maillages est très important. Le filtrage en lui-même n'étant pas l'objectif de la thèse, nous n'avons pas cherché la technique optimale qui aurait été relativement complexe. Nous voulions choisir une méthode relativement simple qui nous permettait de tenir nos objectifs, en particulier en ce qui concerne la conservation de la géométrie de la nappe.

La méthode la plus commune et la plus simple pour réaliser le filtrage d'une surface est le filtre Laplacien. Cette méthode de diffusion uniforme a pour principal désavantage d'entraîner un rétrécissement de la forme et par conséquent une déformation de la géométrie de celle-ci. En

effet, comme nous l'avons vu précédemment, le lissage Laplacien filtre trop de fréquences. La figure 3 illustre cet effet de rétrécissement que l'on peut observer lors de l'application du filtre Laplacien sur la nappe de marqueurs.

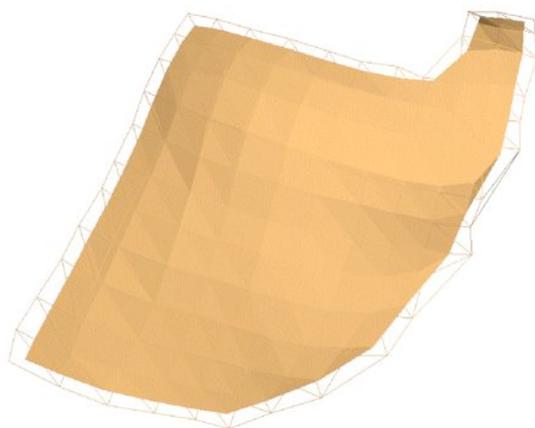


Figure 3 - Application d'un filtre Laplacien ( $\lambda = 0.01 - N = 100$ ) sur une nappe de marqueurs – La nappe filtrée apparaît en rendu surfacique et la nappe originale en fil de fer.

L'approche élastique du filtre du Taubin [TAU00] et du filtre bilaplacien permet de limiter de manière importante ces défauts sans les éliminer complètement. En effet, comme l'explique Taubin dans [TAU01], l'opérateur Laplacien fournit à une constante près une estimation de la normale au maillage en un point. Cependant, pour les sommets appartenant au bord de la forme, le vecteur fourni par l'opérateur a une composante tangentielle très importante et n'est plus une bonne approximation de la normale. C'est cette composante tangentielle importante qui est à l'origine du phénomène de rétrécissement observé. Le filtre Laplacien isotrope tend donc à déplacer les sommets internes suivant la normale au plan tangent, et les points de la bordure dans ce plan tangent. Le même phénomène est évidemment, mais dans une moindre mesure, présent pour les filtres de Taubin et le bilaplacien comme le montre la figure 4. Afin d'éliminer entièrement ce phénomène de rétrécissement, l'idée est donc de traiter différemment les sommets internes et les sommets de la bordure. C'est ce que propose Taubin dans [TAU01]. Les sommets du bord ne sont déplacés que suivant leur normale. Il s'agit de la méthode que nous avons retenue dans le cadre de notre travail.



Figure 4 - Application d'un filtre de Taubin ( $\lambda = 0.2 - \mu = 0.21 - N = 20$ ) sur une nappe de marqueur – la nappe filtrée apparaît en rendu surfacique et la nappe originale en fil de fer.

Nous avons besoin pour notre approche de différencier les sommets intérieurs de ceux appartenant au bord. Comme nous travaillons sur une surface maillée, cette étape est relativement directe. En effet, un sommet de bord appartient à une arête présente sur une seule facette. Autrement dit, l'arête n'est pas partagée entre 2 facettes. La figure 5 montre la détection des sommets du contour de la nappe.

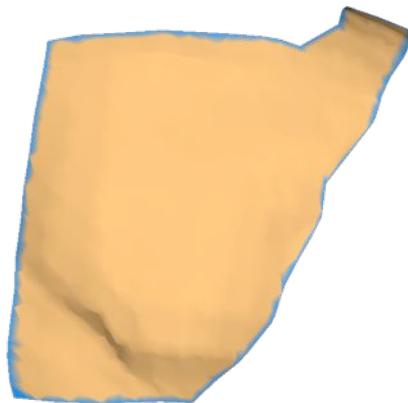


Figure 5 - Détection (en bleu) des contours de la nappe.

### 1.2.1.2 Conclusion

Les données issues des acquisitions du mouvement sont peu bruitées. Il n'est donc pas nécessaire d'utiliser un filtre très élaboré et difficile à mettre en œuvre. Il est cependant très important que le filtre choisi ne modifie pas la forme de la nappe de marqueurs en particulier ses bords. **Nous avons par conséquent choisi d'utiliser le filtre bilaplacien.** Le filtre bilaplacien n'est cependant pas, comme nous l'avons vu, un filtre passe-bas parfait et ne fait donc pas complètement disparaître l'effet de contraction des bords. Comme ce filtre tolère mal la présence de bords, ce qui est le cas de la nappe, **les sommets du contour sont traités à part et ne sont filtrés que suivant la direction des normales** à ceux-ci. Nous rappelons ici la méthode

choisie :

- sommets internes : filtre bilaplacien,
- sommets du contour : filtre bilaplacien contraint à la direction des normales aux sommets.

## 1.2.2 Décorrélation temporelle de la nappe de marqueurs

### 1.2.2.1 Description de la méthode

Toutes les nappes ayant été maillées de manière relativement semblable, il existe des corrélations importantes entre les sommets d'un instant à l'autre. Cette corrélation limite l'approche surfacique que nous souhaitons développer car elle limite la prise en compte d'une information surfacique. Il s'agit donc de déplacer les sommets sur la surface de la nappe. Comme nous l'avons déjà dit, la décorrélation est ici réalisée par le déplacement aléatoire (ajout d'un bruit) des sommets. Deux types de bruit seront ici testés :

- bruit uniforme,
- bruit gaussien.

L'objectif étant de déplacer les sommets sur la surface de la forme, le déplacement induit par le bruit sera contraint dans le plan tangent au sommet afin de respecter au maximum la forme de l'objet. De plus, afin de ne pas créer de singularités topologiques, il faudra veiller à ce que l'amplitude du bruit ne dépasse pas un certain seuil. La figure 6 illustre l'apparition de singularités topologiques pour un bruit trop important.

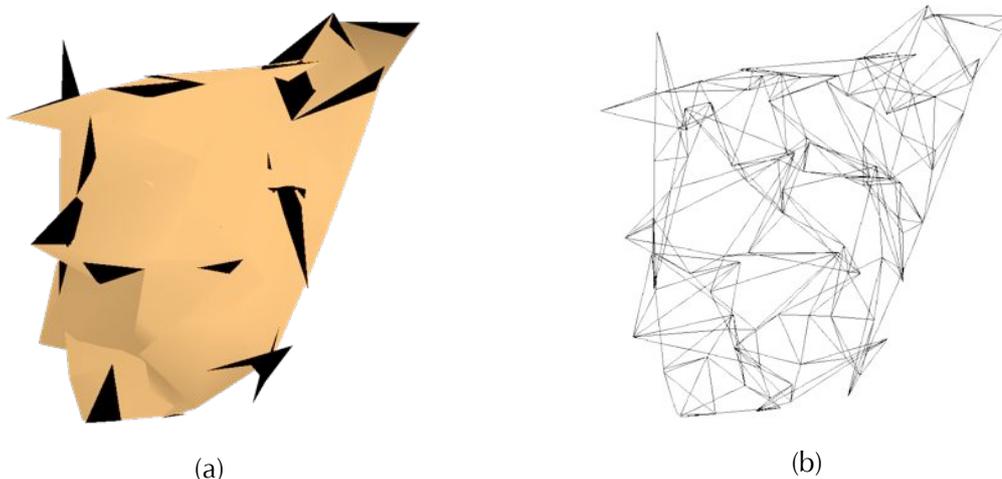


Figure 6 - Apparition de singularités topologiques lors de l'application d'un bruit trop important – (a) représentation surfacique – (b) représentation en fil de fer.

Pour appréhender la valeur seuil du bruit qui n'induit pas de singularités topologiques, nous allons commencer par nous placer en 2D. Nous étendrons ensuite notre raisonnement aux points 3D. Imaginons un point  $P$  et son voisinage  $P^*$ . Le voisinage  $P^*$  définit un polygone qui détermine la zone théorique dans laquelle peut se déplacer le point  $P$  sans induire de singularités (voir figure 7).

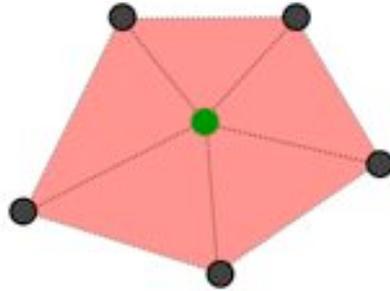


Figure 7 - Zone de déplacement théorique (en rouge) du point  $P$ .

Dans l'espace 3D, cette zone n'est plus délimitée par les arêtes des facettes ayant en commun le point  $P$  mais les plans passant par ces arêtes et parallèles à la normale au sommet  $P$ . Revenons à l'espace 2D. Dans la pratique, il n'est pas évident de faire se déplacer le sommet dans un polygone de forme quelconque (taille, nombre de sommets, ...). **Nous réduisons donc la zone de déplacement du sommet sur la surface au cercle de rayon la distance minimum entre le sommet  $P$  et les arêtes opposées** comme le montre la figure 8.

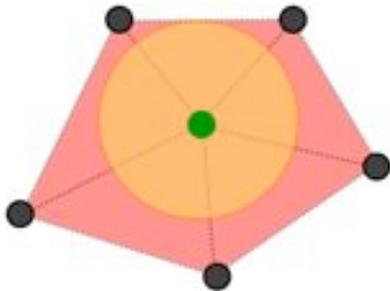


Figure 8 - Zone de déplacement pratique (en orange) du point  $P$ .

Dans l'espace 3D, ce disque devient évidemment une sphère. De plus, le mouvement du sommet  $P$  étant contraint à son plan tangent, la zone de déplacement du sommet, est le disque intersection du plan tangent avec la sphère de déplacement maximal décrite précédemment. Cette zone de déplacement définie précédemment est valable seulement si la position du sommet perturbé est immédiatement mise à jour et est ainsi connue des autres sommets. Le résultat va alors dépendre de l'ordre de perturbation des sommets. Pour ne pas introduire un biais, l'ordre de perturbation des sommets sera déterminé par tirage aléatoire sans remise en jeu. Si l'on choisi de ne pas mettre à jour au fur et à mesure la position des sommets, il faut prendre comme sphère de déplacement maximale, une sphère de diamètre réduit de moitié. Cela revient à introduire un bruit plus faible.

Nous ne voulons pas non plus, lors du processus de décorrélation, modifier la taille de la nappe c'est-à-dire induire un phénomène de contraction ou de dilatation. Pour cela, les

sommets des bords sont traités différemment des sommets internes. Le mouvement des sommets du bord est ainsi contraint à la direction des 2 arêtes de bord. Cette différenciation parmi les sommets peut ne pas suffir. En effet si l’angle  $\alpha$  entre les 2 arêtes de bord est proche de  $180^\circ$ , l’objectif de ne pas modifier la forme de la nappe est atteint. Cependant, dans le cas où l’angle est plus aigu (cela correspond à ce que l’on décrirait comme les coins de la nappe), le mouvement le long de l’arête va avoir comme conséquence de “couper” une zone de la nappe comme le montre les figures 9 (schéma) et 10 (exemple concret).



Figure 9 - Influence de l’angle  $\alpha$  entre les 2 arêtes de bords – (a) angle proche de  $180^\circ$  : faible modification de forme – (b) angle éloigné de  $180^\circ$  : modification importante de la forme locale.

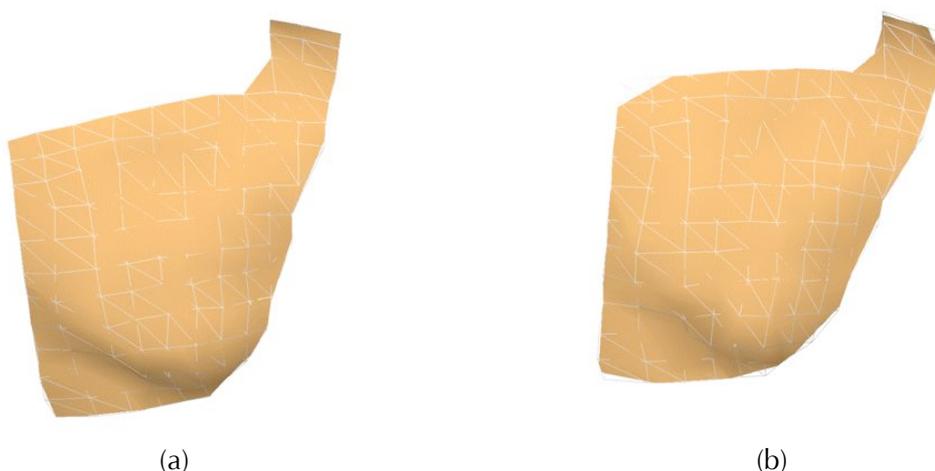


Figure 10 - Application d’un même bruit uniforme – (a) avec préservation des coins – (b) sans préservation des coins – le maillage initial apparaît en fil de fer.

Nous avons introduit dans l’algorithme 1, un paramètre d’angle limite, qui permet de déterminer si un sommet de bord est placé au niveau d’un coin ou pas. Plus cette valeur sera éloignée de  $180^\circ$  et donc proche de  $0^\circ$ , plus les sommets devront être au niveau de coins “marqués” pour ne pas être déplacés. Au contraire, si l’angle limite vaut  $180^\circ$ , tous les sommets du bord seront retenus comme étant des coins et seront déplacés. La figure 11 illustre l’influence du choix de l’angle limite sur la sélection des sommets de coins.

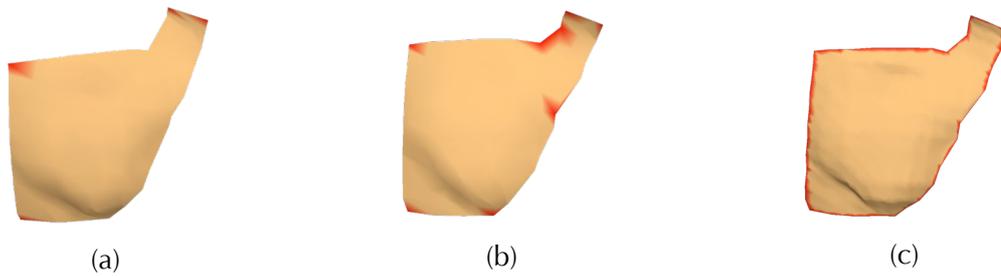


Figure 11 - Influence de l'angle limite  $\alpha$  pour identifier des sommets de bords comme des coins (en rouge) – (a)  $\alpha = 100^\circ$  – (b)  $\alpha = 120^\circ$  – (c)  $\alpha = 180^\circ$ .

L'algorithme 1 présente la démarche retenue pour la décorrélation de la nappe. Cette décorrélation préserve la forme de la nappe et n'introduit pas de singularités topologiques.

**Entrée :**

- nuage maillé

**Sortie :**

- nuage décorrélé

Paramètres :

- type de générateur  $G$  de bruit (uniforme, gaussien, ...)
- angle limite de conservation des coins

Algorithme :

1. génération d'un ordre  $O$  aléatoire de balayage des sommets
2. pour tous les sommets (suivant l'ordre  $O$ )
3. détermination de la distance maximale  $d_{max}$  de déplacement du sommet en fonction de son voisinage.
4. si le sommet est un coin
5. pas de déplacement
6. si le sommet est sur un bord sans être un coin
7. détermination aléatoire de l'arrête de bord servant de direction
8. détermination de l'amplitude de déplacement :  $G*d_{max}$  – valeur bornée par  $d_{max}$
9. application du déplacement et mise à jour de la position du sommet
10. si le sommet est à l'intérieur
11. détermination aléatoire de la direction du déplacement dans le plan tangent au sommet
12. détermination de l'amplitude de déplacement :  $G*d_{max}$  – valeur bornée par  $d_{max}$
13. application du déplacement et mise à jour de la position du sommet
14. fin pour

Algorithme 1 - Décorrélation d'un maillage de point

### 1.2.2.2 Influence du reconditionnement sur la précision

Afin de tester l'influence de la procédure de reconditionnement (filtrage + décorrélation) sur la précision, nous allons appliquer la même procédure que lors des tests de précision de l'IMCP (annexe 2). Nous créons une séquence artificielle de nappe. Cette séquence est issue de la décorrélation séparée d'une nappe identique qui a été au préalable dupliquée et filtrée (filtre bilaplacien). Nous avons choisi de travailler sur une séquence de 50 instances. Nous appliquons ensuite l'IMCP à la séquence artificielle. Les résultats sont visualisés à l'aide d'une représentation bivariée (rho, theta) du mouvement résiduel.

La figure 12 présente les résultats pour différentes configurations de décorrélation.

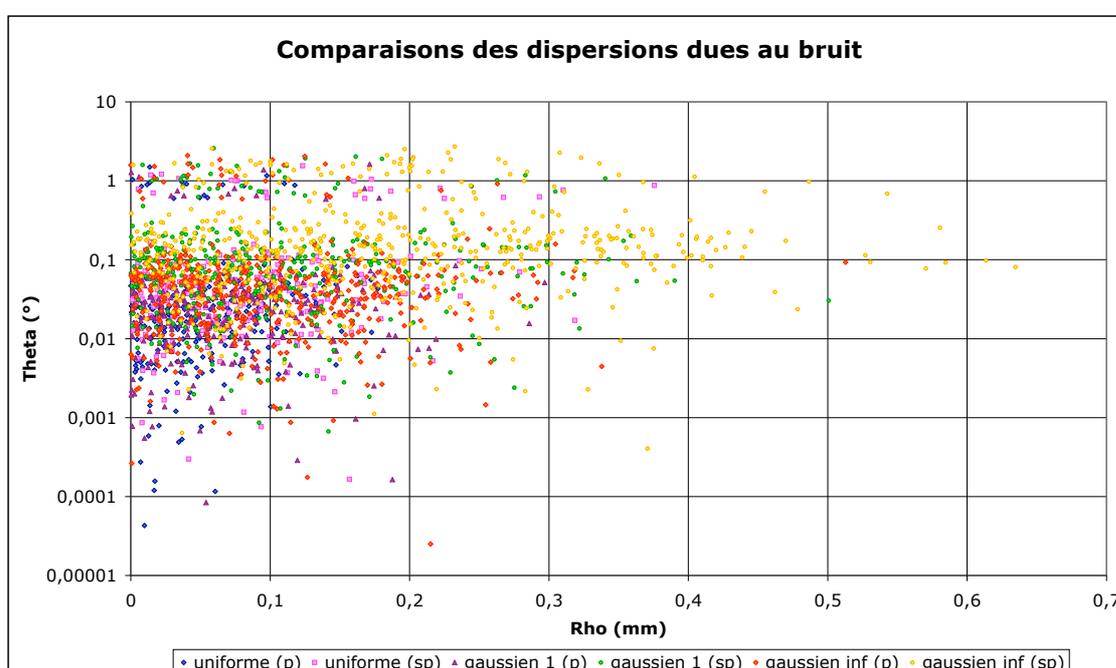


Figure 12 - Comparaison des dispersions (échelle logarithmique) mutuelle avec un : bruit gaussien (écart-type = 1) sans préservation des coins (ronds verts) – bruit gaussien (écart-type = 1) avec préservation des coins (triangles violets) – bruit gaussien (écart-type =  $\infty$ ) sans préservation des coins (ronds jaunes) – bruit gaussien (écart-type =  $\infty$ ) avec préservation des coins (losanges oranges) – bruit uniforme sans préservation des coins (ronds roses) - bruit uniforme avec préservation des coins (losanges bleus) – p signifie que les coins ont été préservés et sp pas.

Pour le bruit gaussien avec un écart-type de 1 et sans préservation des coins les erreurs sont de 2,5° et 0,6 mm contre 1,6° et 0,3 mm avec la préservation des coins. Pour le bruit gaussien avec un écart-type infini et sans préservation des coins les erreurs sont de 2,75° et 0,65 mm contre 2,15° et 0,52 mm avec la préservation des coins. Pour le bruit uniforme sans préservation des coins les erreurs sont de 1,6° et 0,4 mm contre 1,5° et 0,2 mm avec la préservation des coins. Ces résultats montrent, et cela pour toutes les configurations de bruit testées, que le traitement particulier des sommets de coins permet d'améliorer la précision. Ces résultats semblent, par ailleurs, montrer que le bruit uniforme introduit moins d'imprécision

dans le maillage que le bruit gaussien. Cependant les extremums sont atteints par un nombre négligeable de points parmi les 1225 qui sont tracés sur les graphiques.

La première conclusion que nous pouvons apporter est qu'en termes d'introduction d'imprécision, le choix du type de bruit n'a que peu d'importance. Le bruit uniforme ne tire une valeur qu'entre 0 et 1, contrairement au bruit gaussien qui tire une valeur entre 0 et l'infini. Comme l'amplitude du déplacement est égale à la valeur issue du générateur de bruit multiplié par le déplacement maximum autorisé (valeur qui est volontairement bornée au déplacement maximal en cas de dépassement), le bruit gaussien génère plus de déplacement maximal que le bruit uniforme. Cela est vrai tant que l'écart-type du bruit gaussien n'est pas trop faible, mais dans ce cas-là on n'injecte plus vraiment de bruit et il n'y a plus de décorrélation. **Le bruit gaussien permet par conséquent de mieux décorréler les nappes et c'est ce type de perturbation que nous retiendrons.** En ce qui concerne le traitement des coins, la non-perturbation de ceux-ci apporte une amélioration sensible des résultats. Par conséquent, dans notre approche, **les coins ne seront pas modifiés lors de l'introduction du bruit.** La figure 13 montre une nappe décorrélée par un bruit gaussien (écart-type de 1) et par un bruit uniforme. Les coins sont préservés. Ces figures ne sont montrées qu'à titre d'illustration. En effet, le processus étant aléatoire, et tel est notre objectif, la décorrélation appliquée plusieurs fois ne donne jamais le même résultat.

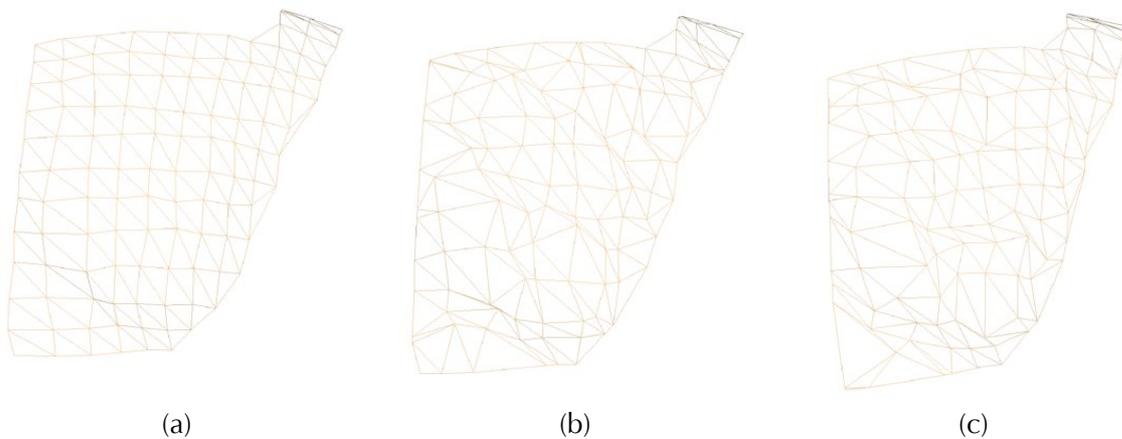


Figure 13 - Décorrélation de la nappe – (a) nappe original – (b) bruit gaussien – (c) bruit uniforme.

### 1.2.2.3 Conclusion

Nous avons décrit dans les paragraphes précédents une méthode de décorrélation des nappes par introduction de bruit. Le bruit est appliqué de manière différente aux sommets en fonction de leur position dans la nappe. En effet afin de conserver la forme globale de la nappe, les sommets de bord ne sont déplacés que suivant les arêtes et les sommets de coin ne sont eux pas déplacés. Les sommets d'intérieur sont déplacés dans le plan tangent à leur normale afin de préserver les reliefs de la surface. Afin de ne pas introduire de singularités topologiques dans le maillage, nous avons défini un déplacement maximal qui est fonction de l'environnement de chaque sommet. Enfin nous avons vérifié que la perte en termes de précision de recalage introduit par cette procédure est négligeable. Le bruit sera préférentiellement de type gaussien.

## 2 Influence des frontières de la nappe

Dans la version originelle de l'IMCP, les appariements ne peuvent se faire qu'avec des points de la surface de la forme maillée. Cette approche fait que le contour de la forme est une barrière infranchissable pour la recherche du plus proche voisin. Cette vision binaire du contour de la forme peut bloquer le processus itératif du recalage au niveau de minima locaux. Une approche floue de la frontière de la forme ayant comme objectif de briser cette barrière périmétrique est ici présentée.

### 2.1 Calcul du plus proche voisin après élimination de la barrière périmétrique

Soit  $p$  un point dont on recherche le plus proche voisin sur une forme  $\mathfrak{S}$ . On supposera ici que le plus proche voisin se trouve sur un bord de  $\mathfrak{S}$ . Soit  $q$  ce point et  $q_1^*$  et  $q_2^*$  les 2 sommets définissant l'arrête où se trouve  $q$ . Il est aussi possible de définir la normale  $N(q)$  au point  $q$  par interpolation linéaire des normales aux sommets  $q_1^*$  et  $q_2^*$ . Afin de prendre en compte la fiabilité des sommets  $q_1^*$  et  $q_2^*$ , leurs normales sont de plus pondérées par les poids propres de ces 2 sommets.

La surface de la peau étant continue, le plan tangent  $P(q)$  au point  $q$  défini par  $N(q)$  constitue une approximation de la surface de la peau autour de  $q$ . Plutôt que de prendre  $q$  comme plus proche voisin, le point retenu sera le projeté  $q'$  de  $p$  sur  $P(q)$ . Plus l'on sera éloignée de  $q$ , plus cette approximation aura de chance d'être fautive. Un poids  $w'$  va être introduit pour définir la qualité du nouvel emplacement en fonction de son éloignement  $l$  du plus proche voisin  $q$ . Pour cela, nous définissons un rayon d'influence  $R$  de chaque sommet. Pour tout point à une distance  $l$  inférieure à  $R$ , l'approximation sera supposée juste et le poids  $w'$  sera égal à 1. Nous verrons plus tard comment choisir  $R$ . Au delà, de la distance  $R$ , la qualité de l'approximation diminue. Nous utiliserons à nouveau un estimateur de Tukey pour définir la qualité du plus proche voisin c'est-à-dire le poids  $w'$ . Pour définir le point de rejet nous utilisons à nouveau l'estimation courante de l'écart-type du bruit associé à la nappe cible  $\chi$ . Nous définissons donc  $w'$  comme (figure 14) :

$$w' = \begin{cases} \left[ 1 - \left( \frac{\max(0, l - R)}{\lambda \chi} \right)^2 \right]^2 & \text{si } (l - R) < \lambda \chi \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

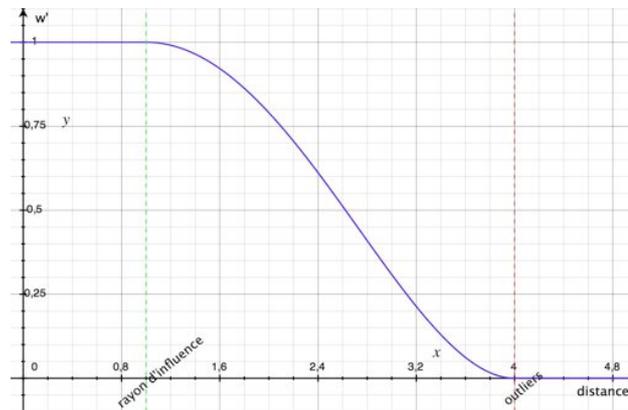
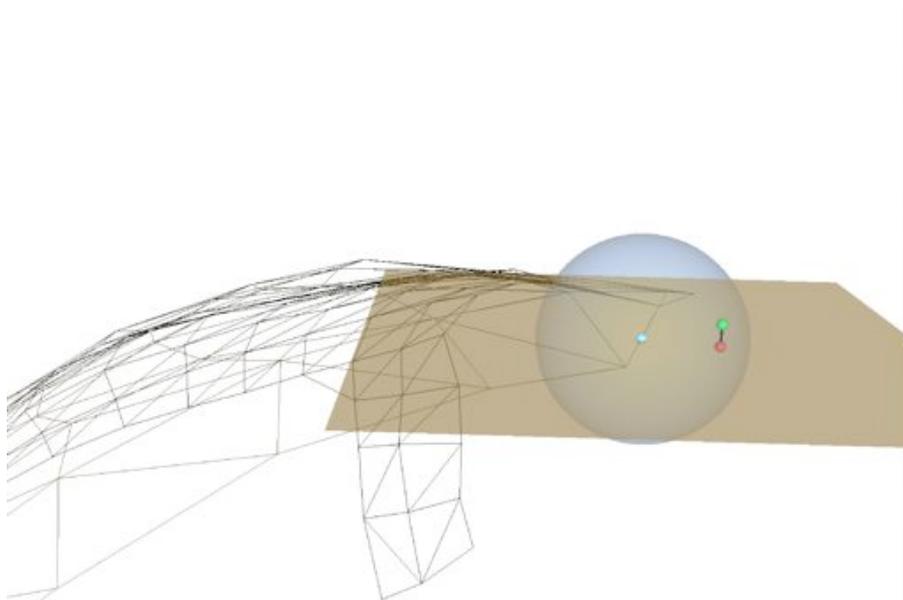


Figure 14 - Courbe de poids pour l'estimation de la validité l'extension de la nappe en fonction de la distance au bord de la nappe. Pour une distance inférieure au rayon d'influence, l'estimation est supposée juste ( $w'=1$ ). Ensuite on retrouve le profil d'un estimateur de Tukey.

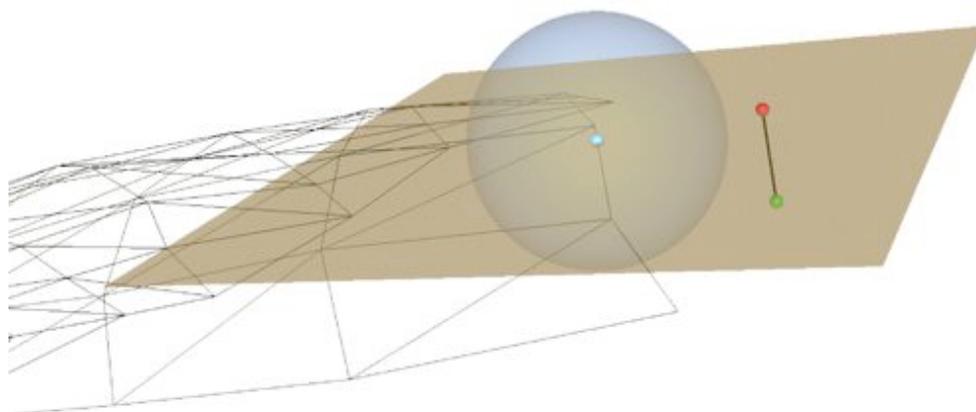
Le poids final  $W$  associé à  $q'$  est le produit du poids propre  $w$  de  $q$  multiplié par ce nouveau poids estimant la fiabilité de l'extension suivant la distance entre  $q$  et  $q'$ .

$$W = w.w'$$

La figure 15 montre des exemples de plusieurs cas de construction du plus proche voisin après élimination de la barrière périmétrique.



(a)



(b)

Figure 15 - Construction du plus proche voisin  $q'$  comme extension du plus proche voisin  $q$  du point  $p$ . Le point  $p$  dont on cherche le plus proche voisin est en vert. Le plus proche voisin  $q$  sur le bord de la forme est en bleu. Le plan tangent en ce point est représenté en beige et son rayon d'influence par la sphère bleu en transparence. Le projeté  $q'$  du point  $p$  sur le plan et qui est le plus proche voisin retenu apparait en rouge. – (a) le point  $q'$  est dans la sphère d'influence de  $q$  – (b) le point  $q'$  n'est pas dans la sphère d'influence de  $q$ .

## 2.2 Conclusion

La possibilité de rechercher des plus proches voisins en dehors des limites physiques de la nappe permet de limiter l'influence des bords de la nappe. **L'introduction d'un poids supplémentaire pour noter la fiabilité des plus proches voisins extérieurs à la nappe permet de passer progressivement d'une zone connue** (la surface de la peau dont on mesure la déformation) **à une zone inconnue** (le reste de la surface de la peau). Le risque que l'algorithme converge vers un minimum local est ainsi réduit.

## 3 Optimisation du temps de calcul de l'IMCP

### 3.1 Introduction

Nous avons déjà évoqué le fait que la procédure qui consomme le plus de temps dans l'algorithme ICP et a fortiori IMCP est la recherche du plus proche voisin. Lors de la description de l'algorithme de l'IMCP nous avons souligné que la procédure interne à l'algorithme qui consommait le plus de temps de calcul était la recherche du plus proche voisin. Sachant que pour chacun des  $N_k$  points de chacun des  $K$  objets, on recherche leurs plus proches voisins sur les  $K-1$  autres objets, l'algorithme réalise à chaque itération approximativement  $N_k(K-1)K$  recherches. De façon générale, nous pouvons dire que le temps de calcul de l'IMCP suit une évolution quadratique en fonction du nombre de structures de la séquence étudiée et évolue linéairement en fonction du nombre de points composant chacune des structures. Dans l'application originelle de l'IMCP, le nombre de points par structures est inférieur à 4000. Le

nombre de structures intervenant dans l'étude est lui inférieur à la dizaine. En effet, il s'agit d'acquisitions IRM ou scanner quasi-statiques du mouvement de structures osseuses. Ces modalités d'acquisition ne permettent pas d'obtenir facilement de nombreuses instances du mouvement. Cela correspond à la recherche d'environ 400 000 plus proches voisins par itération. Dans notre application, chaque nappe ne possède qu'une centaine de points. Par contre le nombre d'objets (c'est-à-dire de nappes) est beaucoup plus élevé (de l'ordre du millier). L'IMCP réalise par conséquent environ 100 millions de recherche de plus proches voisins par itération. Le temps de calcul nécessaire à notre application est bien plus élevé que dans le contexte d'origine. Afin de pouvoir utiliser cet algorithme, il est nécessaire d'optimiser son temps de calcul.

L'optimisation du temps de calcul de l'IMCP va se faire suivant deux axes :

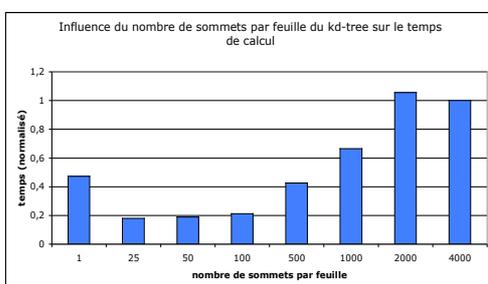
- diminution du temps de calcul du plus proche voisin à travers le réglage du *kd-tree*,
- exploitation optimale des ressources de l'ordinateur.

### 3.2 Réglage du *kd-tree*

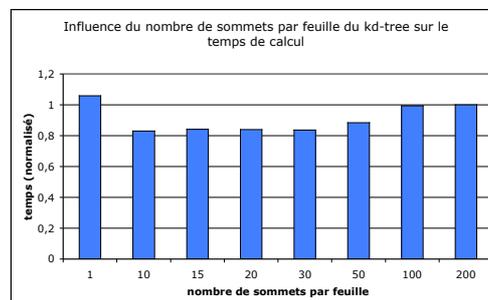
Afin de réduire le temps de calcul pour la recherche du plus proche voisin, l'utilisation d'un *kd-tree* a été préférée à la recherche « naïve ». Dans le cadre du *kd-tree*, le nombre de sommets par feuille peut avoir une influence sur le temps de recherche. Le but de ce paragraphe est de déterminer la valeur optimale du nombre de sommets par feuille du *kd-tree*.

Les figures 16 (a) et 16 (b) présentent l'influence du nombre de sommets par feuille sur le temps de calcul de l'IMCP pour une itération sur les deux séries de test suivantes :

- la série test de huit structures osseuses présentée précédemment (figure 1 du chapitre 2). Chaque structure est composée d'un nombre de sommets compris entre 3000 et 4000,
- une séquence d'analyse du mouvement de 300 instants pour une nappe de 123 marqueurs.



(a)



(b)

Figure 16 - Influence du nombre de sommets par feuille dans le *kd-tree* – (a) structures composées d'un nombre de sommets compris entre 3000 et 4000 (échelle logarithmique) – (b) structures composées de 123 sommets.

Pour pouvoir comparer les deux séries, les résultats sont normalisés par rapport au temps de calcul lorsque tous les sommets sont rassemblés dans une unique feuille. Ce cas de figure est équivalent à la recherche du plus proche voisin à l’aide de l’algorithme naïf.

Dans les deux cas, le graphique à barres a la forme d’une cuvette, montrant qu’il existe une plage de valeurs optimales pour le choix du nombre de sommets par feuille. Dans le cas de structures ayant des milliers de sommets (tableau 16 (a)), la plage de valeurs optimales est comprise entre 25 et 100 sommets par feuilles. On observe un gain en termes de performance par rapport à l’algorithme naïf d’environ 80%. Le gain est beaucoup plus limité pour le cas de l’analyse du mouvement (123 sommets). Il est d’environ 15% pour des valeurs comprises entre 10 et 30 sommets par feuille. Signalons que la recherche dans un *kd-tree* a un coût en  $O(\log(N))$  et l’algorithme naïf en  $O(N)$ . Il est donc logique que **le gain du *kd-tree* soit beaucoup plus limité pour les plus petites structures ce qui est le cas de l’analyse du mouvement** par nappe de marqueurs. On retiendra cependant qu’il faut régler, dans notre cadre d’étude, **le nombre de sommets par feuille du *kd-tree* dans une plage comprise entre 10 et 30 sommets par feuille.**

### 3.3 Exploitation des ressources de l’ordinateur

#### 3.3.1 Généralités

L’évolution de la puissance des ordinateurs ne se fait plus actuellement uniquement à travers l’augmentation de la fréquence d’horloge du processeur mais aussi grâce à la multiplication du nombre de cœurs présents par processeur. Sur les ordinateurs récents, il est très courant de disposer de deux cœurs. Cependant si l’application n’est pas développée de manière appropriée, celle-ci n’utilisera qu’un des cœurs disponibles. La figure 17 montre l’activité des processeurs lors du fonctionnement de l’IMCP dans sa version originelle et met en évidence que seule la moitié des ressources CPU (Central Processing Unit) est utilisée.

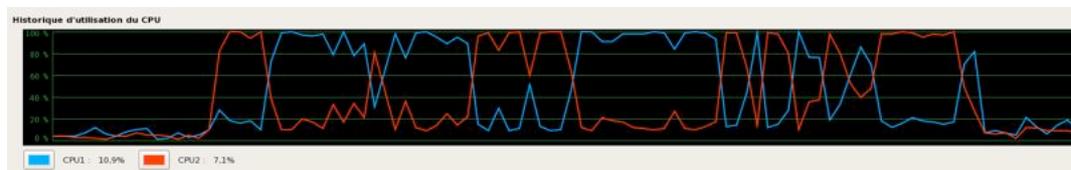


Figure 17 - Activité des 2 processeurs lors du fonctionnement de l’IMCP dans sa version « *single thread* »

#### 3.3.2 Le multi-threading

Pour tirer pleinement parti d’une puce multi-cœur, une tâche doit être divisée en sous-tâches pouvant être exécutées sur chacun des cœurs disponibles. Plus l’on disposera de cœurs, plus il sera possible de répartir le travail entre ceux-ci et par conséquent de diminuer le temps de calcul. Nous avons ainsi adapté l’IMCP afin de partitionner le processus global en un nombre de sous-tâches définies par l’utilisateur. Cette genericité permettra au programme de s’adapter aux évolutions de la technologie informatique et d’être capable de profiter de toute la

puissance de calcul des prochaines générations d’ordinateurs. La figure 18 (a) montre l’activité des deux cœurs pour cette nouvelle implémentation de l’algorithme.

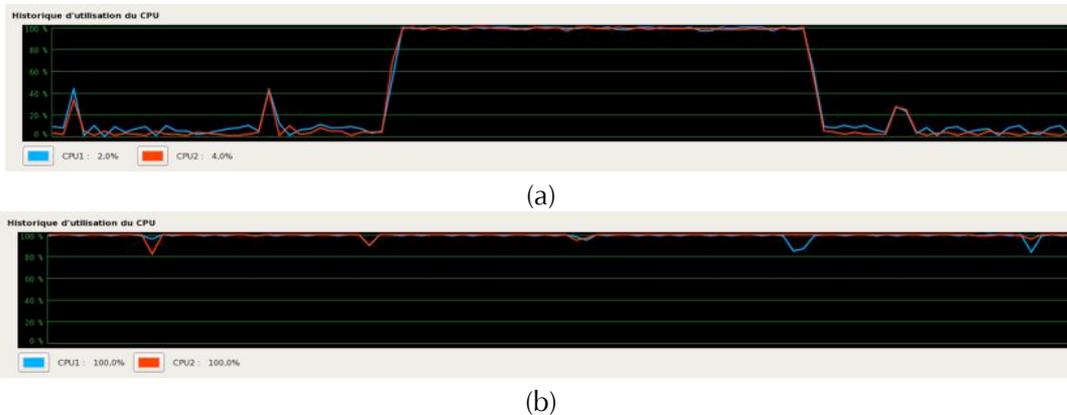


Figure 18 - Activité des 2 processeurs lors du fonctionnement de l’IMCP dans sa version « multi-thread » - (a) vue générale – (b) mise en évidence des temps d’attente à la fin des itérations globales

### 3.3.3 Parallélisation du code de l’IMCP

Dans le cas de l’IMCP, nous avons décidé de paralléliser le bloc  $\Xi$  comprenant le calcul de la forme virtuelle et le recalage robuste de la structure prise comme mobile sur sa forme virtuelle (lignes 3 à 16 de l’algorithme 3 de l’annexe 2 sur l’IMCP). Nous reviendrons sur le choix de ce bloc  $\Xi$  pour la parallélisation plus tard. Dans la version « single thread », les structures sont prises mobiles successivement. Grâce à la parallélisation, il est possible de traiter plusieurs formes comme mobiles en même temps. Le nombre maximal de threads que l’on peut ici créer est donc égal au nombre de structures de la séquence. Prendre le nombre de threads égal au nombre de structures reviendrait à traiter toutes les structures prises comme mobiles en même temps (c’est-à-dire en parallèle). Nous verrons cependant qu’il n’est pas forcément recommandé de créer un thread par structure.

La difficulté de paralléliser une tâche, est que chacune d’entre elles peut avoir besoin d’accéder et de modifier des informations communes. Il faut donc d’une manière ou d’une autre gérer les conflits qui peuvent apparaître. Le calcul de la forme virtuelle nécessite la connaissance de la position de chacune des structures, de la fiabilité des appariements, des indices statistiques  $\sigma_k$  et  $\chi_k$ . Or ces données sont modifiées au cours des itérations locales. Il apparaît ici clairement un conflit à la parallélisation des données. Pour résoudre ce conflit, nous utiliserons un mode parallèle de l’IMCP où ces informations partagées demeurent en cache et ne sont actualisées qu’une fois que toutes les  $K$  instances possèdent ces nouvelles informations (voir les lignes 4, 13, 14 et 17 de l’algorithme 3 de l’annexe 2 décrivant l’IMCP). Cela signifie qu’une nouvelle itération globale commence lorsque tous les threads lancés à l’itération précédente sont terminés. Cela explique qu’une baisse d’activité de l’un des deux cœurs peut se produire au cours du processus. Il s’agit du temps d’attente de la fin de tous les threads à la fin d’une itération globale. Ce phénomène est visible sur la figure 18 (b). Une vue synthétique du

fonctionnement de l'algorithme IMCP avec plusieurs threads est présentée par la figure 20.

La création d'un thread demande des ressources en temps de calcul. C'est pourquoi la parallélisation de n'importe quelle tâche n'est pas forcément avantageuse. **Si l'on parallélise (c'est-à-dire que l'on sépare en sous-tâches) une tâche qui prend peu de temps, le temps nécessaire à la création des threads (à leur allocation mémoire) va faire perdre le bénéfice du gain en temps de calcul. C'est pourquoi, dans le cadre de l'IMCP, il a été choisi de paralléliser, non pas une procédure interne très précise mais un processus assez global que l'on a défini précédemment comme le bloc  $\Xi$  (calcul de la forme virtuelle et recalage du nuage pris comme mobile sur sa forme virtuelle).** En théorie, le nombre de threads optimal pour un ordinateur est ici égal au nombre de cœurs dont il dispose. En effet, si l'on crée plus de threads, cela demandera du temps pour les créer sans qu'il soit possible de les traiter immédiatement, faute de cœurs libres. En pratique, le coût en temps de calcul du bloc  $\Xi$  étant largement supérieur au temps nécessaire pour créer un thread, le processus n'est pas sensible au nombre de threads que l'on crée. La figure 19 montre qu'un plateau est atteint en terme de gain de performance dès que le nombre de threads est égal à deux et sans qu'une augmentation supplémentaire du nombre de threads n'altère les performances du processus. Le plateau est évidemment atteint pour deux threads car l'ordinateur dont nous disposons ne possède que deux cœurs. De façon générale, dans le cadre de l'IMCP « multi-thread » tel que nous l'avons développé, **il faut fixer le nombre de threads égal au nombre de cœur dont dispose l'ordinateur.** Le gain en termes de performance sur notre ordinateur (2 cœurs) est de l'ordre de 40-45% par rapport à l'algorithme fonctionnant en « single-thread ».

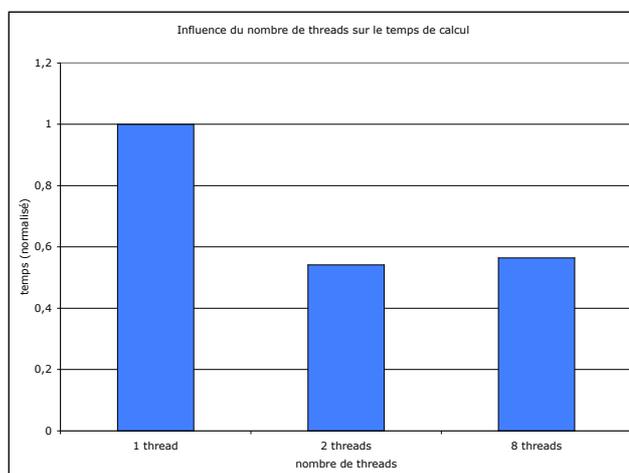


Figure 19 - Influence du nombre de threads sur le temps de calcul de l'IMCP pour un ordinateur composé de 2 cœurs sur la séquence test de 8 structures présenté précédemment. Les valeurs sont normalisées par rapport à la version « single thread » de l'algorithme.

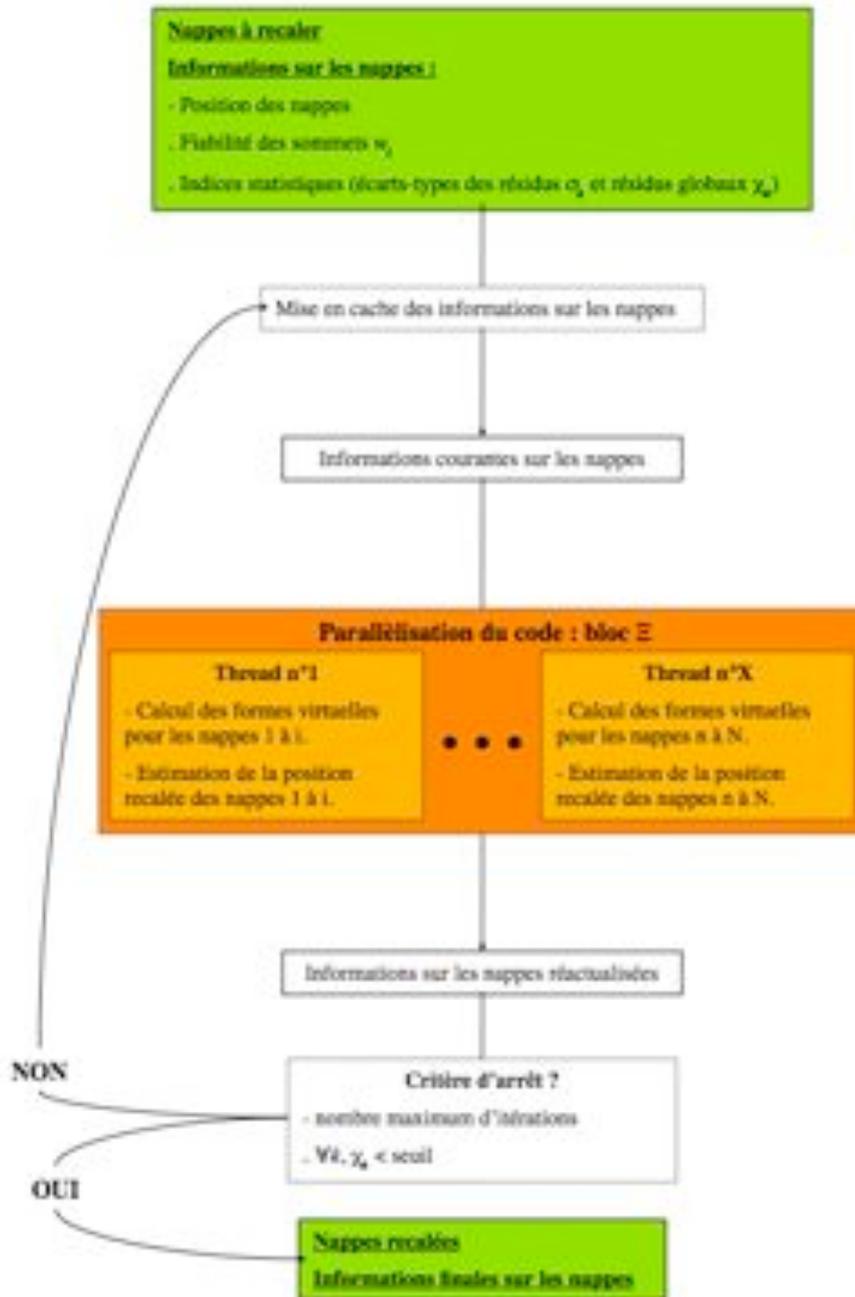


Figure 20 - Diagramme d'états du fonctionnement de l'IMCP dans sa version "multi-tread". Lors de la parallélisation, X threads sont créés. Chacun d'entre eux traite en parallèle un ensemble de nappes. Dans le diagramme, le thread n°1 traite les nappes 1 à i et le thread X traite les nappes n à N avec N le nombre total de nappes.

### 3.4 Conclusion

L'IMCP étant un algorithme demandant relativement beaucoup de ressources, il est important d'optimiser son exécution afin qu'il soit possible de traiter des quantités importantes de données. La recherche des plus proches voisins étant la procédure utilisant le plus de ressources, nous avons étudié la manière de régler la construction des *k-d tree* permettant de rechercher le plus rapidement les sommets les plus proches. Enfin, nous avons modifié l'architecture de l'algorithme de manière à pouvoir traiter plusieurs nappes en parallèle. Cette possibilité est particulièrement intéressante sur les ordinateurs récents qui possèdent plusieurs processeurs.

## Conclusion

L'IMCP n'étant pas utilisé dans son contexte d'origine, il a été nécessaire de lui apporter un certain nombre de modifications. Nous avons présenté une méthode maillage surfacique et automatique, l'algorithme CRUST, qui nous permet de disposer d'une surface maillée et par conséquent d'utiliser le mode surfacique de l'IMCP. Afin d'optimiser la redondance temporelle de l'information portée par les sommets du maillage, il a été nécessaire de définir une méthode de décorrélation. La décorrélation des nappes se fait en 2 étapes. Le débruitage du maillage par un filtre bilaplacien adapté à notre contexte est suivi de l'ajout d'un bruit aléatoire gaussien dans le plan tangent aux sommets avec une gestion personnalisée des sommets du bord. Afin de limiter l'effet contraignant du bord des nappes sur le recalage, l'IMCP a été modifié de manière à autoriser la recherche des plus proches voisins dans le voisinage extérieur des nappes. L'ajout d'un poids a été nécessaire afin de noter la fiabilité de ces plus proches voisins qui se trouvent dans une zone dont nous n'avons qu'une connaissance floue. Enfin, l'IMCP a aussi été optimisé au niveau algorithmique afin de permettre le traitement d'acquisitions longues et de maillages comprenant de nombreux sommets. Nous noterons en particulier la possibilité d'utiliser maintenant l'IMCP en multithread, c'est-à-dire d'utiliser en parallèle l'ensemble des processeurs de la carte mère. Le chapitre suivant va s'intéresser à tester les capacités de suivi de forme de l'IMCP modifié afin d'établir ses performances réelles dans le contexte de l'analyse du mouvement.



---

# Estimation du mouvement de l'omoplate

---

« Détourne-toi des préceptes de ceux qui spéculent sur le monde mais dont les raisons ne sont pas confirmées par l'expérience » Léonard de Vinci

---

---

<b>1</b>	<b>ETUDE DES PARAMETRES INFLUANT SUR LE SUIVI DE FORME PAR L'IMCP .....</b>	<b>93</b>
1.1	ETUDE SUR DES MOUVEMENTS SIMULES.....	93
1.2	CONCLUSION.....	106
<b>2</b>	<b>APPLICATION DU SUIVI DE L'OMOPLATE AVEC L'IMCP A DES DONNEES REELLES.....</b>	<b>106</b>
2.1	PROTOCOLE D'ACQUISITION .....	106
2.2	RESULTATS DE L'IMCP .....	109
2.3	COMPARAISON DE L'IMCP A DES METHODES DE LA LITTERATURE .....	115

---

## Introduction

**A**fin de réaliser le suivi de la déformation induite par l'omoplate à la surface de la peau, plutôt que de suivre individuellement les marqueurs, nous avons choisi d'utiliser l'IMCP comme algorithme de recalage car celui-ci présentait des propriétés de robustesse supérieures en particulier grâce à sa capacité à mutualiser l'information présente à chaque instant de l'acquisition. Le chapitre précédent a décrit les modifications que nous avons apportées à l'algorithme afin de l'adapter à l'analyse du mouvement. Les capacités de l'IMCP modifié à effectuer un suivi de forme dans le cadre de notre étude doivent maintenant être vérifiées et validées.

La première partie de ce chapitre concerne la validation du suivi d'une forme à l'aide de l'IMCP sur des mouvements simulés. Cette étude mettra en lumière des paramètres pouvant influencer sur la qualité du recalage et par conséquent sur la précision de l'estimation du mouvement. Dans un second temps, l'algorithme de l'IMCP est appliqué sur des mouvements réels et les capacités de la méthodologie proposée sont appréciées. L'influence de certains aspects du protocole sur l'estimation du mouvement est étudiée, en particulier le choix du positionnement des marqueurs. Enfin l'IMCP est comparé à des méthodes d'estimation du mouvement de la littérature.

# 1 Etude des paramètres influant sur le suivi de forme par l'IMCP

Cette section a pour objectif d'étudier les capacités de l'IMCP à prendre en compte le mouvement relatif de la peau et des os, c'est-à-dire le phénomène de glissement. L'analyse se focalisera sur l'étude de l'influence de 5 paramètres sur la qualité du recalage et donc de l'estimation du mouvement :

- l'influence du recalage initial,
- l'influence de la résolution de la représentation surfacique,
- l'influence de la taille de la nappe relativement à l'amplitude du mouvement,
- l'influence de la proportion de la surface qui est déformée,
- l'influence du rapport signal sur bruit.

Afin de mesurer la qualité de l'estimation obtenue par l'IMCP, il est nécessaire de connaître la position exacte de l'objet qui se déplace sous la peau. Un outil de simulation a été développé dans cet objectif. Celui-ci est décrit dans la partie suivante.

## 1.1 Etude sur des mouvements simulés

### 1.1.1 Description de l'outil de simulation

L'objectif n'est pas ici de développer un outil permettant de simuler de manière précise le mouvement de l'omoplate sous la peau. En effet cela impliquerait la modélisation de la majorité des structures composant la région anatomique de l'épaule et principalement les nombreux muscles et la peau. La complexité de ce travail sort du cadre de cette thèse. Nous simulerons par conséquent de manière simplifiée le mouvement d'un objet (représentant l'os qui se déplace sous la peau) sous une surface déformable (représentant la surface de la peau). L'influence des tissus mous séparant l'os de la peau est ignorée et la forme visible en surface est ainsi directement le reflet de celle de la forme sous-jacente aux approximations près dues au choix de la résolution de la surface simulant la nappe de marqueurs.

#### 1.1.1.1 Description de l'objet sous-jacent

Les tests peuvent être réalisés a priori avec n'importe quelle forme. Cependant l'utilisation d'une forme présentant des symétries, comme une sphère ou un parallélépipède rectangle complexifie la tâche de l'algorithme de recalage en particulier lors de l'initialisation à l'aide des axes d'inerties. Afin de plus facilement mettre en valeur l'influence des paramètres, nous avons choisi d'utiliser une forme vallonnée et ne présentant pas de symétries. Cette forme artificielle est présentée à la figure 1.

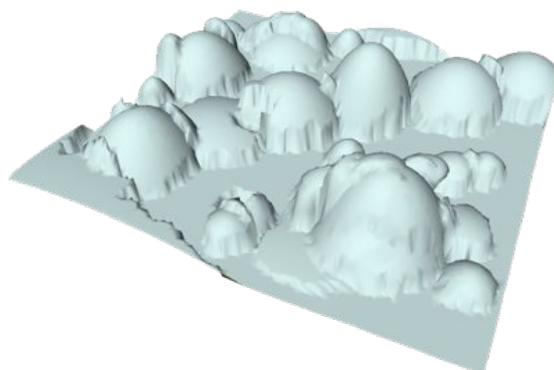


Figure 1 – Objet sous-jacent qui se déplace sous la surface déformable.

### 1.1.1.2 Description de la surface déformable

La surface qui est déformée est une surface maillée rectangulaire placée dans le plan  $xOy$ . La résolution du maillage est paramétrable et correspond à la densité de marqueurs que l’on place à la surface de la peau. La taille de la surface que nous avons retenue est de  $7 \times 12$  cm et qui est donc du même ordre de grandeur que celle que nous utilisons pour l’omoplate. La résolution du maillage choisi est le placement d’un marqueur tous les centimètres ce qui est également équivalent à notre situation expérimentale. On obtient donc une nappe composée de 104 marqueurs (figure 2). L’influence de la résolution de la nappe fera l’objet d’un paragraphe.

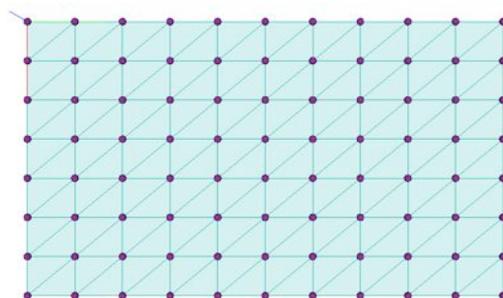


Figure 2 – Représentation des marqueurs composant la surface déformable.

### 1.1.1.3 Processus de déformation

Pour calculer la déformation de la surface, on peut imaginer un drap tombant sur un objet posé sur une table. Si une zone du drap est au-dessus de l’objet alors la surface du drap épouse la surface de l’objet. Si une zone du drap n’est pas au dessus de l’objet alors le drap reste plat contre la table. Ce processus est illustré par les figures 3 et 4.

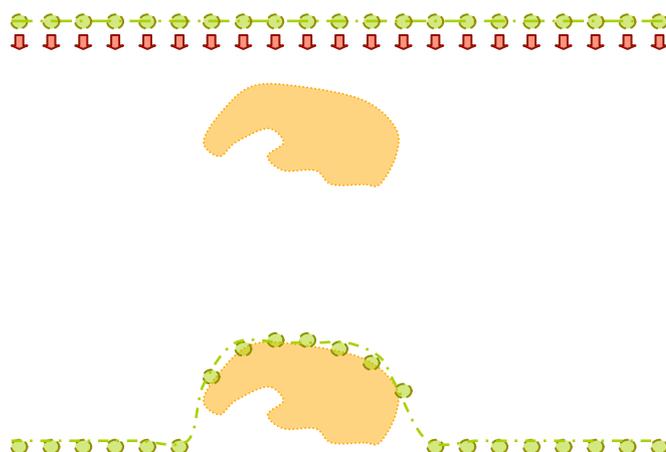
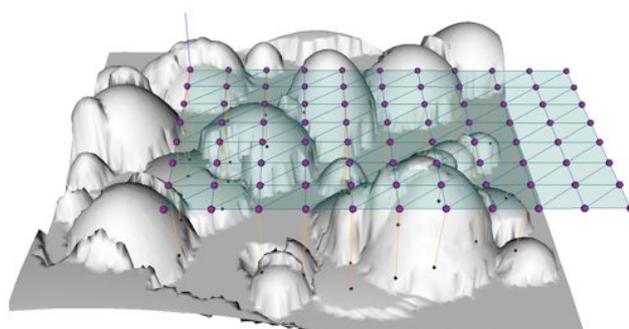
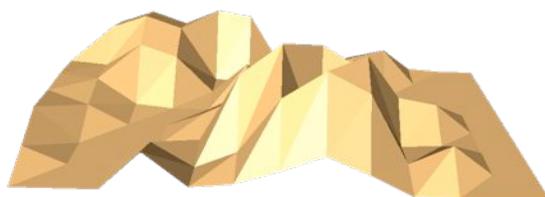


Figure 3 – Schéma du processus de déformation de la surface par une forme sous-jacente.



(a)



(b)

Figure 4 – Processus de déformation de la surface – (a) recherche des points de la forme sous-jacente à la verticale des marqueurs de la surface à déformer – (b) forme déformée obtenue.

#### 1.1.1.4 Mouvement de l'objet sous-jacent

L'objet présenté à la figure 1 se déplace sous un plan fixe qui se déforme en fonction de la partie de l'objet qui est sous lui. Le mouvement de l'objet sous-jacent que nous avons retenu pour réaliser nos tests est un mouvement composé à la fois d'une translation et d'une rotation. La rotation s'effectue autour de l'axe normal à la surface à déformer. L'amplitude totale de la translation correspond à 25% de la longueur de la nappe et la rotation totale est égale à  $12^\circ$ . Le mouvement global est décomposé en 30 déplacements intermédiaires. Cela signifie qu'à chaque instant, la forme sous-jacente subit un déplacement de 0,1 mm et  $0,4^\circ$ . Ce

mouvement est volontairement relativement faible (par rapport à l’amplitude potentielle du déplacement de l’omoplate) afin que la forme sous-jacente reste présente sous la nappe au cours du mouvement. Dans la réalité, l’omoplate ne reste pas forcément sous la nappe de marqueurs durant l’ensemble de son déplacement. Nous étudierons donc aussi l’influence de l’amplitude du mouvement sur la qualité du recalage.

### 1.1.1.5 Expression des résultats

L’erreur de recalage sera présentée à chaque instant du déplacement comme le couple [translation, rotation] de la transformation hélicoïdale permettant de passer à un instant  $i$  de la position théorique de la forme sous-jacente à la position estimée. Les résultats correspondant aux paramètres de référence, qui sont ceux qui ont été décrits dans les paragraphes précédents, seront toujours représentés par des ronds (bleus).

### 1.1.2 Influence du recalage initial

L’objet de ce paragraphe est d’étudier l’influence du recalage initial sur la précision du recalage effectué par l’IMCP. En effet, l’IMCP étant un processus itératif, si l’initialisation est trop mauvaise, l’algorithme va converger vers un minimum local. Le recalage initial habituellement choisi est l’utilisation d’un recalage à l’aide des axes d’inertie. Nous comparons ici les résultats obtenus avec cette méthode et ceux issus d’une initialisation parfaite du recalage c’est-à-dire lorsque les nappes sont placées initialement de manière à suivre parfaitement la forme sous-jacente. La figure 5 présente les résultats obtenus.

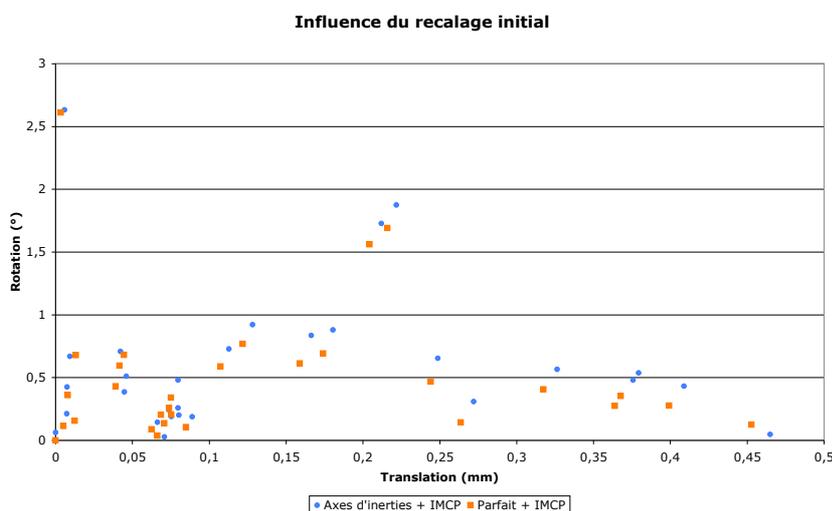


Figure 5 – Influence du recalage initial sur la précision du recalage – en bleu, les résultats suite à une initialisation à l’aide des axes d’inertie – en orange, les résultats suite à une initialisation dans la position réelle de la forme sous-jacente.

Les précisions obtenues pour les 2 méthodes sont dans le cas de ce mouvement très proches (inférieures à 2,5° et 0,5 mm) ce qui prouve que le recalage à l’aide des axes d’inertie est ici

suffisant pour permettre le suivi du mouvement de la forme sous-jacente par l'IMCP. Ce résultat étant convergent avec ceux obtenus par [CRE05], **le recalage à l'aide des axes d'inertie servira d'initialisation à l'IMCP dans le cadre de l'analyse du mouvement.**

### 1.1.3 Influence de la résolution

Afin de réaliser le suivi de la déformation induite par l'omoplate à la surface de la peau, il est nécessaire de décrire de manière suffisamment précise la surface de la peau. C'est pour cela que nous avons décidé de recouvrir la peau d'une nappe importante de marqueurs comme nous l'avons évoqué dans le chapitre 2. Nous avons par ailleurs vu que la résolution que nous pouvions espérer obtenir est limitée par la taille des marqueurs. L'objet de ce paragraphe est d'étudier l'effet de la résolution de la surface sur la capacité de l'IMCP à suivre la forme sous-jacente. Les 3 résolutions de marqueurs comparées sont présentées à la figure 6 et les résultats à la figure 7.

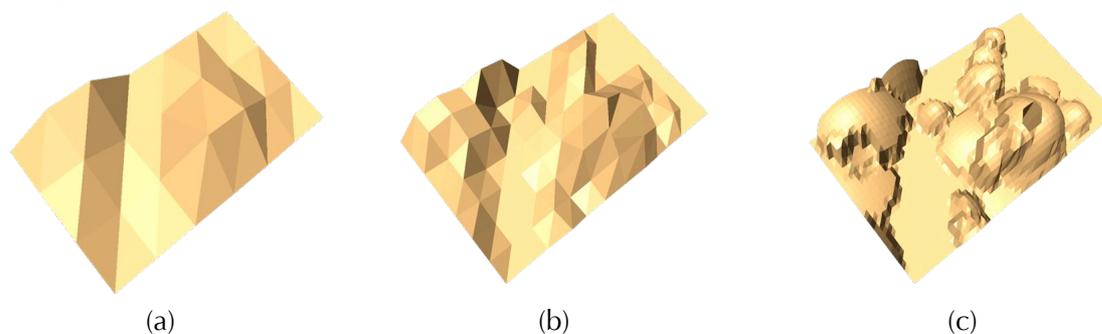


Figure 6 – Surface déformée pour les 3 résolutions étudiées – (a) résolution inférieure (28 marqueurs) – (b) résolution de référence (104 marqueurs) – (c) résolution supérieure (2196 marqueurs).

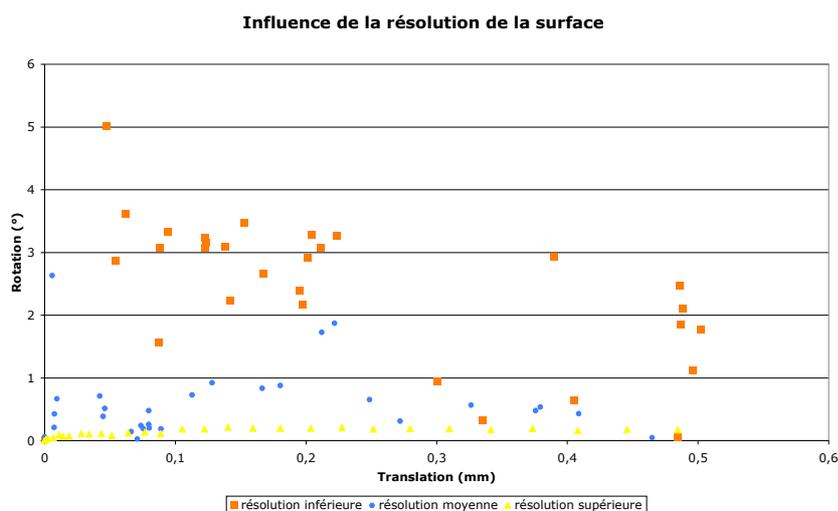


Figure 7 – Influence de la résolution de la surface déformable sur la précision du recalage – en orange, les résultats suite à l'utilisation de la résolution inférieure (28 marqueurs) – en bleu, les résultats suite à l'utilisation de la résolution moyenne (référence : 104 marqueurs) – en jaune, les résultats suite à l'utilisation de la résolution supérieure (2196 marqueurs).

Pour la résolution basse, les erreurs sont inférieures à 0,5 mm et 5° contre 0,46 mm et 2,6° pour la résolution de référence et 0,48 mm et 0,2° pour la résolution supérieure. **L’accroissement de la résolution de la surface contribue de façon majeure à l’amélioration de la précision de recalage et donc au suivi de la forme sous-jacente.** Ce résultat confirme notre volonté de placer une densité maximale de marqueurs à la surface de la peau et conduit à une nappe de plus 100 marqueurs à la surface de la peau pour suivre l’omoplate.

#### 1.1.4 Influence de la taille relative de la surface et de l’amplitude du mouvement

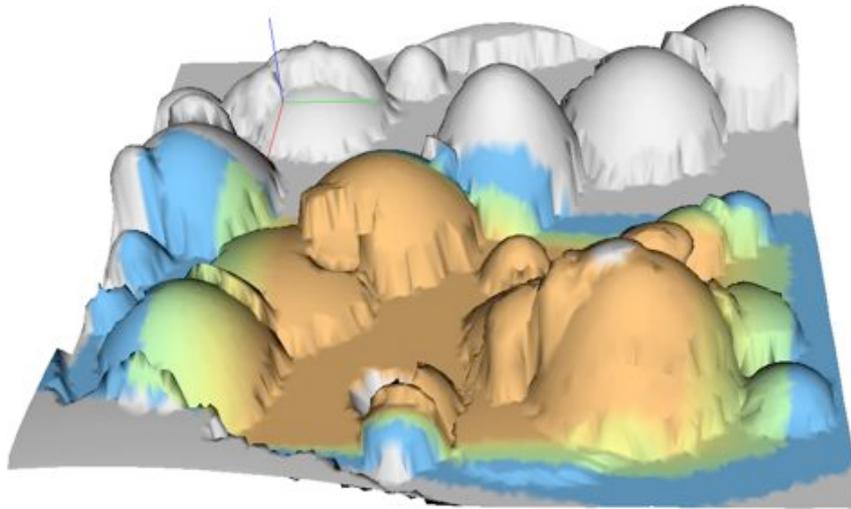
L’objectif étant de suivre le mouvement à partir d’une déformation de surface, il est primordial que la forme à suivre reste le plus possible sous la nappe. L’amplitude du mouvement a donc une grande importance et son influence fait l’objet de ce paragraphe. Pour que l’IMCP accorde un poids fort à une zone, il est nécessaire qu’elle apparaisse le plus possible au cours des instances. Cela signifie qu’il ne suffit pas qu’une proportion importante de la surface soit déformée mais aussi qu’elle soit déformée par une même structure sous-jacente pendant un temps suffisant. Nous distinguerons donc la proportion moyenne de la surface qui est déformée au cours du mouvement, de la proportion moyenne de surface qui est déformée par une zone de l’objet sous-jacent présent au moins à 50% des instants. Nous présentons ici 3 mouvements d’amplitude variable qui conduisent à une même déformation globale de la surface, mais à des proportions différentes si l’on prend en compte l’origine de la déformation comme le met en évidence le tableau 1.

	Déformation moyenne de la surface	Déformation moyenne de la surface par une zone sous-jacente présente pendant plus de 50% du mouvement
Mouvement court	85,8 %	73,6 %
Mouvement intermédiaire	85,9 %	68,8 %
Mouvement large	83,2 %	64,5 %

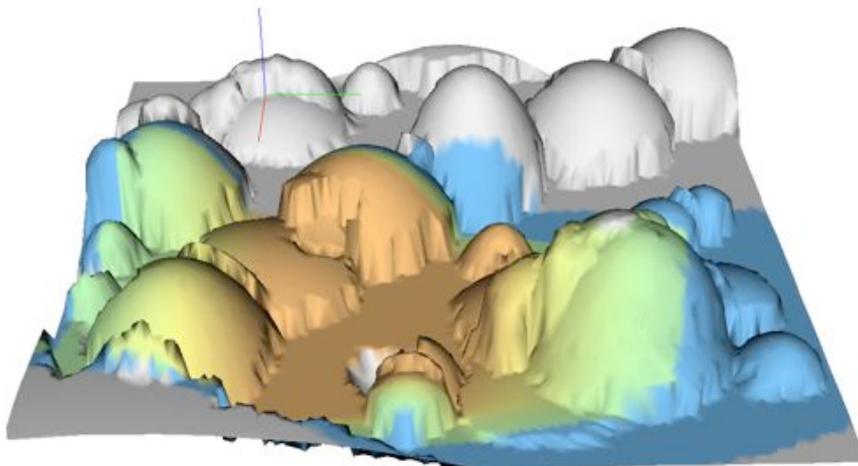
Table 1 – Déformation de la surface pour les 3 amplitudes de mouvement – déformation globale de la surface – déformation de la surface par une zone sous-jacente présente pendant au moins 50% du mouvement.

La différence d’origine de la déformation est directement liée à l’amplitude du mouvement. En effet, plus l’amplitude du mouvement sera importante, plus des zones présentes initialement sous la surface auront une forte probabilité de sortir et par conséquent de ne plus la déformer. La figure 8 est une illustration de ce phénomène. Le code couleur permet de visualiser le temps passé par chaque zone de l’objet sous-jacent sous la surface. Le dégradé de l’orange au vert correspond aux zones présentes pendant plus de 50% du temps sous la surface. En bleu, les zones ne participant que moins de 50% du temps et enfin en blanc, les zones ne participant pas du tout à la déformation. L’objet se déplaçant de la gauche vers la droite, la zone bleue sera plus importante sur la droite pour le mouvement long car cette zone est la première à sortir

de la nappe et participera à la déformation pendant moins de temps. Le phénomène inverse est observable sur la gauche de l'objet.



(a)



(b)

Figure 8 – Représentation du temps passé par la forme sous-jacente mobile sous la surface – la coloration évolue de l'orange au vert pour un temps de déformation allant de 100% à 50% des instants – la couleur bleue illustre une participation à la déformation moins de 50% des instants et la coloration blanche une absence de participation à la déformation – (a) pour une transformation totale de 3 cm (suivant l'axe Y, en vert) et  $12^\circ$  (autour de l'axe Z, en rouge) - (b) pour une transformation totale de 4 cm et  $24^\circ$ .

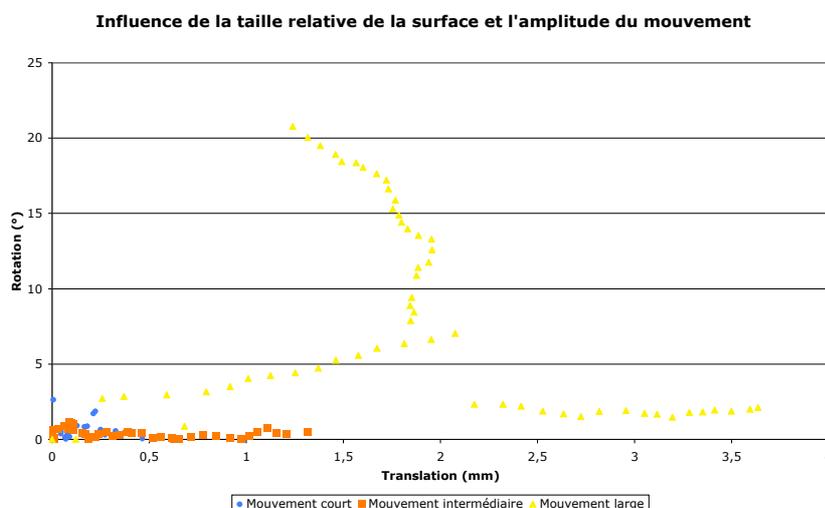


Figure 9 – Influence de l’amplitude du mouvement sur la précision du recalage – en bleu, les résultats suite à un mouvement d’amplitude totale de 3 cm et 12° – en orange, les résultats suite à un mouvement d’amplitude totale de 4,5 cm et 18° - en jaune, les résultats suite à un mouvement d’amplitude totale de 6 cm et 24°.

Les résultats (figure 9) mettent en évidence une dégradation du suivi de la forme lorsque l’amplitude du mouvement augmente. Cette perte de précision est particulièrement nette avec le mouvement d’amplitude maximale. La rupture met en évidence qu’il existe une limite au delà de laquelle l’IMCP n’est plus capable de suivre la forme sous-jacente. La limite n’est évidemment pas à exprimer en terme d’amplitude globale du mouvement mais en terme de proportion d’objet sous-jacent à sortir de la zone d’influence et déformant potentiellement la surface. Cette simulation met en évidence que **pour effectuer un suivi de forme, il est nécessaire d’avoir une nappe suffisamment large pour suivre l’ensemble de l’amplitude du mouvement.**

### 1.1.5 Influence de la proportion de nappe déformée par l’objet sous-jacent

Suite à la conclusion du paragraphe précédent, la tentation est d’augmenter l’étendue de la nappe afin d’être certain de suivre l’ensemble du mouvement. Le risque est alors que la proportion globale de la surface déformée par l’objet sous-jacent ne soit plus suffisante. En effet, l’IMCP, dans son processus de recalage, favorise les zones majoritaires. Par conséquent, si la déformation issue de l’objet sous-jacent n’est pas suffisante, elle ne sera plus capable d’orienter le recalage et l’IMCP ne réalisera pas le suivi de forme tel que nous le souhaitons. Le test réalisé dans ce paragraphe met en évidence ce phénomène.

L’utilisation de 2 tailles pour la surface déformable (figure 10) est comparée pour un même mouvement de l’objet sous-jacent. Pour que les séquences soient comparables, la résolution des 2 surfaces doit être égale, ce qui implique un nombre plus important de marqueurs pour la nappe étendue. L’utilisation d’une nappe plus large conduit à une proportion moyenne de la

nappe qui est déformée par l’objet sous-jacent plus faible comme le mettent en évidence les valeurs du tableau 2.

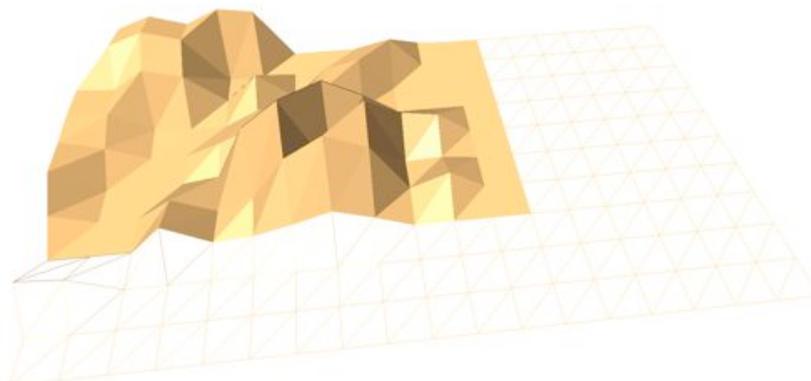


Figure 10 – Représentation de la déformation surfacique pour 2 tailles de nappe différentes.

	Déformation moyenne de la surface par une zone sous-jacente présente pendant plus de 50% du mouvement
Surface de référence	73,6 %
Surface étendue	44,6 %

Table 2 – Déformation de la surface pour les 2 tailles de nappe différentes – surface de référence (7 x 12 cm) – surface étendue (10 x 18 cm).

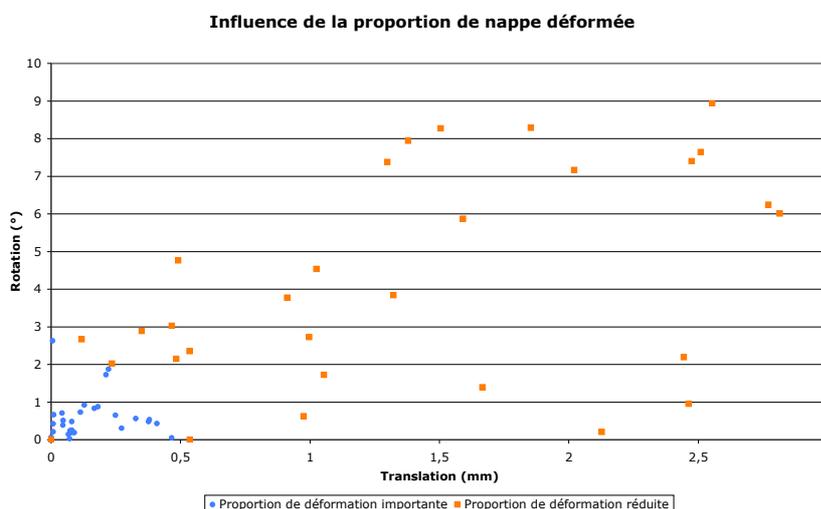


Figure 11 – Influence de la proportion de nappe déformée sur la précision du recalage – en bleu, les résultats pour une déformation moyenne de la surface égale à 74% – en orange, les résultats pour une déformation moyenne de la surface égale à 45%.

Lorsque la nappe est étendue de manière trop importante, l’IMCP n’est pas capable de réaliser le suivi de la déformation de la forme sous-jacente. Les erreurs mesurées atteignent 5,6 mm et

12,6° sachant que l’amplitude du mouvement est égale à 3 cm et 12°. Ce résultat illustre le fait que l’extension de la taille de la nappe doit être réalisée avec prudence. **Pour l’analyse du mouvement de l’omoplate, la nappe n’est par conséquent pas étendue de manière importante au delà de la position de la scapula.**

### 1.1.6 Influence du bruit

Ce dernier paragraphe a pour objectif de simuler à la fois un mouvement de glissement sous-jacent et un bruit de déformation de type musculaire. L’objectif est d’étudier comment l’élasticité des tissus mous peut perturber l’information de surface issue de l’omoplate et par conséquent empêcher le suivi à l’aide de l’IMCP. La simulation se fera en deux temps. Tout d’abord nous simulerons l’activité musculaire puis dans un second temps l’élasticité de la peau.

#### 1.1.6.1 Bruit musculaire

Le bruit simule de manière simplifiée la contraction d’un muscle dont les fibres sont orientées dans le même sens que le mouvement comme le montre la figure 12.

L’amplitude  $A$  de la déformation suit une évolution en sinus de période égale à 4 fois la durée  $D$  du mouvement (figure 13) :

$$A(t) = A_{\max} \sin\left(\frac{\pi}{2D} t\right)$$

avec  $A_{\max}$  le paramètre permettant de régler l’amplitude de la déformation.

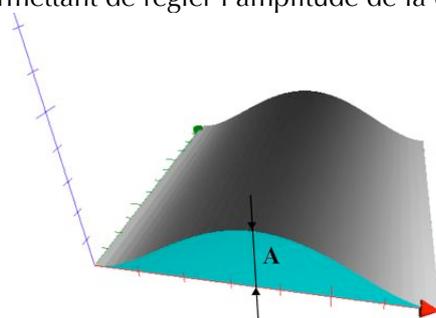


Figure 12 – Représentation du bruit simulant la déformation musculaire (en gris) avec  $A$  l’amplitude de cette perturbation.

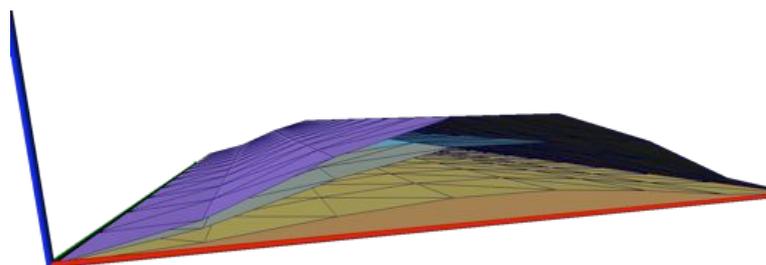


Figure 13 – Exemple d’évolution de la déformation induite par le bruit au cours du mouvement.

Cela signifie que la déformation est minimale (nulle) au début du déplacement de la forme sous-jacente et au contraire maximale lorsque le mouvement de la forme sous-jacente est fini. Le résultat final de la déformation de la surface est égal à la somme de la déformation issue de la forme sous-jacente plus celle du bruit que nous venons de définir (figure 14). Soit  $H_{max}$  la hauteur maximale de la déformation créée par la forme sous-jacente. Nous définirons ici le rapport signal à bruit  $SNR$  comme :

$$SNR = \frac{H_{max}}{A_{max}}$$

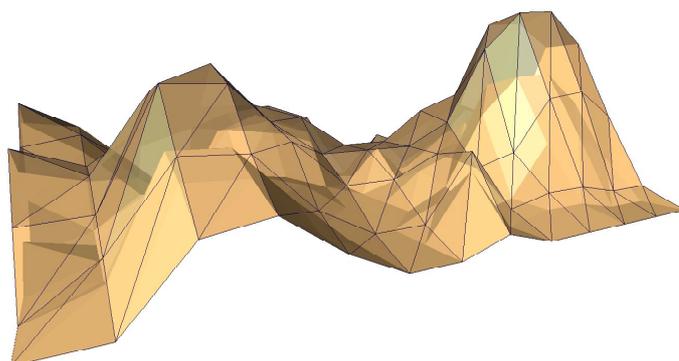


Figure 14 – Illustration de l'effet de l'introduction du bruit – la forme orangée opaque représente la déformation créée uniquement par la forme sous-jacente – la forme maillée transparente représente la déformation créée par la forme sous-jacente à laquelle le bruit a été ajouté.

Nous comparons l'influence de l'amplitude de 3 valeurs  $SNR$  différentes : infini (absence de bruit), 4 et 2 (bruit pour l'amplitude maximale égal à la déformation induite par la forme sous-jacente).

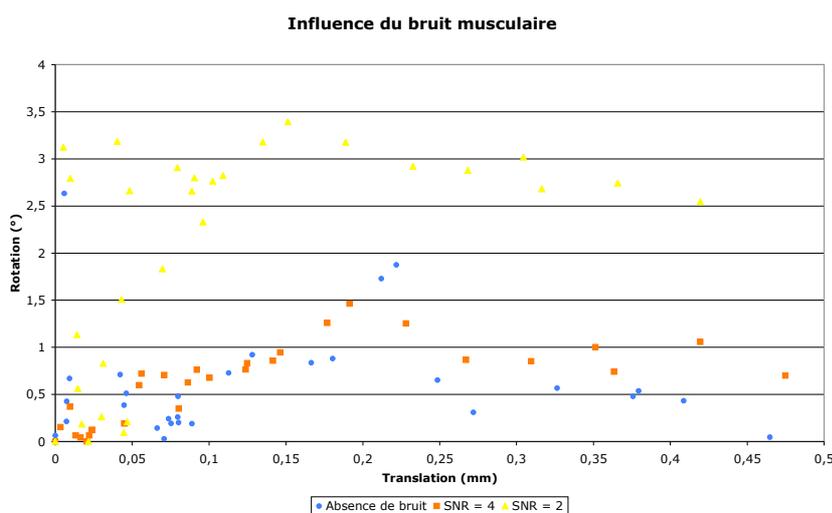


Figure 15 – Influence de l'introduction de bruit musculaire sur la précision du recalage – en bleu, les résultats pour une absence de bruit – en orange, les résultats pour un  $SNR$  égale à 4 – en jaune, les résultats pour un  $SNR$  égale à 2.

Les résultats (figure 15) montrent que pour un rapport signal sur bruit égal à 4, la dégradation de la qualité du recalage est très limitée. Même si elle est plus sensible pour un SNR de 2, la perte de qualité reste relativement limitée. Ce résultat est à mettre en corrélation avec les propriétés de robustesse de l’IMCP et confirme le fait que l’IMCP est capable de supprimer de manière efficace le bruit créées par la contraction des muscles.

### 1.1.6.2 Elasticité de la nappe

L’élasticité de la peau fait que la déformation de la surface n’est pas homogène et est plus importante dans les zones de fortes contraintes. Ces zones correspondent en général aux zones proches des articulations. Pour simuler nous allons introduire une déformation linéaire de la nappe suivant la direction du mouvement. La déformation sera appliquée à une zone variable de la nappe afin de pouvoir paramétrer la proportion de nappe affectée par le bruit. La figure 16 illustre la relation entre l’amplitude de la déformation et la partie de la surface concernée. L’amplitude  $A_{max}$  est l’amplitude de déformation maximale qui peut être appliquée à la surface. Nous l’avons fixée pour ces tests comme étant égale à 25% de la longueur de la surface déformable.

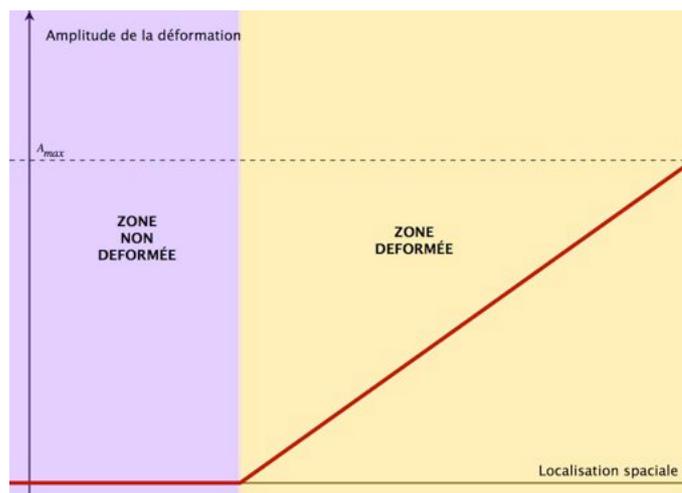


Figure 16 – La déformation d’amplitude simulant l’élasticité de la peau n’apparaît qu’à partir d’un certain seuil (spatial) puis augmente linéairement.

Comme le bruit musculaire, l’amplitude de la déformation dépend aussi de l’avancement du mouvement c’est-à-dire du temps. Si l’on suppose que la déformation est réalisée suivant l’axe  $y$ , la déformation  $A$  s’écrit :

$$A(y,t) = A_{max} \frac{y - y_{seuil}}{taille\_nappe} \sin\left(\frac{\pi}{2D} t\right)$$

avec  $y_{seuil}$  la limite à partir de laquelle la déformation est appliquée. Il s’agit donc du paramètre que l’on fait varier dans cette simulation. Plus  $y_{seuil}$  est petit, plus la proportion de nappe qui sera déformée est importante. Le paramètre  $taille\_nappe$  correspond à la taille de la nappe non déformée dans la direction de la déformation.

La figure 17 montre ainsi l'évolution de la taille de la nappe au cours du temps.

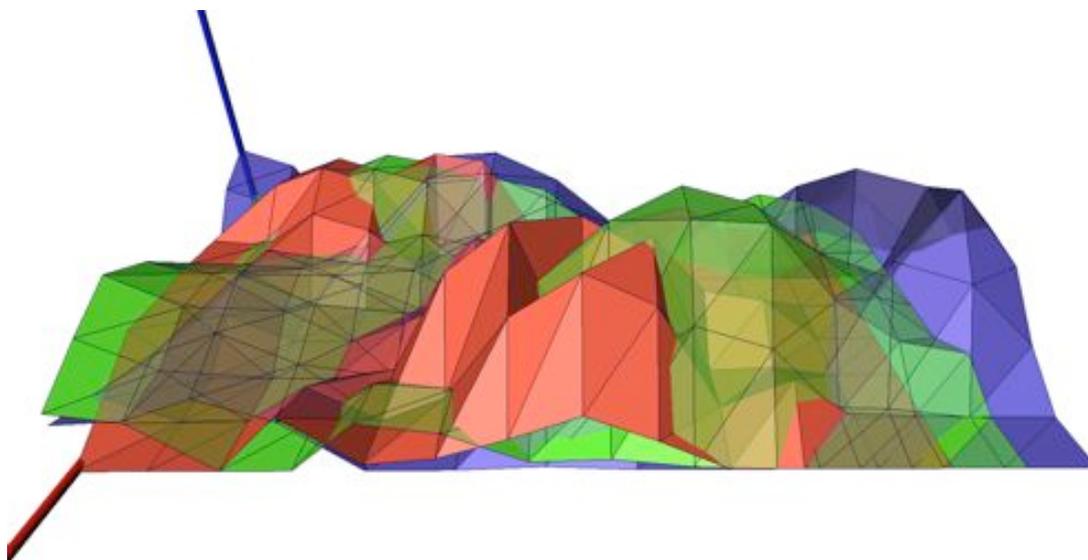


Figure 17 – Evolution de la taille de la nappe à 3 instants (rouge, vert puis bleu) du mouvement suite à l'application du bruit de déformation élastique.

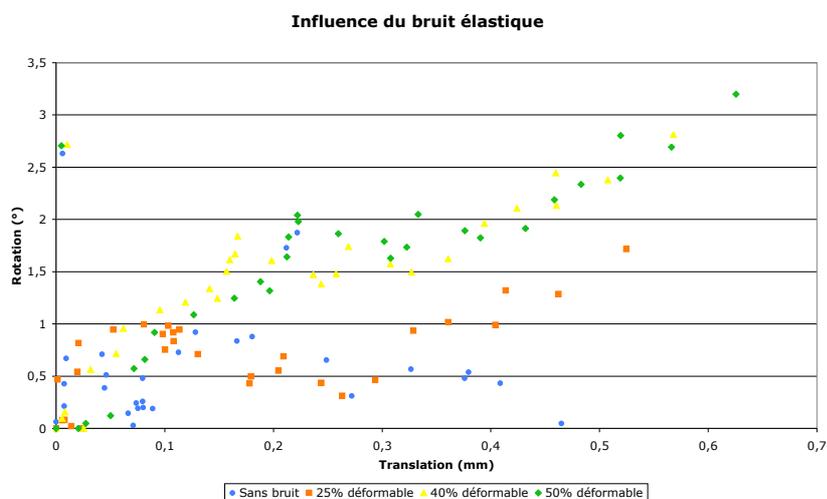


Figure 18 – Influence de l'introduction de bruit élastique sur la précision du recalage – en bleu, les résultats pour une absence de bruit – en orange, les résultats pour une proportion de la nappe subissant la déformation égale à 25% – en jaune, les résultats pour une proportion égale à 40% – en vert, les résultats pour une proportion égale à 50%.

L'augmentation du bruit élastique (figure 18) contribue à une diminution progressive de la précision du recalage. Cependant, étant donnée l'importance de la déformation qui est appliquée, il est important de noter la robustesse de l'IMCP. Cette capacité peut en partie être expliquée par le fait que la déformation de la nappe va certes étirer la surface mais cet étirement va également donner accès à l'IMCP à des zones d'information supplémentaires. En effet, la zone étirée de la nappe se déforme également avec la nouvelle zone de l'objet sous-

jaçant qu'elle recouvre. L'amélioration que nous avons apportée à l'IMCP en limitant l'effet de la barrière périmétrique joue également un rôle dans ces résultats. En effet, ce processus aide au recalage de nappes de tailles différentes, ce qui est le cas ici en raison de l'étirement introduit.

De manière générale, les résultats confirment que l'IMCP est résistant face au bruit que peuvent introduire les tissus mous. Il est cependant évident que l'IMCP ne sera capable de réaliser le suivi de la déformation induite par l'omoplate que si celle-ci est plus marquée que les déformations créées par la contraction des muscles et de l'élasticité de la peau.

## 1.2 Conclusion

Les simulations que nous venons de réaliser nous ont permis de vérifier que l'IMCP était potentiellement capable d'effectuer le suivi d'un objet à travers sa déformation surfacique. Cependant, ces tests ont aussi mis en avant un certain nombre de limitations qui pourraient empêcher l'IMCP de suivre l'omoplate dans une situation réelle. Nous avons tout d'abord montré que la précision du recalage était dépendante de la résolution de la surface de la nappe. Même si nous avons placé autant de marqueurs que possible à la surface de la peau, la résolution obtenue reste limitée. En effet, en raison de la taille des marqueurs, la résolution que nous avons pu atteindre est proche du centimètre. La résolution n'est qu'une limitation technique et des progrès peuvent donc être réalisés suivant cet axe contrairement par exemple au bruit musculaire qui sera forcément présent. Par ailleurs, nous avons montré que le dimensionnement, en termes d'étendue, de la nappe était important pour pouvoir effectuer le suivi du mouvement. Si la nappe est trop petite, les zones qui déforment la surface restent trop peu de temps et l'IMCP ne peut effectuer son consensus. Au contraire, si la nappe est trop grande, la déformation induite par l'os sous-jacent sera trop limitée par rapport à l'ensemble de la nappe et le consensus ne s'effectuera pas sur la déformation créée par l'os. Enfin, pour que le suivi soit possible, il est évidemment nécessaire que la déformation induite par l'os soit plus importante que celles des muscles et des autres tissus mous. En effet, l'IMCP n'est pas capable de différencier l'origine d'une déformation et lors du consensus qui permet l'estimation du recalage, il utilisera la déformation majoritaire.

## 2 Application du suivi de l'omoplate avec l'IMCP à des données réelles

Après avoir présenté le protocole d'acquisition, nous décrirons les résultats de l'analyse du mouvement à l'aide de l'IMCP.

### 2.1 Protocole d'acquisition

Dans cette étude, le mouvement de l'épaule est mesuré à l'aide d'un système optoélectronique VICON composé de neuf caméras infrarouges MX13 (1,3 MPixels). La

fréquence d'acquisition vaut 120 Hz. Les sujets réalisent une flexion complète du bras (dans le plan sagittal). Le mouvement du bras est dirigé par un guide (figure 19). Les sujets sont allongés sur le ventre. La position allongée a été choisie en vue d'un couplage ultérieur à des acquisitions IRM. La population ayant participé aux acquisitions est composée de 10 sujets ne présentant aucune pathologie de l'épaule. Leurs caractéristiques morphologiques sont présentées dans le tableau 3.



Figure 19 – Placement du sujet en position allongé et flexion du bras le long du guide.

	<b>Poids</b>	<b>Taille</b>	<b>Age</b>
<b>Sujet 1</b>	64	1,75	25
<b>Sujet 2</b>	75	1,80	29
<b>Sujet 3</b>	69	1,89	25
<b>Sujet 4</b>	74	1,85	22
<b>Sujet 5</b>	72	1,76	25
<b>Sujet 6</b>	74	1,82	18
<b>Sujet 7</b>	83	1,85	21
<b>Sujet 8</b>	68	1,59	24
<b>Sujet 9</b>	63	1,73	25
<b>Sujet 10</b>	81	1,76	25

Table 3 – Poids, taille et âge des 10 sujets ayant participé à l'étude.

En ce qui concerne la méthode géométrique qui utilise des repères osseux, les marqueurs sont placés sur la peau suivant les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) [WU05]. Trois marqueurs minimum sont nécessaires pour définir un système de coordonnées. L'ISB propose trois repères osseux pour l'omoplate et quatre autres pour le thorax (tableau 4 et figure 20). La méthode de l'ISB utilise ces marqueurs pour créer des systèmes de coordonnées locaux.

Os	Repères osseux	
Omoplate	TS	Trigonum Spinae Scapulae
	AI	Angulus Inferior
	AA	Angulus Acromialis
Thorax	C7	Processus Spinosus de la 7e vertèbre cervicale
	T8	Processus Spinosus de la 8e vertèbre thoracique
	IJ	Point le plus profond de Incisura Jugularis
	PX	Processus Xiphoideux

Table 4 - Repères osseux de l’omoplate et du thorax.

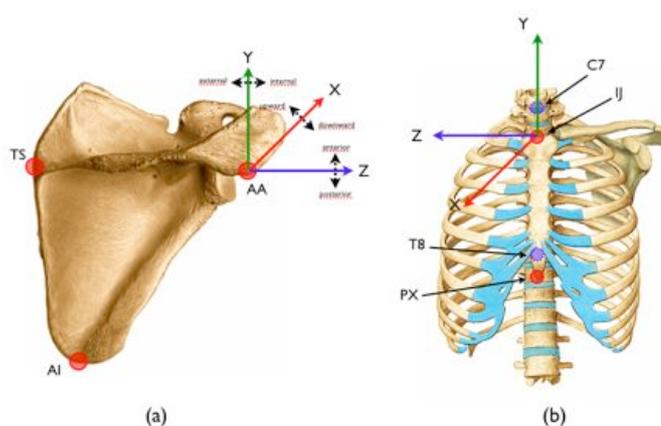


Figure 20 - Repères osseux et systèmes de coordonnées – (a) de l’omoplate - (b) du thorax.

Une nappe d’environ 120 marqueurs qui recouvre entièrement la surface de l’omoplate (Figure 21) est utilisée pour l’estimation du mouvement à l’aide de l’IMCP. A notre connaissance, aucune nappe de cette taille n’a encore été utilisée dans la littérature. Par exemple, dans [ALE01], la PCM (Point Cluster Method) est appliquée à une nappe de seulement six marqueurs.

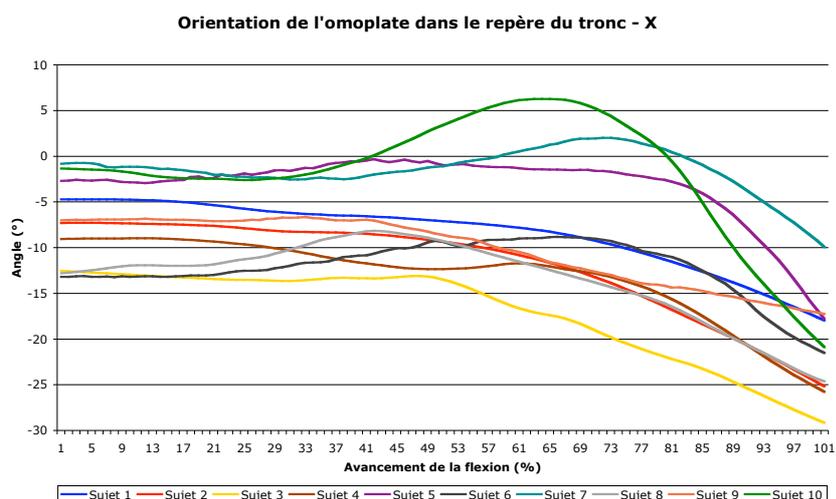
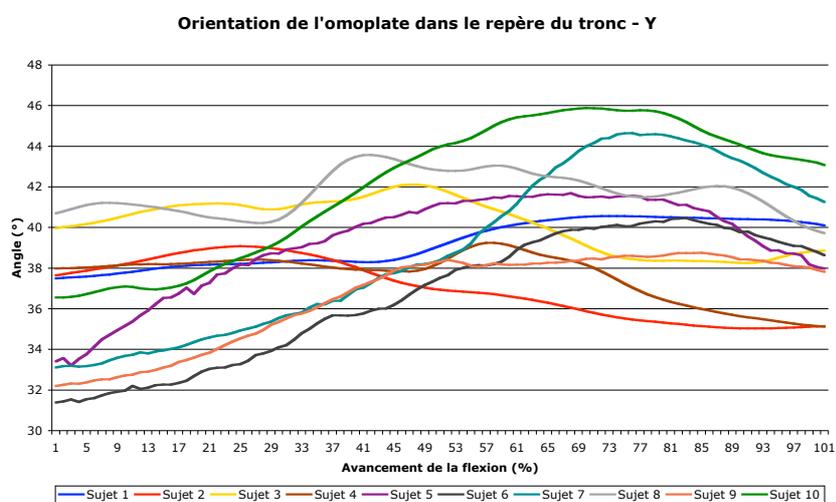


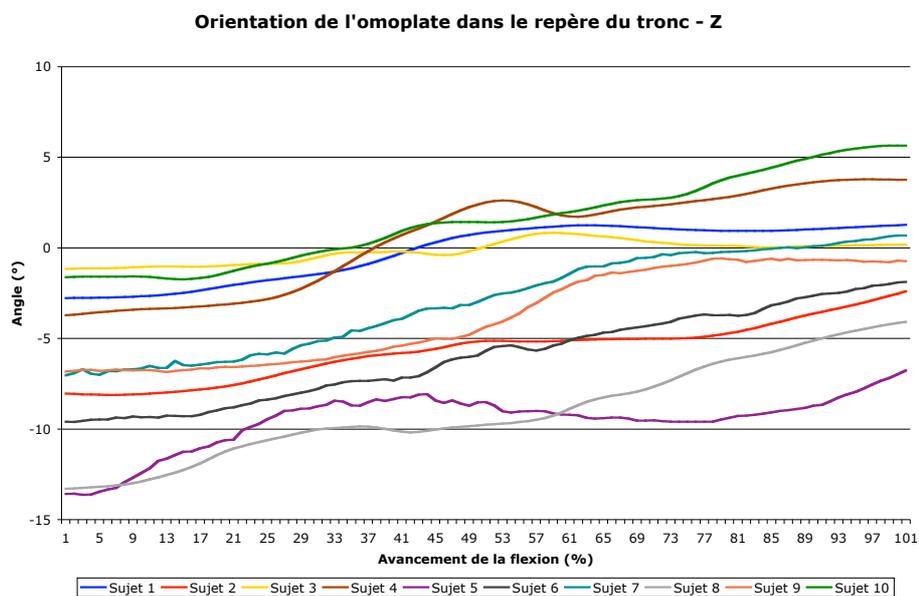
Figure 21 - Nappe de marqueurs sur l’omoplate.

Le suivi du mouvement de l'omoplate par palpation est effectué à un instant distinct de l'analyse dynamique et en l'absence de marqueurs à la surface de la peau. La palpation des repères osseux AA, TS et AI est réalisée à 0, 40, 80, 120 et 160° de flexion du bras. Le repère local reconstruit est aussi celui préconisé par l'ISB.

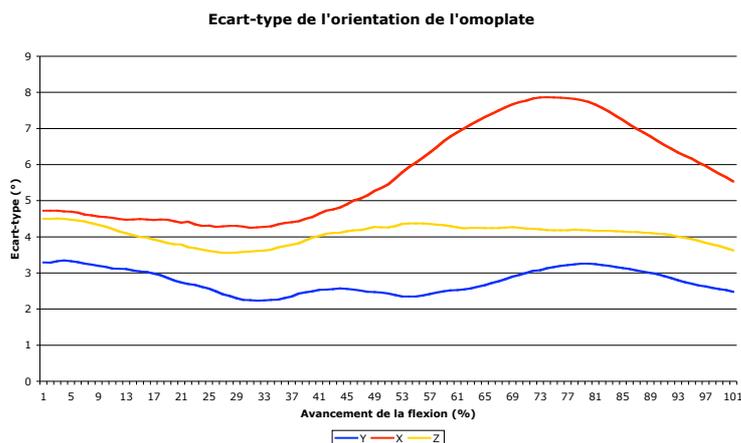
## 2.2 Résultats de l'IMCP

Les résultats suivants (figure 22) présentent l'orientation de l'omoplate dans le repère du tronc suivant les axes Y, X et Z pour les 10 sujets de la population étudiée. Par ailleurs, sont présentés les écarts-types de l'orientation de l'omoplate au cours du mouvement.





(c)



(d)

Figure 22 – Orientation de l’omoplate estimée à l’aide de l’IMCP avec une nappe de 120 marqueurs recouvrant l’omoplate suivant les axes – (a) Y – (b) X – (c) Z – Les écarts-types suivant les 3 axes de l’orientation de l’omoplate sont présentés en (d).

Les résultats montrent tout d’abord que le positionnement de l’omoplate vis-à-vis du tronc n’est pas exactement semblable d’un sujet à l’autre à l’instant initial. Ce résultat est à la fois dû au fait que les sujets présentent des morphologies variées ainsi qu’au fait que les sujets ne se positionnent certainement pas de manière complètement identique sur la table d’examen. Les mêmes raisons expliquent les variations inter-sujets au cours du mouvement malgré que le bras soit contraint par la planche de bois qui lui sert de guide. Les différences ne sont cependant pas très grandes comme le montre les valeurs des écarts-types qui sont comprises entre 3 et 5° pour les axes Y et Z, et inférieures à 8° suivant l’axe X.

Par la suite, afin de faciliter les comparaisons et de rendre les résultats plus significatifs, nous utiliserons la moyenne des 10 sujets.

Le but de l'utilisation d'une nappe étendue est de recouvrir entièrement l'omoplate afin d'effectuer un suivi surfacique de la déformation de surface. Nous avons montré précédemment, dans les simulations, que si la situation expérimentale était suffisamment favorable, l'IMCP était capable de réaliser ce suivi surfacique. Nous avons essayé de nous placer dans cette situation en recouvrant l'omoplate d'autant de marqueurs que possible. Par ailleurs, l'étendue de la nappe a été choisie de manière à recouvrir l'omoplate tout en faisant attention à ne pas l'étendre exagérément. En effet, nous avons montré lors des simulations qu'une nappe trop étendue conduisait à perdre de la précision dans l'estimation du mouvement. La figure 23 est le résultat de la fusion des nappes à l'issue de l'IMCP sur un sujet et est donc une représentation de la nappe médiane qu'utilise l'IMCP pour effectuer ces recalages. La forme médiane doit représenter la forme d'intérêt pour espérer un suivi correct du mouvement par l'IMCP. La forme médiane obtenue a une allure proche de la nappe de marqueurs placée sur la peau montrant que l'IMCP n'a pas été capable d'isoler un relief qui aurait pu être suivi au cours du mouvement. L'IMCP n'a donc pas réussi à corriger le mouvement relatif de l'omoplate avec la peau qui constitue la principale source d'erreurs issues des artefacts dus aux tissus mous. Il est par ailleurs possible d'observer que la forme médiane est beaucoup plus plane que la surface réelle de la peau au niveau de la face postérieure de l'omoplate. Ce résultat montre que si l'IMCP n'a pas été capable de suivre le mouvement sous-jacent de l'omoplate, l'algorithme a corrigé l'autre composante des erreurs provenant des artefacts des tissus mous : les déformations dues aux muscles et à l'élasticité de la peau.



Figure 23 - résultat de la fusion des nuages de points recalés par l'IMCP en prenant en compte de la fiabilité de chacun des points.

L’estimation du mouvement de l’omoplate à l’aide de l’IMCP sur la nappe entière ne nous permet donc pas a priori de réaliser une estimation correcte du mouvement. Les raisons pour lesquelles l’IMCP n’est pas capable d’effectuer le suivi de la déformation de l’omoplate à la surface de la peau peuvent être diverses comme l’ont montré les simulations au début de ce chapitre :

- **la densité de marqueurs est trop faible** pour obtenir une résolution suffisante et suivre la déformation induite par l’omoplate. En utilisant le système VICON, il n’est pas possible d’augmenter plus le nombre de marqueurs. En effet, la taille des marqueurs qui ont un diamètre de 4 mm nous empêche d’en placer plus à la surface de la peau. L’augmentation de la résolution passerait par conséquent par l’utilisation d’une autre méthode de suivi. La limitation est donc uniquement d’ordre technologique, L’objectif serait de tendre vers une acquisition sans marqueurs pour laquelle la résolution de la peau ne dépendrait que de la taille du capteur optique.
- **la forme de la nappe n’est pas adaptée** pour suivre le mouvement de l’omoplate. En ce qui concerne le bord interne et l’angle inférieur de la scapula, la nappe ne dépasse pas de plus de 1 cm. La nappe n’est par conséquent pas trop étendue suivant ces directions. Le mouvement ayant lieu en direction du coté médial du corps, la nappe est peut-être, au contraire, insuffisamment étendue sur cette zone. Cependant, une palpation manuelle, pour une amplitude complète du mouvement, semble confirmer que l’angle inférieur de la scapula ne sort de la nappe que de manière très limitée,
- **la déformation de l’omoplate en surface est négligeable par rapport à celles des tissus mous**, en particulier sur les sujets de notre étude qui étaient exclusivement masculins, jeunes et relativement musclés. La déformation de l’omoplate était par conséquent beaucoup moins visible que ce qu’elle peut être par exemple chez un enfant. Il serait par conséquent intéressant de réaliser les mêmes acquisitions sur des sujets où la déformation de l’omoplate est très visible. Cependant, le protocole d’acquisition est long et relativement dur physiquement. En effet, la réalisation de l’ensemble du protocole d’acquisition (analyse du mouvement et acquisition morphologique s’étend sur une journée entière). Des modifications importantes devraient y être apportées avant de pouvoir l’appliquer à un enfant.

Si la raison de l’absence du suivi de la forme que nous avons observée provient principalement du manque de résolution à la surface de la peau, des technologies de remplacement à l’utilisation du système VICON peuvent dès à présent être évoquées. Le suivi du mouvement à l’aide de caméras de vidéos classiques a pour avantage de proposer une résolution très importante. On trouve en effet couramment des caméras numériques haute-définition proposant un nombre de pixels effectifs proches de 1,5 millions. Ce nombre de pixels est évidemment à mettre en parallèle à la centaine de marqueurs que nous sommes capable de placer à la surface de la peau. Le grand désavantage de ces caméras classiques est évidemment qu’elle ne donne qu’une information d’intensité et pas de profondeur. Les images sont une projection dans le plan de la surface de la peau et sont par conséquent difficilement exploitables. Récemment sont apparues dans le commerce des caméras dites 3D (annexe 1) qui

en plus de l'image donnent une évaluation de la profondeur au niveau de chaque pixel, que nous avons déjà évoqué dans le premier chapitre ce manuscrit, fournissent donc une information 3D [RIN07] avec une résolution supérieure à celle obtenue avec des marqueurs de surface. L'utilisation de ce type de matériel constitue par conséquent une piste prometteuse pour améliorer le suivi de la déformation induite par l'omoplate.

Les simulations avaient par ailleurs mis en évidence l'influence importante de la position et de la taille de la nappe. Nous avons par conséquent étudié l'influence du positionnement des marqueurs sur la peau. Pour cela, en plus de la nappe recouvrant entièrement l'omoplate, nous définissons aussi 2 nappes réduites. Celles-ci recouvrent soit la face supérieure de l'acromion uniquement soit à la fois l'acromion et le haut de la face postérieure de l'omoplate comme le montre la figure 24.

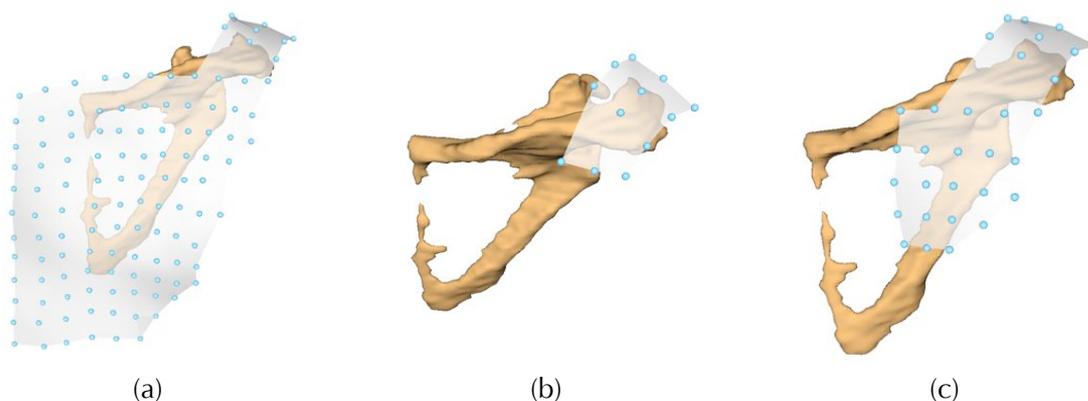
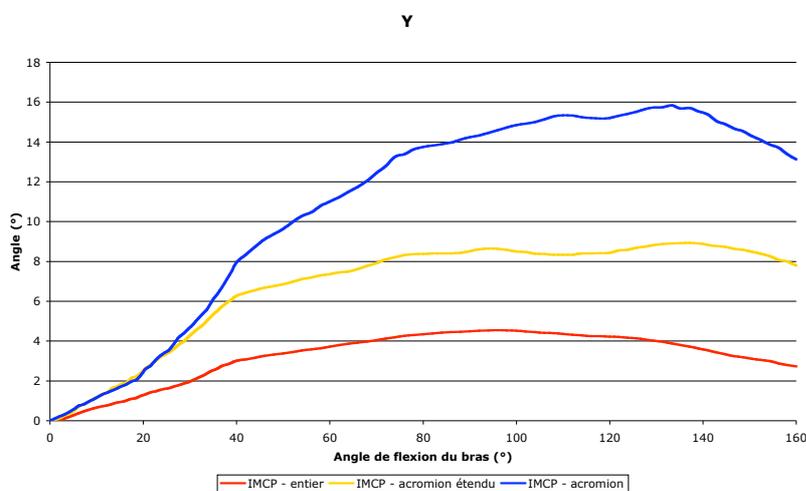


Figure 24 – Forme des nappes de marqueurs utilisées pour estimer le mouvement de l'omoplate – (a) nappe entière (environ 120 marqueurs) – (b) acromion (9 marqueurs) – (c) acromion étendu (environ 32 marqueurs).

Les résultats moyens sur les 10 sujets de notre population d'étude sont présentés sur les graphiques suivants (figure 25).



(a)

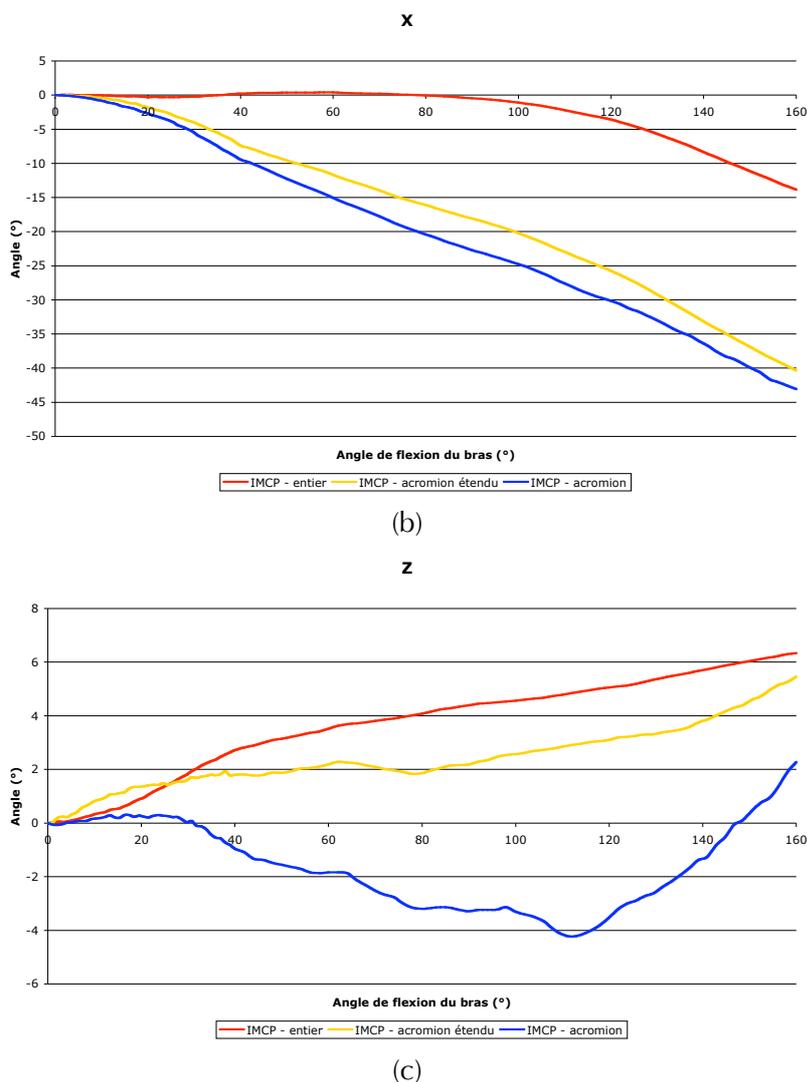


Figure 25 – Evolution de l’orientation moyenne de l’omoplate lors d’un mouvement de flexion du bras sur 10 sujets pour différentes formes de nappe – (a) suivant l’axe Y – (b) suivant l’axe X – (c) suivant l’axe Z.

Suivant l’axe Y, la différence entre les méthodes augmente avec l’amplitude du mouvement de flexion du bras. L’utilisation de la nappe sur l’acromion seule conduit à une estimation du mouvement supérieur de 5° que lors de l’utilisation de la nappe étendue au haut de l’omoplate et de 10° lorsque la nappe entière est choisie. L’utilisation de la nappe entière entraîne donc la plus petite amplitude du mouvement. Ce résultat est encore plus net suivant l’axe X, où l’amplitude du mouvement avec la nappe entière est égale à 15° contre environ 40° lorsque l’on utilise les nappes réduites. Enfin suivant l’axe Z, les 3 méthodes ne mesurent qu’une faible amplitude du mouvement. L’utilisation de la nappe sur uniquement l’acromion se démarque des 2 autres avec l’apparition d’une rotation négative lors des 110 premiers degrés de flexion du bras.

**Les nappes réduites conduisent à des amplitudes plus importantes du mouvement.** L'amplitude obtenue suivant l'axe Z reste faible quelque soit la nappe choisie. Ces résultats sont certainement dus au fait que les glissements de peau sont plus réduits au niveau de l'acromion. Pour rappel, Matsui [MAT06] a mesuré des glissements de peau compris entre 40 et 50 mm au niveau de l'acromion contre environ 85 mm au niveau de l'angle inférieure de l'omoplate et de l'intersection entre l'épine scapulaire et le bord médial (repère osseux TS). La limitation de la zone de mesure à une zone moins perturbée par les glissements de peau et également où moins de muscles sont présents peut ainsi expliquer les résultats obtenus.

## 2.3 Comparaison de l'IMCP à des méthodes de la littérature

Afin de pouvoir conclure sur la validité des résultats estimés, il est nécessaire de posséder une référence terrain. Dans le premier chapitre de ce manuscrit nous avons réalisé un état de l'art des méthodes de validations existantes. Il n'était pas envisageable dans le cadre de notre étude d'utiliser des méthodes invasives ou irradiantes. Cela implique que l'utilisation de broches et de la fluoroscopie ont entre autres été rejetées. Le développement d'un modèle permettant de simuler le mouvement de l'omoplate et la déformation de surface aurait été une approche intéressante dans le but de valider les méthodes de correction. Cependant, en raison de la complexité de l'épaule aussi bien au niveau articulaire que musculaire, la réalisation d'un tel modèle sortait du cadre de cette thèse. L'utilisation de la palpation comme méthode de validation a comme avantage d'être très facile à mettre en place. Cette méthode a cependant un certain nombre de limitations qu'il convient de rappeler. La palpation manque potentiellement de précision dans l'estimation du mouvement. Lewis [LEW02] a ainsi montré que des erreurs de localisation supérieures à 10 mm de certains repères anatomiques de l'omoplate étaient tout à fait envisageables. A cela s'ajoute, les erreurs que peut engendrer la comparaison d'une acquisition statique et d'une acquisition dynamique [FAY06]. Nous ne présentons donc pas ici la palpation comme étant la vérité terrain mais comme une méthode proposée dans la littérature. La validation de données issues de l'analyse du mouvement reste aujourd'hui encore un champ relativement ouvert.

### 2.3.1 IMCP appliqué à la nappe entière

Plutôt que d'analyser la position absolue de l'omoplate dans le repère du tronc, nous présentons l'évolution de la position de l'omoplate par rapport à l'instant initial qui sert donc de référence. Les résultats présentés (figure 26) sont la moyenne obtenue sur les 10 sujets participant à l'étude.

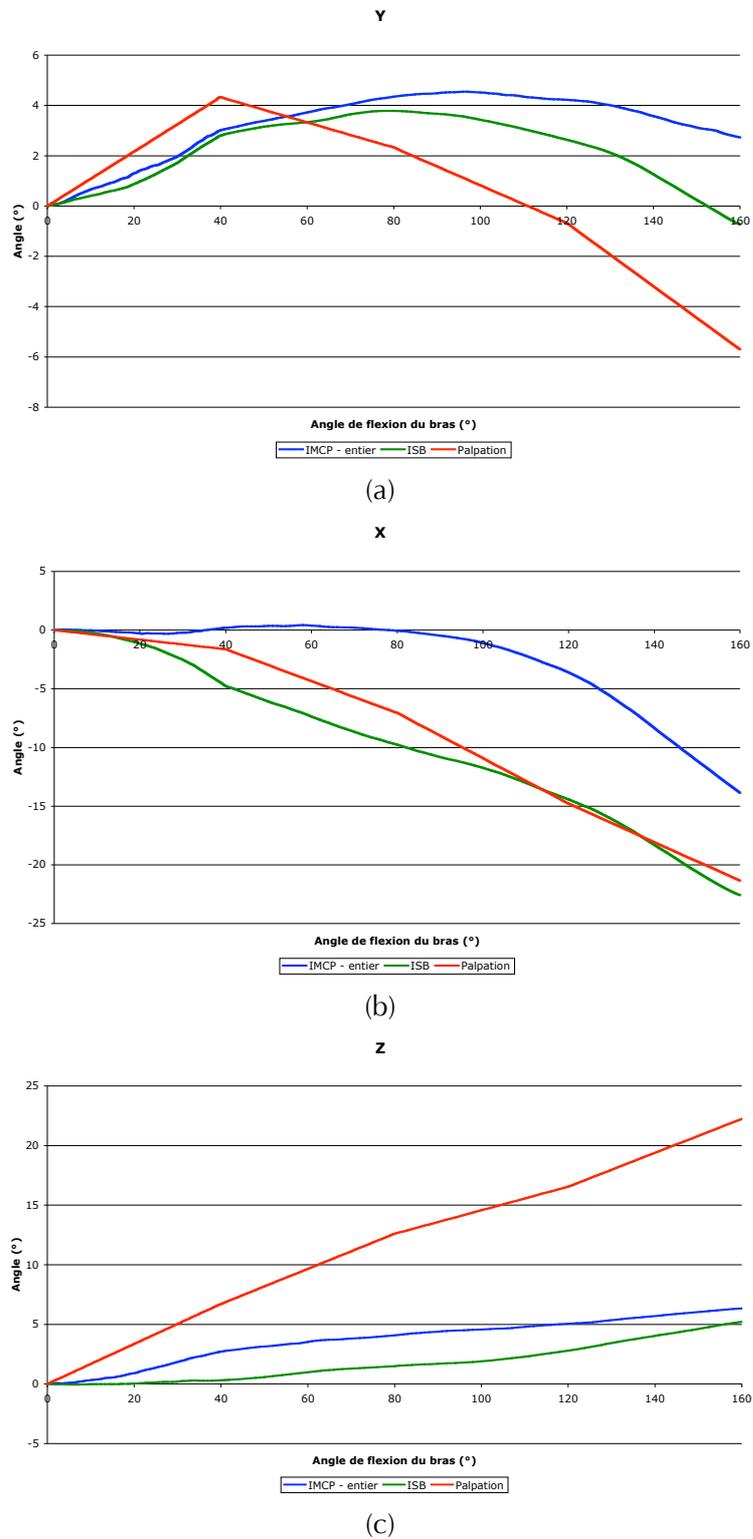


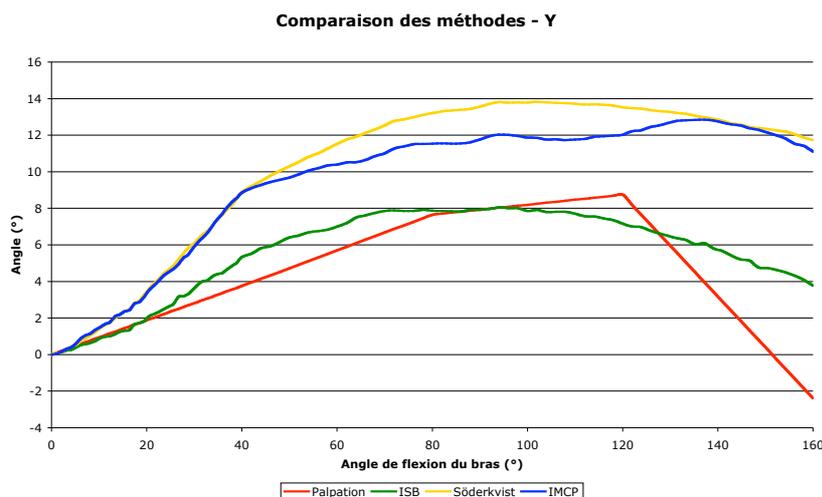
Figure 26 – Evolution de l’orientation moyenne de l’omoplate lors d’un mouvement de flexion du bras sur 10 sujets pour des estimations à l’aide de l’IMCP, de la méthode de l’ISB et de la palpation – (a) suivant l’axe Y – (b) suivant l’axe X – (c) suivant l’axe Z.

Suivant l'axe Y, les méthodes de l'ISB et l'estimation à l'aide la nappe entière ont des résultats proches. La différence entre les 2 courbes est toujours inférieure à 3°. Les méthodes divergent de la tendance obtenue à l'aide de la palpation à partir d'environ 70° de flexion. L'écart atteint au maximum 8° entre l'IMCP et la palpation. La lecture des courbes suivant l'axe X met en évidence des différences évoluant entre 5 et 10° entre l'ISB et l'IMCP au cours du mouvement. L'ISB est par contre très proche des résultats obtenus par palpation. Enfin suivant l'axe Z, la méthode de l'ISB et l'IMCP ont des profils très similaires. Ces 2 méthodes mesurent, suivant cet axe, une amplitude du mouvement de l'omoplate inférieure à 5°. L'amplitude mesurée par palpation atteint 22°.

Les écarts entre les estimations du mouvement résultant de l'IMCP appliqué à la nappe recouvrant l'omoplate et l'ISB sont faibles. L'ISB est une méthode purement géométrique dont le fonctionnement repose sur l'hypothèse d'une absence de perturbations dues aux tissus mous. Les résultats que nous avons obtenus confirme donc que **l'utilisation de l'IMCP avec la nappe entière dans la situation expérimentale actuelle ne permet pas de suivre correctement le mouvement de l'omoplate et sous-estime celui-ci**. Cette sous-estimation est particulièrement nette suivant l'axe Z.

### 2.3.2 IMCP appliqué à la nappe réduite à l'acromion étendu

Ce paragraphe va maintenant s'intéresser à comparer l'IMCP appliqué à la nappe réduite à l'acromion étendue à des méthodes existantes de la littérature. Ces méthodes sont la palpation, l'ISB et la méthode de Söderkvist qui nous le rappelons est une minimisation aux moindres carrés basée sur une SVD. Les résultats présentés (figure 27) dans cette étude sont la moyenne des sujets 5 à 10 de notre population.



(a)

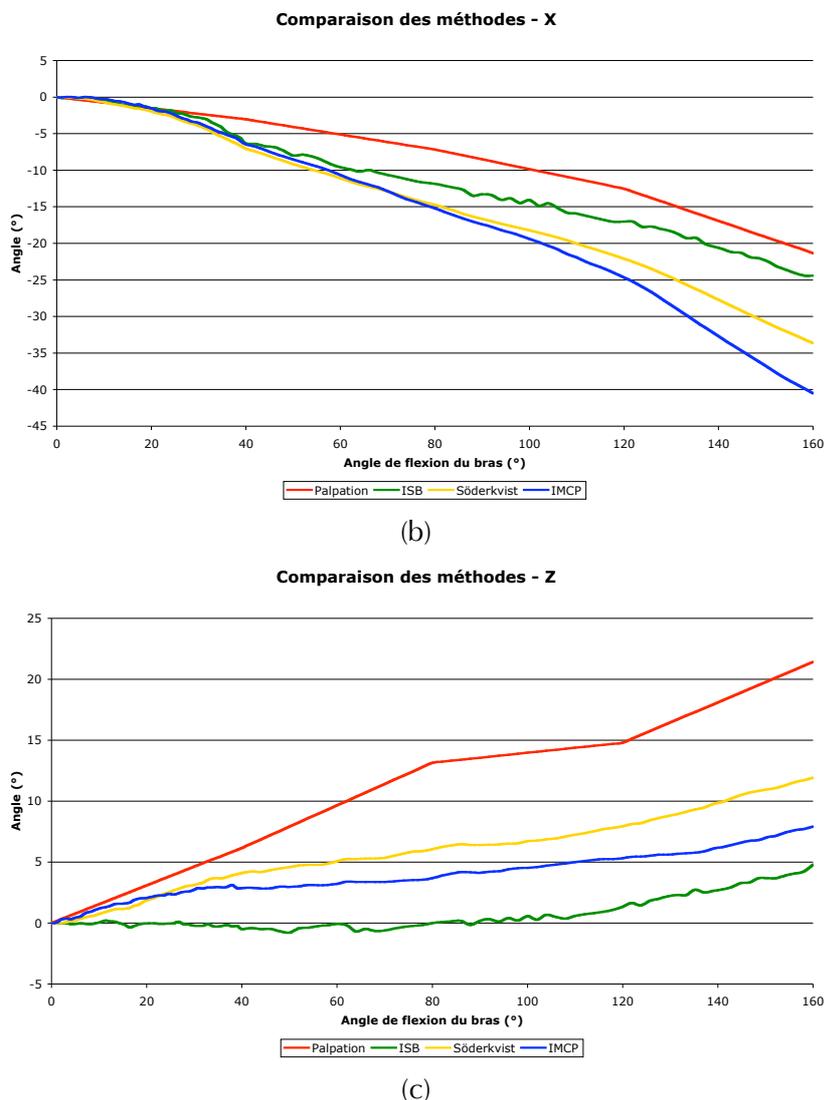


Figure 27 – Comparaison de l’orientation moyenne de l’omoplate lors d’un mouvement de flexion du bras sur 6 sujets pour une estimation à l’aide de l’ISB, Söderkvist sur une nappe réduite et l’IMCP sur une nappe réduite (acromion étendu au haut de l’omoplate) – (a) suivant l’axe Y – (b) suivant l’axe X – (c) suivant l’axe Z.

Suivant l’axe Y, les méthodes de Söderkvist et IMCP sont quasiment identiques avec des différences toujours inférieures à 2°. L’estimation à l’aide de l’ISB est par contre différente avec des écarts pouvant atteindre 8° et se rapproche de celle de la palpation. Les profils des 2 méthodes utilisant la nappe de marqueurs sont également très proches suivant X avec des écarts inférieurs à 5°. Les différences avec l’ISB sont elles beaucoup plus marquées et sont au maximum comprises entre 10 et 15°. Suivant cet axe, les courbes de l’ISB et de la palpation sont encore proches. Enfin suivant l’axe Z, les 3 méthodes dynamiques proposent des mesures relativement semblables. L’écart le plus important se situe entre la méthode de Söderkvist et

l'ISB avec des différences maximales de 7°. Ces 3 méthodes s'éloignent de l'estimation obtenue avec la palpation qui mesure une amplitude du mouvement deux fois plus importante.

De manière générale, 2 groupes de méthodes ressortent de cette première analyse : d'un côté les méthodes utilisant la nappe de l'acromion étendue au haut de l'omoplate (Söderkvist et l'IMCP) qui mesurent des amplitudes du mouvement plus importantes et d'un autre côté l'ISB. Une analyse statistique de type ANOVA montre par ailleurs qu'il **n'existe pas de différences statistiquement significatives entre les estimations du mouvement réalisées par l'IMCP et la méthode de Söderkvist** (figure 28).

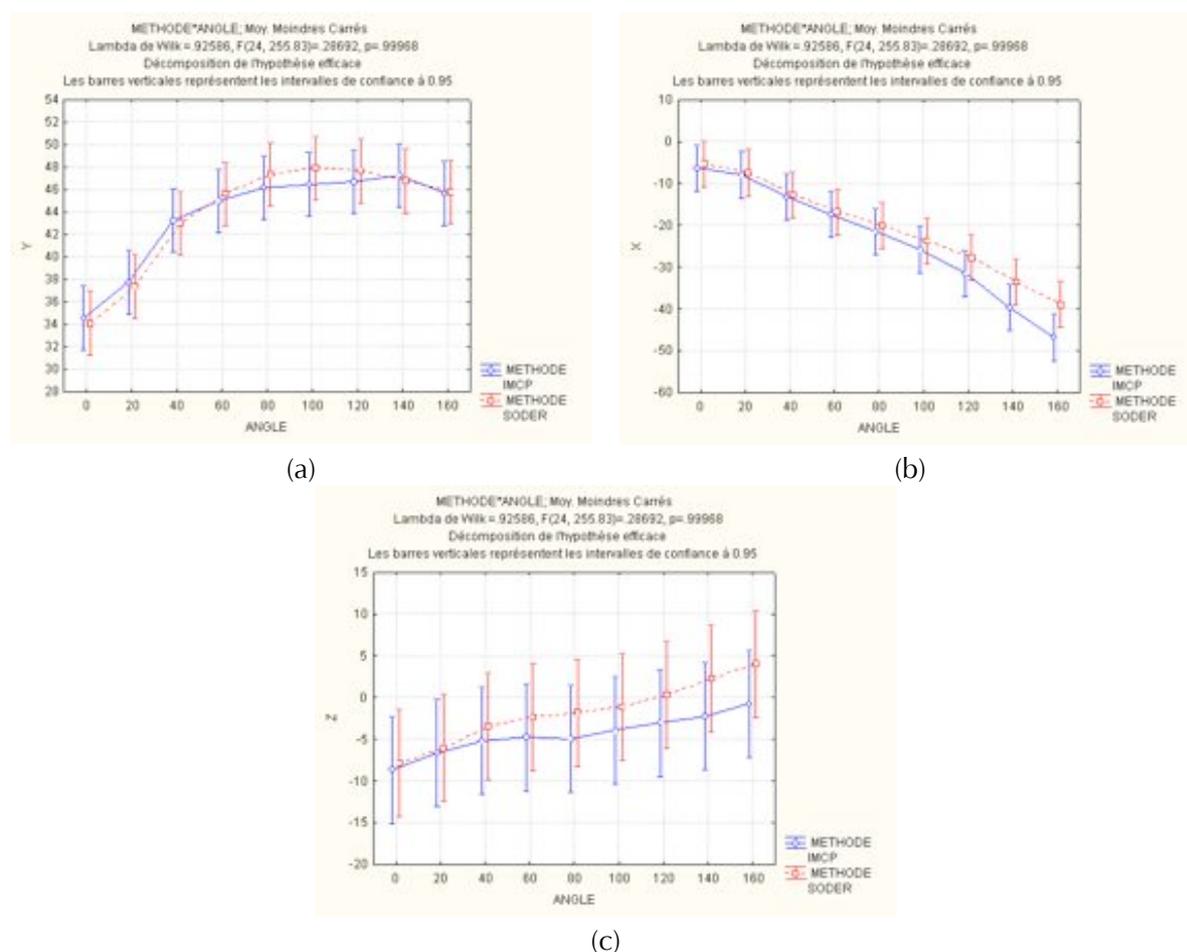


Figure 28 – Analyse de la variance (ANOVA) pour la comparaison des estimations du mouvement de l'omoplate à l'aide de l'IMCP et de la méthode de Söderkvist sur une nappe recouvrant l'acromion et le haut de l'omoplate suivant les axes – (a) Y – (b) X – (c) Z.

Une analyse statistique identique appliquée aux estimations obtenues sur la nappe réduite à uniquement l'acromion aboutit également à la conclusion d'une absence de différences statistiquement significatives. Le fait que les résultats obtenus par l'IMCP et Söderkvist soient proches s'explique par l'échec de l'IMCP à réaliser le suivi de la forme induite par l'omoplate à la surface de la peau. La méthode de Söderkvist filtre uniquement le bruit créé par la

déformation des tissus mous mais ne corrige pas le glissement relatif de la peau et de l'omoplate. Nous avons déjà souligné, que dans le cadre de notre étude, l'IMCP ne parvenait pas à prendre en compte le mouvement relatif de la peau et de l'omoplate. Le fait que les résultats de l'IMCP et de la méthode de Söderkvist proposent des estimations du mouvement proches confirme cette hypothèse. L'IMCP se concentre donc sur la correction des déformations de la peau créées par la contraction des muscles et l'élasticité de la peau et ne corrige pas le glissement relatif de l'os et de la peau.

## Conclusion

Ce chapitre a permis, à travers la simulation de mouvements, de mettre en lumière les capacités de l'IMCP à réaliser le suivi de la déformation créée par un objet surfacique mais aussi les paramètres pouvant limiter voir empêcher ce suivi. Parmi ceux-ci nous retiendrons l'adéquation de la forme de la nappe avec le mouvement étudié, l'amplitude de la déformation créée par l'omoplate relativement aux déformations provoquées par les tissus mous et enfin la résolution de l'information surfacique de la peau à notre disposition. L'analyse de mouvement réel a malheureusement mis en évidence, l'échec de l'IMCP à suivre le mouvement sous-jacent de l'omoplate à l'aide de la nappe entière. Pour expliquer ce résultat nous privilégions 2 pistes. La première est que la déformation de l'omoplate en surface est trop faible où autrement dit que le rapport signal à bruit n'est pas assez élevé. Dans ce cas là, une analyse sur des sujets présentant de moindres perturbations dues à l'épaisseur des tissus mous comme les enfants serait particulièrement intéressante. L'adaptation du protocole a des enfants n'est cependant pas immédiate. Dans cette situation plus favorable, l'IMCP pourrait alors peut-être suivre le mouvement de l'omoplate. La deuxième piste, qui s'ajoute à la première, est que la résolution de la surface de la peau à notre disposition est insuffisante pour détecter et suivre correctement la déformation due à l'omoplate. L'objectif est donc de tendre vers une méthodologie d'acquisition sans marqueurs, ce qui contribuerait à l'obtention d'une résolution de la surface de la peau beaucoup plus fine. Afin de réaliser une acquisition sans marqueurs, nous avons présenté une technologie qui n'est apparue que récemment dans le commerce : les caméras 3D. Ces caméras donnent, en plus de l'image d'intensité commune à tout type de caméra, une information de profondeur pour chaque pixel de l'image. Ce type d'approche évite par ailleurs la pose d'une quantité importante de marqueurs qui est une tâche longue et fastidieuse.

La comparaison de la méthode de Söderkvist et de l'IMCP ne nous a pas permis de mettre en évidence une différence significative entre les 2 méthodes. Ce résultat souligne la cohérence des résultats obtenus avec l'IMCP et ceux obtenus avec les méthodes de la littérature. L'utilisation d'une nappe réduite à l'environnement de l'acromion, plutôt que sur la nappe entière, permet l'obtention d'amplitudes du mouvement de l'omoplate plus importantes. L'utilisation de la méthode préconisée par

la Société Internationale de Biomécanique (ISB) conduit quant-à-elle à une sous-estimation plus marquée du mouvement. Pour continuer à affiner les résultats, il serait nécessaire de posséder une méthode de validation fiable et précise.

CHAPITRE

# 5

---

## Intégration de la morphologie osseuse à l'analyse du mouvement

---

« Rentrés enfin tout à fait dans le monde corporel, nous apercevons bientôt l'usage que nous pouvons faire de la géométrie et de la mécanique pour acquérir, sur les propriétés des corps, les connaissances les plus variées et les plus profondes » D'Alembert

---

---

<b>1</b>	<b>OBTENTION DE LA GEOMETRIE OSSEUSE DE L'EPAULE.....</b>	<b>126</b>
1.1	CHOIX DU PROTOCOLE D'ACQUISITION IRM.....	128
1.2	CONCLUSION.....	140
<b>2</b>	<b>RECALAGE DES DONNEES GEOMETRIQUES ET CINEMATIQUES .....</b>	<b>140</b>
2.1	PROTOCOLE INITIAL : RECALAGE SANS CONTRAINTE .....	141
2.2	PROTOCOLE MODIFIE : RECALAGE AVEC CONTRAINTE.....	144
2.3	CONCLUSION.....	146

---

## Introduction

**S**uite aux premiers chapitres qui nous ont permis de mettre en place un protocole de suivi du mouvement et en particulier celui de l'omoplate, l'objectif de cette partie est de définir une méthodologie pour déterminer si la confrontation des données anatomiques, que constituent la forme et les rapports entre les os, avec les données cinématiques obtenues à l'aide du système VICON, permet de valider les choix réalisés pour estimer le mouvement des structures osseuses.

Dans le cadre de notre étude l'utilisation d'une méthode de validation invasive ou irradiante n'était pas envisageable. La validation à l'aide de la palpation est évidemment très tentante en raison de sa grande simplicité. Cependant, son potentiel manque de précision et l'absence de certitude en ce qui concerne la corrélation d'une acquisition statique et d'une autre dynamique nous ont amené à nous intéresser à d'autres approches. La fusion des informations cinématiques et de la morphologie est en particulier potentiellement capable d'apporter des informations complémentaires. Nous sommes donc parti de l'idée, déjà explorée par plusieurs auteurs [SUD07], [OTA05], [KAW05], d'appliquer un mouvement acquis par analyse du mouvement à des os reconstruits à partir d'une acquisition de type CT ou IRM ([SUD07] utilise le système EOS [DUB05]). Si les artéfacts des tissus mous sont correctement corrigés, le mouvement relatif des os entre eux devrait être cohérent. Au contraire, une mauvaise correction des artéfacts engendrera des collisions ou dislocations au niveau des articulations. Les sections suivantes de ce chapitre, ont pour objectif de mettre en place la méthodologie nécessaire à l'obtention de la géométrie osseuse et le recalage à son couplage aux mouvements obtenus à l'aide du système VICON. En effet, l'acquisition de la morphologie et de la cinématique s'effectuent sur des lieux différents (service de radiologie pour l'un, laboratoire de mesure du mouvement pour l'autre) et à des moments différents.

Ce chapitre décrit les choix et les motivations ayant abouti à des séquences d'imagerie adaptées et une méthodologie permettant la mise en correspondance des images et des coordonnées 3D des marqueurs utilisés par le système VICON. La première partie de ce chapitre s'intéresse donc au choix de la modalité d'imagerie ainsi qu'à la description de la séquence d'acquisition retenue. La seconde partie de

ce chapitre présente la méthodologie que nous avons utilisée pour exprimer les données morphologiques dans l'espace de représentation de l'analyse du mouvement.

## 1 Obtention de la géométrie osseuse de l'épaule

Afin de choisir la modalité d'acquisition la plus adaptée à notre étude, nous nous appuyons sur la liste de critères suivants :

- résolution spatiale de la modalité : la résolution doit être suffisamment bonne pour avoir une représentation fine des articulations du complexe de l'épaule,
- facilité d'exploitation des données : les images doivent être segmentées ; selon les modalités d'acquisition, la segmentation sera plus ou moins aisée,
- tissus observables (os, muscles, ligaments),
- innocuité de la modalité : les sujets sont dans un premier temps des sujets sains ; il ne faut donc pas que la méthode présente de risques pour leur santé,
- facilité d'accès à la machine : l'acquisition du mouvement et de l'anatomie doivent se suivre ; de plus afin d'obtenir des données statistiques un certain nombre de sujets devront être analysés.

Le champ d'acquisition doit comprendre au moins les 4 articulations du complexe de l'épaule (sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, gléno-humérale et scapulo-thoracique). La partie distale de l'humérus ne sera acquise que si cela est possible. Le champ d'acquisition est présenté à la figure 1.

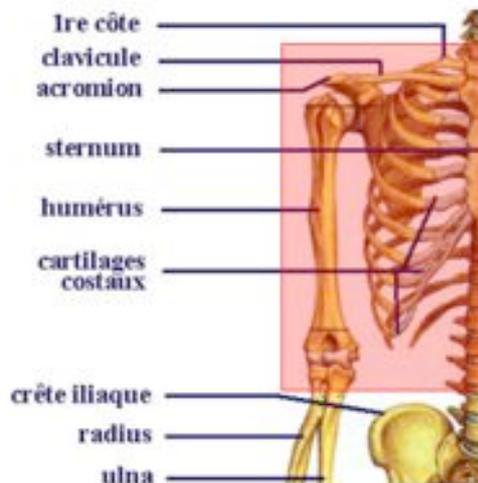


Figure 1 - Champs d'acquisition du complexe de l'épaule (clavicule, omoplate et humérus).

Pour des raisons d'accès au matériel, notre choix de la modalité d'acquisition se fera entre les 2 techniques d'acquisition 3D les plus répandues : l'IRM et le scanner. **Le scanner** est particulièrement adapté à l'étude des os ceux-ci étant radio-opaques [CRI99], [BEL88]. Il ne permet par contre pas de visualiser les cartilages et les ligaments. Le bourrelet glénoïdien ainsi que les nombreux ligaments du complexe de l'épaule seront par conséquent invisibles. La résolution spatiale est excellente. Sur un essai préliminaire, celle-ci était de 0,61x0,7x0,7 mm. De plus la segmentation des structures osseuses est quasiment automatique. En effet, un simple seuillage suffit à extraire les os. Le seul travail qui reste est la labellisation des os entre eux. De

plus le temps d'acquisition est très court (inférieur à 10 s pour le champ de la figure 1). La limitation du scanner est l'irradiation du sujet. Nous avons réalisé 2 protocoles d'acquisitions avec un scanner 64 barrettes (General Electric – Light Speed) afin d'étudier l'irradiation du sujet ainsi que la qualité des images obtenues :

- Protocole 1 : Coupes de 0,6 mm avec un recouvrement de 0,3 mm. Le réglage de l'ampérage est fait automatiquement par le scanner.
- Protocole 2 : Coupes de 0,6 mm avec un recouvrement de 0,3 mm. L'ampérage est fixé à 300 mA pour toutes les coupes.

Pour le protocole 1, l'irradiation mesurée est de 31,21 mSv et de 35,91 mSv pour le second protocole. Il est aussi possible d'utiliser le mode basse dose du scanner. L'irradiation est considérablement réduite ; la dose efficace délivrée n'est plus que de 4,5 mSv. De plus ce mode reste très efficace pour la segmentation osseuse [SIN06]. A titre de comparaison, l'irradiation moyenne de l'homme est évaluée à 2,4 mSv par an en dose efficace. Il existe cependant des variations importantes qui peuvent être dues aussi bien à la nature des sols, qu'à l'altitude. L'exposition moyenne peut ainsi atteindre 100 mSv dans certaines régions du monde, comme Kerala en Inde ou la ville de Ramsar en Iran, sans qu'aucun effet n'ai pu être observé sur la population. La radio exposition d'origine médicale est de différente intensité en fonction de l'examen que l'on réalise. Par exemple, une radiographie pulmonaire délivre une dose de 0,6 mSv ; un scanner cérébral délivre une dose de l'ordre de 50 mSv et un examen thoracique, qui est l'examen qui se rapproche le plus de notre acquisition en terme de champ d'acquisition, délivre 20 mSv. De nouvelles techniques se développent cependant actuellement et celles-ci pourront constituer des alternatives crédibles au scanner en terme de précision tout en limitant les désavantages dus à l'irradiation. Nous citerons en particulier le système EOS qui permet de reconstruire des images 3D à partir de seulement deux radiographies faible dose prises sous deux incidences, mais disponible actuellement uniquement pour le rachis [DUB05].

**L'IRM** présente l'avantage d'être non-invasive mais elle a pour inconvénient de ne pas visualiser la corticale osseuse. Cependant, la présence de parties molles péri-osseuses (graisse, muscle, cartilage, liquide synovial, ...) et de la moelle osseuse dans l'os permet en général de segmenter les os. L'ensemble des acquisitions IRM est réalisé sur une IRM 1,5 Tesla (General Electric – Signa Twin Speed Excite). Autant le choix d'un protocole scanner est relativement simple, autant celui d'une séquence IRM est plus complexe. Le choix de la séquence reflète en général un compromis entre la résolution intra et inter coupes, la taille du champs de vue, la nature des structures d'intérêt, la durée de l'acquisition. Le temps d'acquisition doit être limité afin de réduire à la fois les artefacts de la respiration et l'inconfort pour les sujets sains volontaires. Dans une acquisition IRM, le champ de vue est limité par le type d'antenne que l'on utilise. Le champ peut aller du corps entier à une zone très précise. Une antenne "corps entier" permet, comme son nom l'indique, de réaliser des images du corps dans son ensemble. Cependant, plus le champ de vue est important, plus la résolution que l'on peut espérer obtenir est faible. L'utilisation du corps entier ne serait donc pas le bon choix dans notre étude si l'on souhaite pouvoir définir précisément les articulations. C'est pourquoi des antennes dédiées à

certaines parties du corps existent. Nous citerons ici l'antenne d'épaule et l'antenne pelvienne. L'antenne d'épaule est utilisée pour réaliser des images de l'articulation glénohumérale uniquement. Son champ de vue est donc trop limité pour notre étude. L'antenne pelvienne est une antenne souple ayant un champ de 40 cm ce qui correspond bien à notre cas de figure. Le seul inconvénient est que le champ de vue reste trop réduit pour pouvoir espérer acquérir l'humérus dans son ensemble. La partie distale de l'humérus est par conséquent hors du champ d'acquisition.

Comme nous l'avons vu le scanner présente des caractéristiques supérieures à l'IRM pour notre étude. La résolution des images est meilleure et l'exploitation des données (segmentation) est beaucoup plus aisée. Le seul revers du scanner est l'irradiation du sujet. Même si l'acquisition de quelques coupes scanner ne présente a priori aucun risque pour l'organisme, il n'est pas possible de justifier une telle irradiation sur un sujet sans objectif thérapeutique pour celui-ci. Après avis informel d'un expert de radioprotection de la Société Française de Radiologie, l'utilisation de cette technique a été abandonnée. **Le choix de l'IRM a donc été retenu pour tenir compte du principe de précautions.**

## 1.1 Choix du protocole d'acquisition IRM

Nous allons dans ce paragraphe déterminer le protocole d'acquisition le plus adapté à notre étude. Des notions spécifiques à l'IRM seront utilisées. Le lecteur qui n'est pas familier avec celles-ci pourra se rapporter à l'annexe 3 qui présente les bases de l'IRM.

### 1.1.1 Éléments anatomiques à visualiser

Les techniques d'acquisition de la morphologie et de la cinématique sont différentes et sont donc réalisées à des endroits et à des moments différents. Les repères dans lesquels sont exprimés les os et les marqueurs sont donc distincts et il est nécessaire d'effectuer un recalage entre ces 2 repères (dans un sens ou dans l'autre) si l'on souhaite pouvoir animer les structures osseuses à partir de l'estimation de la cinématique.

Afin d'effectuer le recalage entre ces 2 repères, il faut repérer dans les 2 cas des éléments communs. La méthode la plus utilisée [CAP05] est de faire correspondre des repères osseux de l'anatomie à ces mêmes repères que l'on aura repérés à l'instant initial de l'acquisition cinématique. Dans notre cas, cette méthode n'est pas applicable. En effet, nous souhaitons recalculer à la fois l'omoplate et l'humérus. Autant nous disposons de suffisamment de repères pour effectuer ce recalage pour l'omoplate autant cela n'est pas possible pour l'humérus. Les repères osseux pour l'humérus sont limités. Il n'y a en fait que les épicondyles médiaux et latéraux. Le troisième repère osseux nécessaire à la création d'un repère lié à l'os est en général une estimation du centre morphologique de la tête humérale que l'on suppose être aussi le centre cinématique de l'articulation gléno-humérale [VEE00]. Dans notre cas, le champ d'acquisition est trop petit pour avoir les épicondyles. Il n'est donc pas possible d'effectuer le recalage uniquement à partir de repères anatomiques.

La méthodologie que nous avons choisie est d'effectuer le recalage sur des marqueurs de mouvement qui seraient visibles aussi bien pendant l'acquisition cinématique que pendant l'acquisition anatomique à l'IRM. Cela implique que les marqueurs sont visibles à la fois dans les 2 acquisitions. Ce type de contrainte a déjà été mis en avant dans [SUD07]. Malheureusement, les marqueurs que l'on utilise lors de l'acquisition VICON ne sont visibles dans aucune séquence IRM. Cependant, si l'on marque sur la peau la position des marqueurs, les marqueurs de l'analyse du mouvement peuvent être remplacés par des marqueurs visibles à l'IRM et qui sont placés exactement aux mêmes endroits. Nous avons ainsi, aussi bien pour l'omoplate que pour l'humérus des nappes visibles dans les acquisitions cinématiques et dynamiques. Le recalage de ces nappes permet de connaître la matrice de transformation entre le repère anatomique et le repère cinématique.

Les éléments à visualiser par la séquence IRM sont :

- les structures osseuses,
- si possible les structures cartilagineuses au niveau des articulations,
- les marqueurs sur la peau qui permettent de réaliser le recalage entre les repères anatomique et cinématique.

Comme nous l'avons déjà souligné, le choix d'une séquence IRM est un compromis entre plusieurs facteurs :

- la nature des éléments à observer ; il s'agit dans notre cas d'os (scapula, humérus, clavicule) et de marqueurs dont la nature reste à déterminer,
- la précision inter et intra coupes ; en effet nous souhaitons obtenir une résolution suffisante pour segmenter les zones articulaires au niveau desquelles on calculera des indices articulaires,
- l'orientation de l'acquisition,
- la taille du champ d'acquisition,
- le temps de l'acquisition.

Notre démarche pour choisir la séquence IRM la plus adaptée à notre étude comprend 2 étapes. La première est de tester un ensemble de marqueurs pour déterminer leur visibilité selon différentes séquences IRM. La seconde étape consiste à réaliser des acquisitions de l'épaule selon plusieurs séquences avec les marqueurs adaptés afin de déterminer la séquence permettant de respecter au mieux les contraintes que nous avons évoquées dans le paragraphe précédent en particulier en terme de précision.

## 1.1.2 Comparaison de séquences pour la visualisation des marqueurs

### 1.1.2.1 Protocole

Les marqueurs qui sont utilisés lors de l'acquisition du mouvement ne sont malheureusement pas visibles à l'IRM et cela pour toutes les séquences. Il est donc nécessaire de remplacer les marqueurs du mouvement par des marqueurs équivalents mais qui eux seront visibles à l'IRM. Les marqueurs de remplacement doivent avoir une géométrie semblable aux marqueurs du mouvement c'est-à-dire sphérique et de diamètre proche à 4 mm. L'objectif est par conséquent ici de tester différents types de marqueurs potentiels et de déterminer les plus adaptés en particulier en termes de forme, de taille et de visibilité.

Nous avons testé 8 types de marqueurs :

- gélules de taille 3 remplies d'adalate,
- gélules de taille 4 remplies d'adalate,
- gélules de taille 3 remplies d'huile d'olive,
- gélules de taille 4 remplies d'huile d'olive,
- gélules découpées afin de les rendre sphérique et remplies d'adalate,
- marqueurs du mouvement ( $\varnothing$  4 mm) recouvert de gel écho,
- bonbons "Hollywood Bulles Oxygen" ( $\varnothing$  5 mm),
- bonbons "Hubba Bubba Mix&Match".

La configuration des marqueurs sur le plan d'acquisition est décrite à la figure 2. Quatre marqueurs de chaque type ont été placés sur un même plan. Les marqueurs sont séparés d'une distance égale à environ 10 mm. Les marqueurs du mouvement entourés de gel écho sont recouverts d'un film protecteur afin de les protéger du contact avec l'antenne.

Nous avons testé ces marqueurs selon 4 séquences IRM. Des séquences 2D en écho de spin et pseudo 3D en écho de gradient avec des pondérations en T1 et T2 :

- Séquence 1 : Echo de spin T1 – épaisseur de coupe 3 mm – espacement des coupes 3,3 mm.
- Séquence 2 : Echo de spin Rho – épaisseur de coupe 3 mm – espacement des coupes 3,3 mm.
- Séquence 3 : Echo de gradient T1 – épaisseur de coupe 2 mm - espacement des coupes 1 mm.
- Séquence 4 : Echo de gradient T2\* - épaisseur de coupe 2 mm – espacement des coupes 1 mm.

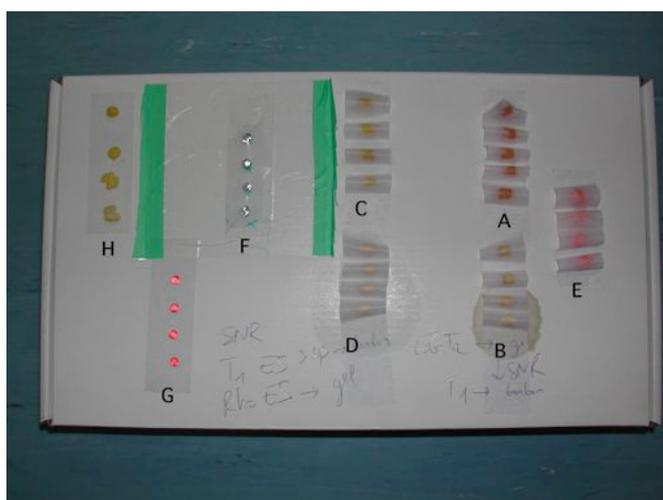


Figure 2 - Organisation des marqueurs lors de la séquence de tests IRM – (A) : gélules de taille 3 remplies d’adalate – (B) : gélules de taille 4 remplies d’adalate – (C) : gélules de taille 3 remplies d’huile d’olive – (D) gélules de taille 4 remplies d’huile d’olive – (E) : gélules découpées afin de les rendre sphérique et remplies d’adalate – (F) marqueurs du mouvement ( $\varnothing$  4 mm) recouverts de gel écho (le gel a partiellement disparu sur la photo et n’est donc que peu visible) – (G) bonbons “Hollywood Bulles Oxygen” ( $\varnothing$ 5 mm) – (H) bonbons “Hubba Bubba Mix&Match”.

### 1.1.2.2 Résultats

Le tableau suivant (tableau 1) note l’adéquation des marqueurs avec notre objectif (note de 0 à 4) dans chaque acquisition. La note est le résultat subjectif de l’analyse d’un opérateur. La notation prend en compte la visibilité des marqueurs mais aussi leur homogénéité ainsi que leur forme. En effet, les marqueurs devant être segmentés puis recalés sur les marqueurs du mouvement, il est nécessaire que les marqueurs segmentés soient les plus sphériques possible et de taille équivalente aux marqueurs du mouvement qui ont, nous le rappelons, un diamètre de 4 mm.

	A	B	C	D	E	F	G	H
<b>Séquence 1</b>	2	2	2	2	2	1	3	0
<b>Séquence 2</b>	2	2	3	2	2	4	4	0
<b>Séquence 3</b>	3	2	3	2	2	0	2	0
<b>Séquence 4</b>	2	2	2	2	2	3	1	0

Table 1 – Visibilité des différents marqueurs pour les 4 séquences IRM testées – les notes vont de 0 (invisible) à 4 (très visible).

La première remarque au vu de ces résultats est que les bonbons “Hubba Bubba Mix&Match” (H) ne sont pas visibles à l’IRM, tout comme les marqueurs du mouvement, et cela quelle que soit la séquence choisie. Les bonbons “Hollywood Bulles Oxygen” (G) sont quand à eux visibles dans toutes les séquences mais plus particulièrement dans les séquences en spin écho (figure 3 (a)).



Figure 3 – Visibilité des bonbons “Hollywood Bulles Oxygen” dans les séquences – (a) Echo de spin Rho – (b) Echo de gradient T1

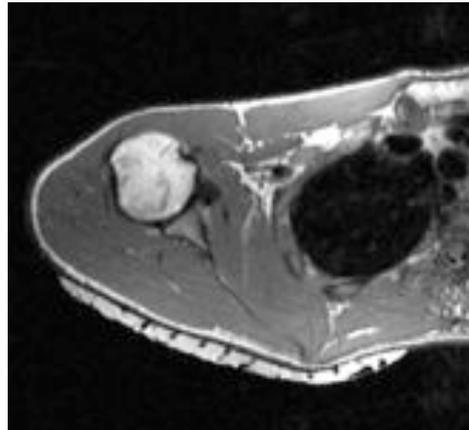
Les marqueurs du mouvement recouverts de gel écho (F) ne sont pas visibles dans les séquences 1 et 3 pondérées en T1. Il faut donc soit utiliser la séquence 4 pondérée en T2 soit la séquence 2 pondérée en Rho (figure 4). Les marqueurs apparaissent en négatifs (uniquement le gel écho est visible). Cette solution est très pratique car elle permet de ne pas remplacer les marqueurs du mouvement mais uniquement de rajouter du gel écho. Malheureusement, nous nous sommes aperçus que lors de la réalisation de ce protocole sur une nappe entière sur le dos d'un sujet, de nombreuses bulles d'air restaient emprisonnées. L'air étant opaque à l'IRM, celles ci peuvent être confondues avec des marqueurs ce qui rend la segmentation de ceux-ci difficile. La figure 5 montre une image IRM où des bulles d'air sont présentes en même temps que les marqueurs du mouvement. De plus, l'application du gel risque de déplacer les marqueurs VICON.



Figure 4 - Visibilité des marqueurs du mouvement recouvert de gel écho dans les séquences – (a) Echo de spin Rho – (b) Echo de spin T1



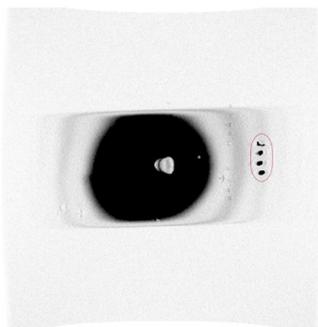
(a)



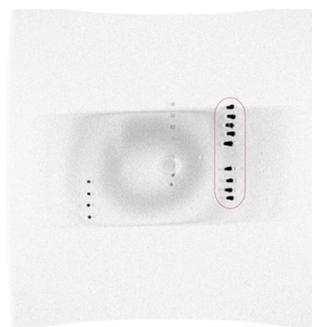
(b)

Figure 5 - (a) nappe des marqueurs du mouvement recouverts de gel écho – (b) résultat de l'acquisition IRM ou les bulles d'air peuvent se confondre avec les marqueurs du mouvement.

Les gélules d'adalate sont visibles dans toutes les séquences, cependant elles sont difficiles à construire. De plus leur forme non sphérique s'éloigne de celle des marqueurs. Cette différence de forme est un inconvénient important pour le recalage entre les séquences anatomiques et cinématiques. De plus, les gélules sont difficilement remplissables complètement ce qui a pour conséquence de rendre le signal non homogène à l'intérieur d'une gélule (figure 6).



(a)



(b)

Figure 6 - Visibilité des marqueurs d'adalate dans une séquence d'écho de gradient T1 – (a) gélules sphériques reconditionnées – (b) gélules ovales

Les gélules remplies d'huile d'olive ont un comportement identique aux gélules d'adalate en termes de forme et d'homogénéité mais sont moins visibles lors des acquisitions.

A l'issue de cette série de tests, les gélules d'adalate et d'huile d'olive ne sont pas conservées pour leur difficulté de fabrication ainsi que pour le manque d'homogénéité du remplissage. Ce rejet est donc dû non pas à la visibilité des gélules mais au processus de fabrication que nous avons pu mettre en place actuellement. Les marqueurs recouverts de gel écho ne sont pas conservés en raison des bulles d'air qui sont difficiles à éviter lorsque le protocole est appliqué

à une nappe entière. **Les marqueurs conservés à l'issue de cette étape sont donc les bonbons "Hollywood Bulles Oxygen" (figure 7).** Les bonbons ont de plus l'avantage d'être visibles dans toutes les séquences. Enfin, ils sont de forme sphérique et d'un diamètre très proche de celui des marqueurs du mouvement. Le seul désavantage de l'utilisation de ces marqueurs est la nécessité de remplacer les marqueurs du mouvement ce qui induit un risque d'imprécision. Cependant, l'emplacement des marqueurs du mouvement ayant été préalablement repéré au feutre indélébile sur la peau, le risque d'erreur est limité.

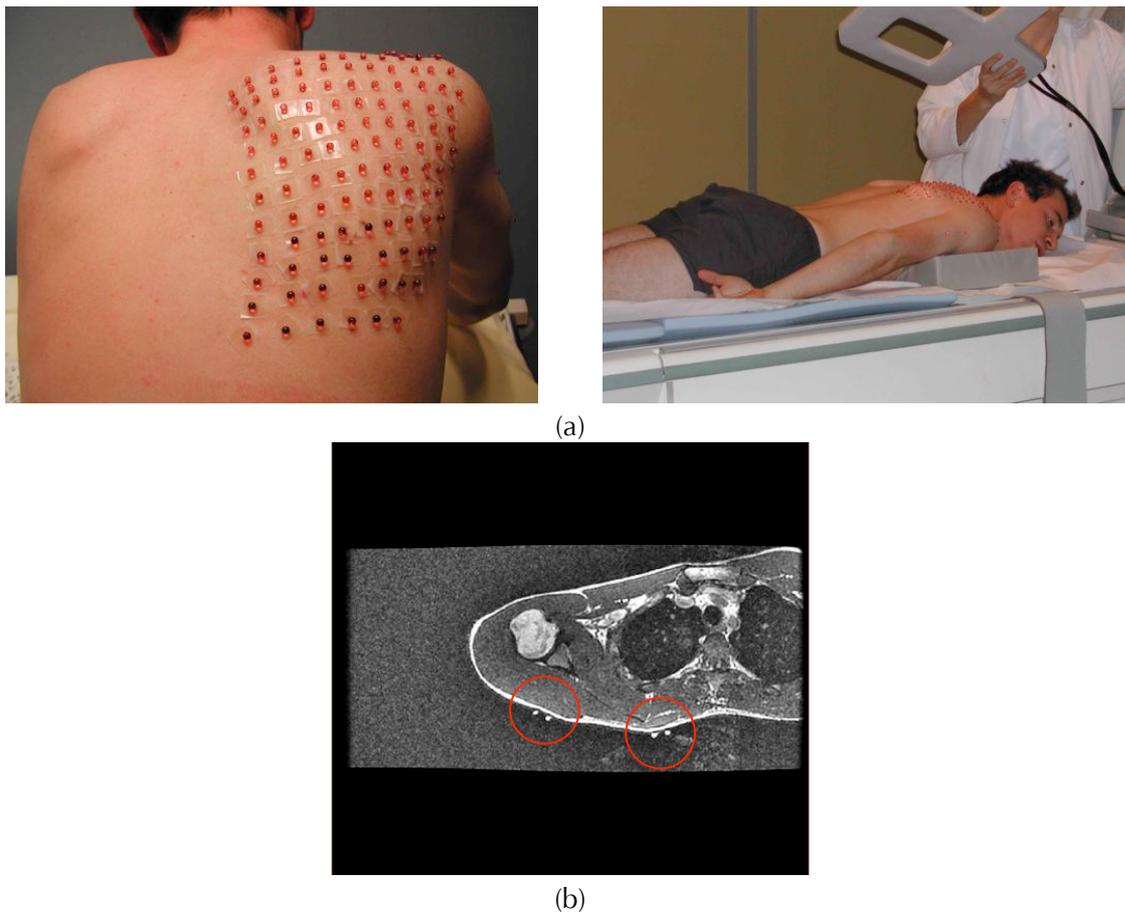


Figure 7 - Nappe de bonbons "Hollywood Bulles Oxygen" qui remplacent les marqueurs du mouvement pour l'acquisition IRM – (a) pose de la nappe de marqueurs – (b) visualisation sur une image IRM en écho de gradient pondéré en T1 (les marqueurs sont entourés en rouge).

### 1.1.3 Sélection de la séquence d'acquisition finale

Dans l'étude sur la visibilité des marqueurs, nous avons sélectionné un type de marqueurs : les bonbons "Hollywood Bulles Oxygen". Comme nous avons vu que ces marqueurs étaient visibles sur toutes les séquences, nous pouvons nous concentrer sur la recherche de la séquence qui nous permettra d'obtenir la meilleure résolution en particulier au niveau des articulations et principalement de la gléno-humérale. Ce travail, ayant par ailleurs fait l'objet d'un rapport de master [ROU07] issu d'une collaboration entre l'Hôpital

d'Instruction des Armées Clermont-Tonnerre et le LaTIM (Inserm U650), nous nous contenterons ici de rappeler les principaux résultats qui ont permis d'aboutir au choix de la séquence d'acquisition IRM.

### **1.1.3.1 Protocole**

Afin d'évaluer la qualité de la segmentation osseuse d'une séquence IRM, il est nécessaire de posséder une référence qui consistera en la vérité terrain. Pour cela, une étude sur 2 sujets a été réalisée. Ces 2 sujets ont été recrutés parmi des patients sur lesquels on devait réaliser un scanner du thorax en mode basse dose pour le dépistage de pathologies liées à l'amiante. Le scanner du thorax comprend dans les conditions habituelles la majeure partie du complexe de l'épaule. Ces acquisitions, en raison de la bonne résolution du scanner, peuvent servir de référence en termes de segmentation de l'épaule et plus particulièrement de l'omoplate. En effet, l'omoplate en raison de sa forme compliquée est l'os le plus difficile à segmenter parmi ceux du complexe de l'épaule. Avec leur accord écrit, des acquisitions IRM ont été réalisés en plus des scanners. Les sujets sont allongés sur le dos pour cette étude.

La segmentation de l'omoplate sur les images IRM a été réalisée de manière manuelle. En effet, aucune méthode semi-automatique de segmentation testée ne donnait des résultats satisfaisants. Cela est principalement dû au fait que plusieurs zones de l'omoplate peuvent contenir des voxels d'intensité très différente. Les segmentations issues des acquisitions IRM ont ensuite été recalées sur la segmentation scanner servant de référence. Le recalage a été effectué à l'aide de l'algorithme ICPr (voir Annexe 1). Les 2 objets étant recalés, il est possible de calculer une carte de distance entre ceux-ci. La comparaison des séquences IRM a été réalisée sur les critères suivants :

- la comparaison des volumes segmentés IRM et scanner,
- la comparaison des moyennes et des écarts-type de distances entre les omoplates IRM et scanner.

Toutes les séquences qui ont été testées, ont été pondérées en T1. En effet, cette pondération est le gold standard du "rendu" anatomique car cette pondération permet d'obtenir une bonne intensité du signal de la graisse et du muscle dans et en dehors de la corticale osseuse. Cela est important car, comme nous l'avons déjà fait remarqué, la corticale osseuse n'est pas visible à l'IRM. De plus, nous savons que nos marqueurs de remplacement seront visibles.

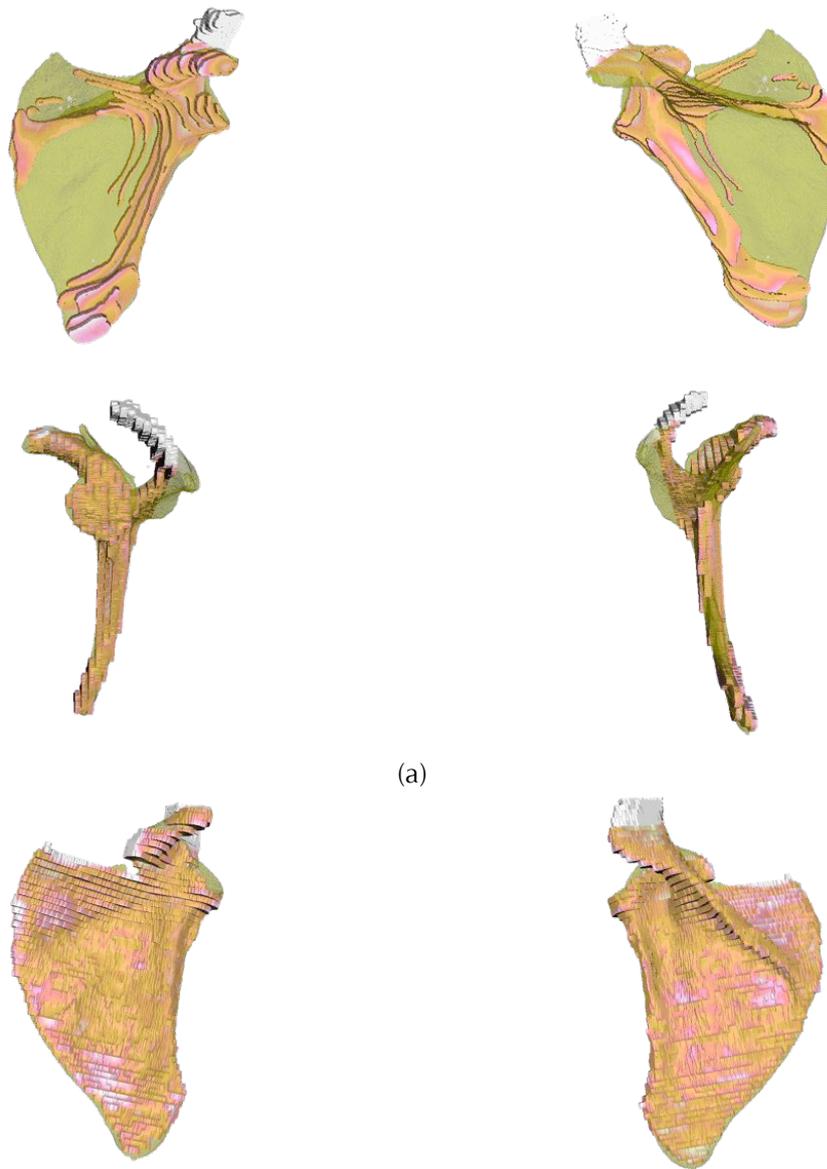
Chacun des 2 sujets a permis de tester un des paramètres suivants :

- comparaison des plans d'acquisition (plan frontal oblique et plan transversal) en écho de spin T1,
- comparaison des séquences (écho de spin T1 et écho de gradient T1).

### **1.1.3.2 Comparaison des plans d'acquisitions**

Le plan frontal oblique a comme avantage de couvrir le complexe de l'épaule en un faible nombre de coupes et par conséquent de réduire le temps d'acquisition de près de 50%. Toutefois, le plan d'acquisition étant le même que la lame de l'omoplate qui est très fine, celle-

ci est très difficile à segmenter. Ce parallélisme crée des effets de volumes partiels importants. Au niveau de la glène, par contre ce problème de parallélisme est absent et la segmentation de celle-ci est par conséquent correcte. Le plan transversal permet, quant à lui, une très bonne segmentation de l'omoplate (tableau 2 et figure 8) même si le temps d'acquisition est plus long. **L'acquisition se fera donc dans le plan transversal.**





(b)

Figure 8 - visualisation de la scapula IRM (carte de couleurs ) recalée sur la scapula CT (vert transparent) – la carte de distance est visible sur l'omoplate - (a) Plan frontal oblique – (b) plan transversal.

	Plan frontal oblique	Plan transversal
Volume CT (cm <sup>3</sup> )	74,8	74,8
Volume IRM (cm <sup>3</sup> )	12,7	74,5
Moyenne des distances (cm)	0,228	0,126
Ecart-type des distances (cm)	0,22	0,094

Table 2 – Comparaison de la segmentation CT avec les segmentations IRM suivant les plans d'acquisition frontale oblique et transversal.

### 1.1.3.3 Comparaison des séquences en écho de gradient et en écho de spin

L'écho de gradient a pour avantage de permettre une acquisition tridimensionnelle c'est-à-dire que la résolution inter-coupe est la même que celle intra-coupe. En écho de spin, l'épaisseur des coupes est plus importante. Cependant, le mode d'acquisition de l'écho de gradient augmente les artefacts de susceptibilité magnétique à l'interface des tissus et donc au niveau de la corticale osseuse. Cela a pour conséquent une perte de précision et en particulier une surestimation de l'épaisseur de la corticale osseuse. Cependant, on sait que cet effet est moins marqué en T1 qu'en T2 et comme nous pouvons le voir la segmentation en écho de gradient est presque aussi satisfaisante qu'en écho de spin (tableau 3 et figure 9).





Figure 9 - Visualisation de la scapula IRM (carte de couleurs) recalée sur la scapula CT (vert transparent) – la carte de distance est visible sur l'omoplate - (a) Echo de spin – (b) Echo de gradient.

	Echo de spin	Echo de gradient
Volume CT (cm <sup>3</sup> )	81,02	81,02
Volume IRM (cm <sup>3</sup> )	67,7	65,4
Moyenne des distances (cm)	0,073	0,126
Ecart-type des distances (cm)	0,014	0,094

Table 3 - Comparaison de la segmentation CT avec les segmentations IRM en écho de gradient et en écho de spin.

La séparation des os c'est-à-dire la segmentation fine des articulations et en particulier de l'articulation glénohumérale nécessite que l'interligne scapulo-huméral soit bien défini. Pour quantifier la délimitation des os, une courbe d'intensité du signal a été réalisée sur la perpendiculaire à la tangente de la concavité glénoïdale en son centre. [ROU07] a montré que la corticale osseuse est mieux repérée en écho de gradient qu'en écho de spin en raison de l'effet de différence de susceptibilité magnétique que nous avons déjà évoquée.

L'étude sur un sujet volontaire uniquement en IRM a ensuite permis d'étudier l'influence de la respiration sur les images selon que la séquence soit de type écho de spin ou bien écho de gradient.

#### **1.1.3.4 Influence de la respiration**

Nous avons par ailleurs réalisé une acquisition en écho de spin et en écho de gradient (mais pas de scanner) sur un sujet volontaire mais cette fois-ci en position « allongé sur le ventre ». En effet, il s'agit de la position de référence pour le protocole final afin de se trouver dans une position équivalente à l'analyse du mouvement. Lors de l'acquisition du mouvement, le sujet ne peut être allongé sur le dos pour des raisons évidentes de visibilité des marqueurs par les caméras. Lorsque l'omoplate est en contact avec la table, l'effet des artefacts de la respiration est limité. En position sur le ventre cette limitation n'existe plus. Ce test permet d'étudier l'influence de la respiration sur les images.

L'influence de la respiration sur les images est très différente pour les séquences en écho de spin et en écho de gradient. Le mouvement respiratoire induit un décalage progressif dans le plan transversal d'une coupe à l'autre et crée ainsi une déformation en marche d'escalier. Cela est dû au fait que la séquence en écho de spin ne réalise pas les coupes d'acquisition de manière linéaire. L'écho de spin acquiert les images par série de coupes non jointives. Le cycle respiratoire étant différent pour chaque série, il apparaît la déformation périodique en marche d'escalier que l'on peut observer sur la figure 10 (a). En écho de gradient, les artefacts de respiration sont beaucoup moins visibles car l'acquisition du volume se fait de proche en proche. Le mouvement respiratoire induit donc une déformation globale progressive et non plus périodique (figure 10 (b)).



Figure 10 - Images de l'acquisition IRM sur le ventre – (a) en écho de spin – (b) en écho de gradient.

## 1.2 Conclusion

Afin de pouvoir animer les structures osseuses, il nous fallait une représentation surfacique de celles-ci. L'IRM a été choisi comme système d'acquisition plutôt que le scanner en raison de son innocuité. Ce point est important car l'étude s'effectue sur des sujets volontaires sains. En plus des structures osseuses, il nous fallait visualiser les marqueurs à la surface de la peau afin de pouvoir effectuer un recalage entre les repères d'acquisition de la morphologie et du mouvement. **Nous avons déterminé que la séquence IRM la plus adaptée à nos objectifs est une séquence en écho de gradient pondéré en T1 et que le plan de coupe devait être orthogonal au corps de l'omoplate, c'est-à-dire dans le plan transversal.**

## 2 Recalage des données géométriques et cinématiques

L'objectif est d'animer les structures osseuses à l'aide du mouvement mesuré par le système VICON et corrigé par des méthodes de traitement déjà présentées. Nous avons déterminé dans la section précédente le protocole d'acquisition de la géométrie osseuse le plus adapté à notre étude. Cette section présente la méthodologie que nous avons retenue pour recalibrer cette géométrie dans le repère de l'analyse du mouvement. Ce type de méthodologie a déjà été exploré pour le genou [SUD07], [OTA05], [KAW05] mais jamais à notre connaissance pour le complexe de l'épaule. Nous nous intéressons dans notre cas à l'articulation gléno-humérale qui met en jeu l'humérus et l'omoplate.

## 2.1 Protocole initial : recalage sans contrainte

### 2.1.1 Positionnement des marqueurs

Afin de réaliser le recalage entre les 2 systèmes d'acquisition, il est nécessaire que les mêmes marqueurs soient visibles dans les 2 modalités. Nous avons vu qu'il ne s'agissait pas stricto sensu des mêmes marqueurs mais de marqueurs placés à des positions identiques. La position de chaque marqueur est repérée sur la peau à l'encre indélébile afin de minimiser les erreurs de repositionnement entre les acquisitions.

Une nappe de 120 marqueurs a été placée sur l'omoplate et une autre de 16 marqueurs sur l'humérus (figure 11).

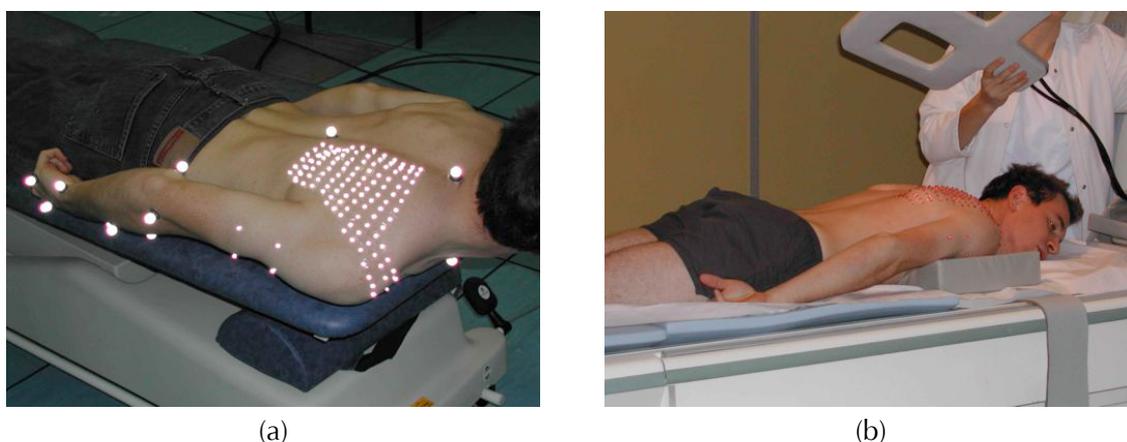


Figure 11 - Nappes de l'omoplate acquises en (a) analyse du mouvement et (b) en IRM. Sur les photos, la nappe de l'humérus ne comporte que 4 des 16 marqueurs car il ne s'agissait que d'une acquisition test. La nappe de l'omoplate est complète.

Afin de limiter les glissements de peau entre les 2 acquisitions IRM et VICON, le sujet est sur le ventre dans une position initiale identique. En effet, le recalage estimé entre les nappes n'est applicable à l'os sous-jacent que s'il y a pas ou très peu de mouvement relatif entre l'os et les marqueurs entre les 2 acquisitions.

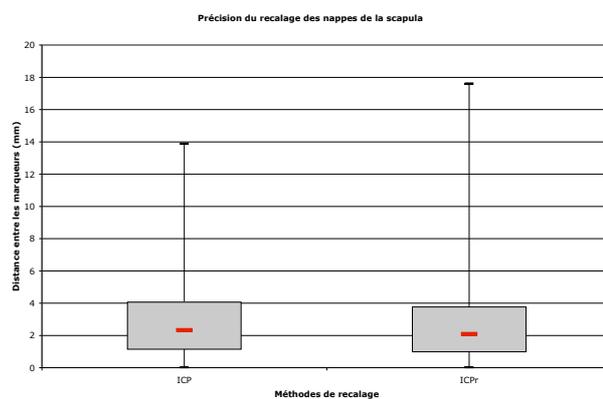
### 2.1.2 Recalage des nappes

A partir des données IRM et des données du mouvement il est possible d'extraire :

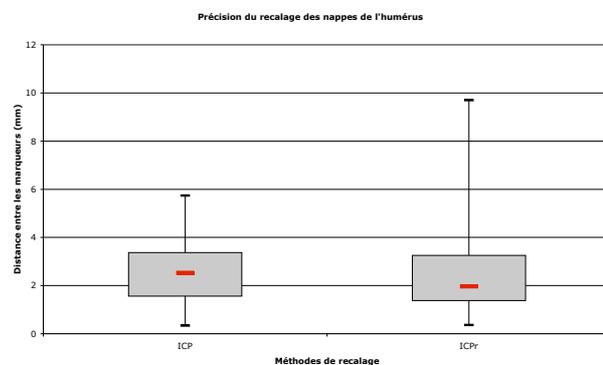
- la nappe de l'humérus dans le repère VICON,
- la nappe de l'humérus dans le repère IRM,
- la nappe de l'omoplate dans le repère VICON,
- la nappe de l'omoplate dans le repère IRM.

Nous rappelons que les marqueurs IRM et VICON ont un diamètre proche ( $\varnothing 5$  et  $\varnothing 4$  mm respectivement pour l'IRM et VICON) afin de faciliter le recalage inter-modalités. Le recalage des nappes de marqueurs se fait nappe à nappe. Cela signifie que l'ensemble nappe de

l'humérus et nappe de l'omoplate n'est pas pris comme un ensemble rigide mais comme 2 ensembles distincts. Par contre le recalage entre les marqueurs d'un même segment est réalisé de manière rigide. Nous avons évalué la qualité du recalage que nous effectuons en mesurant la distance entre les marqueurs de la nappe IRM recalée et la surface de la nappe VICON. Nous avons appliqué deux méthodes de recalage : l'algorithme classique de l'ICP [BES92] et l'algorithme ICPr associé à un estimateur de Tukey tel qu'il est présenté en Annexe 1. L'avantage de l'ICPr est de pondérer les points afin d'effectuer un recalage robuste qui ne prend pas en compte les zones déformées de la nappe. Les résultats de ces mesures de précision du recalage surfacique pour les nappes de l'omoplate et de l'humérus sont présentés en figure 12.



(a)



(b)

Figure 12 - Erreur moyenne sur 4 sujets du recalage de la nappe IRM sur la nappe VICON – (a) pour la scapula – (b) pour l'humérus. Le diagramme à moustaches présente les valeurs minimales, maximales, la médiane ainsi que le 1<sup>er</sup> et 3<sup>ème</sup> quartile.

Nous remarquons que l'ICPr apporte comme prévu une amélioration dans le recalage. Cette amélioration reste cependant limitée. Cela est probablement dû au fait que les nappes à recalage ne sont pas très déformées. Nous pouvons également remarquer que la distance maximale entre un marqueur de la nappe IRM et la surface de la nappe VICON est plus importante avec l'ICPr. Cela est le résultat de la pondération qu'effectue l'ICPr. En effet, une zone déformée de la nappe aura un poids faible et ne participera pas ou peu à la minimisation des distances lors du processus itératif de recalage. La position de ces points n'étant pas optimisée, il est normal

d'observer une distance maximale plus élevée. Cette distance est le reflet que les zones déformées de la nappe n'ont pas été prises en compte lors du recalage. **L'algorithme de recalage entre les nappes de marqueurs IRM et VICON que nous avons retenu est donc l'ICPr.**

### 2.1.3 Résultats

Lors de la visualisation des os recalés dans le repère du laboratoire, une importante dislocation de l'articulation gléno-humérale est observable (figure 13). Comme nous avons vu dans le paragraphe précédent que la qualité du recalage surfacique était bonne, cela signifie que malgré toutes les précautions que nous avons prises en termes de positionnement du sujet, un glissement de peau relativement important a eu lieu entre les 2 acquisitions. Nous envisageons 2 explications à ce glissement :

- dans l'IRM, l'épaule a dû être légèrement relevée par un coussin afin de mieux l'orienter dans le champ d'acquisition,
- lors de l'acquisition du mouvement, l'épaule n'est pas posée mais est en suspension dans le vide pour permettre le mouvement. Les muscles du complexe de l'épaule sont donc passifs dans l'IRM et actifs lors de l'acquisition VICON en position initiale. Même si le bras est dans la même position, une répartition différente des forces des muscles peut entraîner un autre positionnement de l'omoplate [GRO97].

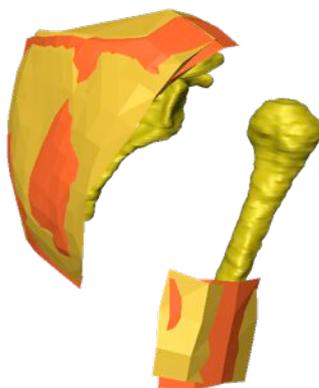


Figure 13 - Résultat du recalage nappe à nappe entre les systèmes IRM et VICON. Les structures en oranges correspondent à la position des marqueurs à l'instant initial de l'acquisition du mouvement. Les structures en jaune correspondent aux nappes et os IRM recalés dans le référentiel VICON.

En raison de la grande mobilité de l'épaule, nous n'avons pu empêcher complètement le glissement relatif de l'os et des marqueurs. **Un simple recalage nappe à nappe ne permet donc pas de coupler le système IRM et l'analyse du mouvement pour l'articulation de l'épaule.**

## 2.2 Protocole modifié : recalage avec contrainte

Pour que la relation omoplate/humérus soit respectée, il faut s'assurer de la cohérence de l'articulation gléno-humérale. Comme les structures sont cohérentes dans l'IRM, la première solution serait non pas d'effectuer un recalage différent par segment osseux mais de prendre l'ensemble scapula/humérus comme rigide et de recalquer uniquement les nappes IRM et VICON de l'omoplate (figure 14). Cette méthode a l'avantage de s'assurer de la cohérence de l'articulation mais ne prend pas en compte le mouvement potentiel du bras entre les 2 acquisitions. Comme la définition de la position initiale des os est primordiale pour pouvoir animer correctement les os, nous avons décidé d'améliorer cette méthode trop simpliste.

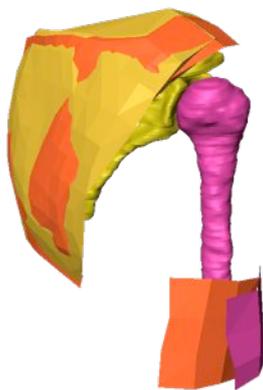


Figure 14 - Résultat d'un recalage où les structures de l'omoplate et de l'humérus sont liées. La nappe initiale de l'acquisition VICON est en orange. L'optimisation du recalage se fait uniquement sur la nappe de l'omoplate.

Nous avons opté pour un compromis où le recalage de l'humérus est optimisé au niveau de la nappe mais en le contraignant uniquement à des rotations autour du centre de la tête humérale. Plusieurs étapes sont nécessaires :

1. Estimation du recalage de la nappe scapula IRM sur la nappe scapula VICON. Il s'agit du même recalage que celui effectué dans la méthode de recalage initiale proposée. On applique la même transformation à la nappe IRM de l'humérus. Soit  $P_{Transformée}$  la position de cette nappe.
2. Estimation de la transformation permettant d'optimiser la position de la nappe IRM en position  $P_{Transformée}$  avec la nappe VICON à l'instant initial en respectant la contrainte de rotation autour du centre de la tête humérale.

### 2.2.1 Calcul du centre de la tête humérale

Dans la littérature, la surface articulaire de la tête est soit approchée par une sphère [SOS92] soit par un ellipsoïde [IAN92]. Comme nous ne souhaitons pas faire d'hypothèse concernant la forme de la tête humérale à cette étape de notre travail, nous avons appliqué l'algorithme proposé par [ALL06b] sur la segmentation de la tête (figure 15).



Figure 15 - Segmentation de la tête humérale (violet) de l'humérus

L'algorithme de Allaire permet de calculer de manière robuste la quadrique correspondant le mieux à la surface à analyser. Le résultat est donc potentiellement un ellipsoïde ou une sphère. L'algorithme utilise un estimateur de Tukey pour pondérer les sommets de la surface à estimer. Cette étape est particulièrement utile pour prendre en compte les erreurs de segmentation. Le résultat de la procédure de "fitting" est présenté à la figure 16. Le centre de la tête humérale est défini comme étant le centre de la quadrique calculée.



Figure 16 - Fitting d'une quadrique sur la surface de la tête humérale.

### 2.2.2 Optimisation de la position de la nappe avec contrainte

Nous avons déjà vu si l'on travaille en termes de minimisation au sens des moindres carrés, le problème consiste à trouver la rotation  $R$  qui minimise :

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Ra_i + v - x_i)^T (Ra_i + v - x_i) \quad n \geq 3 \quad (1)$$

avec  $n$  le nombre de marqueurs de la nappe IRM,  $a_i$  la position des marqueurs de la nappe IRM en position  $P_{Transformée}$  et  $x_i$  la position des marqueurs de la nappe VICON à l'instant initial.

Comme nous cherchons à effectuer seulement des rotations autour de la tête humérale, si nous nous plaçons dans un repère dont l'origine est la tête humérale, l'équation (1) se réécrit :

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Ra_i' - x_i')^T (Ra_i' - x_i') \quad n \geq 3 \quad (2)$$

L'équation (2) peut se résoudre à l'aide d'une SVD (Singular Value Decomposition) comme nous l'avons présenté dans le chapitre 2.

Au final, **l'optimisation avec contrainte est une optimisation classique dans le repère approprié : un repère dont l'origine est le centre de la tête humérale.**

### 2.2.3 Résultats

L'application d'une contrainte se fait évidemment avec une perte de la qualité du recalage de la nappe IRM de l'humérus et de la nappe VICON de l'humérus. **Le but est de respecter l'anatomie de l'articulation.** L'optimisation permet cependant une amélioration par rapport à la situation où la scapula et l'humérus sont pris comme étant une unique structure rigide (figure 17).



Figure 17 - Application d'une contrainte pour recaler la nappe de l'humérus IRM (bleu) sur la nappe VICON à l'instant initial (orange). Les structures violettes correspondent au recalage sans optimisation de la figure 14.

## 2.3 Conclusion

Dans cette section, une méthodologie de recalage pour l'épaule a été mise en place. Nous avons montré que malgré nos précautions, des glissements de peau avaient eu lieu entre les acquisitions IRM et VICON, rendant le recalage nappe à nappe entre les segments non satisfaisant. Une contrainte a été introduite afin de forcer la cohérence de l'articulation gléno-humérale. Cette contrainte n'autorise l'humérus qu'à effectuer des rotations autour du centre de sa tête par rapport à l'omoplate.

## Conclusion

**D**ans ce chapitre, une méthodologie pour mettre en correspondance l'anatomie et la cinématique de l'épaule a été mise en place. L'anatomie est acquise par IRM pour des raisons de sécurité. Afin d'effectuer le recalage entre les systèmes IRM et VICON, les marqueurs du mouvement doivent être visibles lors des 2 acquisitions. Nous avons testé différents types de marqueurs et plusieurs séquences IRM pour déterminer la plus appropriée. Une séquence en écho de gradient pondéré en T1 dans le plan transverse a été retenue. Le recalage nappe à nappe de chaque segment osseux (l'humérus et la scapula) ne donnant pas des résultats satisfaisants, une contrainte a été introduite. Cette contrainte force l'optimisation du recalage de la nappe de l'humérus à ne se faire que par des rotations autour du centre de la tête humérale. Le chapitre suivant va s'intéresser à la définition d'indices de cohérence articulaire permettant de noter l'état d'une articulation puis la possibilité d'utiliser ces indices pour obtenir des informations sur la qualité des méthodes de corrections d'analyse du mouvement mises en place.



---

# 6 Quantification de la cohérence articulaire et applications

---

« Toute découverte de la science pure est subversive en puissance ; toute science doit parfois être traitée comme un ennemi possible »  
A. Huxley

---

---

<b>1</b>	<b>MESURE DE LA COHERENCE ARTICULAIRE .....</b>	<b>152</b>
1.1	ÉTAT DE L'ART DES MESURES DE COHERENCE ARTICULAIRE.....	152
1.2	APPROCHE PROPOSEE BASEE SUR LA MODELISATION DE L'ARTICULATION .....	157
1.3	APPROCHE PROPOSEE BASEE SUR LES INTERFACES SURFACIQUES INTRA-ARTICULAIRES.....	160
1.4	CONCLUSION.....	172
<b>2</b>	<b>APPLICATIONS DES MESURES DE COHERENCE A DES SITUATIONS REELLES .....</b>	<b>173</b>
2.1	EVOLUTION DE L'INDICE LIE A LA CONGRUENCE GLENOHUMERALE SUR 3 MOUVEMENTS SIMULES.....	176
2.2	INFLUENCE DE LA POSITION DE LA NAPPE DE MARQUEURS SUR LA COHERENCE ARTICULAIRE .....	178
2.3	INFLUENCE DE L'EPICONDYLE LATERAL SUR LA COHERENCE ARTICULAIRE .....	181
2.4	INFLUENCE DU CHOIX DE LA METHODE DE CORRECTION SUR LA COHERENCE ARTICULAIRE .....	185
<b>3</b>	<b>DISCUSSION ET PERSPECTIVES POUR L'UTILISATION DES MESURES DE COHERENCE .....</b>	<b>188</b>

---

## Introduction

L'objectif de l'analyse du mouvement par marqueurs externes est de déterminer le mouvement des os sous-jacents. Les acquisitions IRM nous donnent accès à une représentation surfacique de ceux-ci. De plus les marqueurs visibles à la fois à l'IRM et en acquisition du mouvement permettent de recalcr les os dans le repère de l'acquisition cinématique. Il est donc possible d'animer les os selon les données du mouvement issues de l'analyse des marqueurs surfaciques.

Ce chapitre a pour objet de décrire des outils permettant de réaliser l'analyse des relations interosseuses au cours du mouvement c'est-à-dire une analyse morpho-fonctionnelle. Les interactions osseuses se produisent dans la très grande majorité des cas au niveau des articulations. Les articulations sont des zones anatomiques qui jouent un rôle primordial dans l'architecture du squelette. En effet, il s'agit du lien entre les os et par conséquent le lieu de transmission des efforts entre les différentes parties du corps. De plus, c'est au niveau des articulations que s'exprime la mobilité des os et par conséquent leurs fonctionnalités.

Les os de l'épaule, sont libres de réaliser des mouvements très variés et de grande amplitude. Cependant, leurs mouvements sont contraints au niveau des liaisons articulaires afin d'assurer la cohésion du squelette. Cette cohésion est assurée principalement par des ligaments, des muscles, et la forme osseuse au niveau de l'articulation. Ces contraintes permettent, au niveau des articulations, de déterminer beaucoup plus facilement si le mouvement relatif de 2 os est anatomiquement réalisable. Si les artéfacts des tissus mous sont correctement corrigés, le mouvement relatif des os entre eux devrait être cohérent. Au contraire, une mauvaise correction des artéfacts devrait engendrer des collisions ou dislocations au niveau des articulations. Par exemple, une dislocation ou au contraire une collision au niveau de l'articulation témoignera d'erreurs dans l'estimation du mouvement (le recalage initial des os étant supposé exact). La cohérence articulaire est ainsi une condition nécessaire mais non suffisante pour établir la validité des mouvements des os. Dans ce chapitre nous nous intéresserons plus particulièrement à la relation entre l'humérus et l'omoplate.

La première partie de ce chapitre s'intéressera à la définition de la congruence articulaire et à une revue d'indices permettant de quantifier la cohérence articulaire au cours d'un mouvement dynamique. La seconde présentera l'application de ces indices et l'aide qu'ils peuvent apporter pour préciser le protocole d'acquisition conduisant à une meilleure estimation du mouvement des os.

## 1 Mesure de la cohérence articulaire

Le fonctionnement d'une articulation dépend de très nombreux paramètres dont la forme des surfaces articulaires, la position relative des os, l'état des structures musculaires, ... Dans de nombreux cas, et même si celle-ci est primordiale, l'interface des surfaces articulaires en contact ne suffit pas à définir l'état physiologique d'une articulation. Par exemple, au niveau de l'avant bras, le rapport entre le radius et l'ulna n'existe pas uniquement au niveau des zones épiphysaires. La courbure des diaphyses de ces 2 os est également cruciale afin de permettre une amplitude correcte de rotation axiale de l'avant-bras. De même, et cette fois ci uniquement au niveau articulaire, l'acromion (de l'omoplate) constitue une limite à l'amplitude du mouvement de l'humérus. De manière générale, l'étude de l'état des rapports inter-osseux nécessite la prise en compte de nombreux paramètres. Dans ce chapitre, pour évoquer la cohésion globale dans une articulation nous parlerons de **cohérence articulaire**.

La congruence caractérise, elle, la coïncidence de forme de deux surfaces articulaires en vis-à-vis. Il s'agit donc d'une des composantes de la cohérence articulaire. Une forte congruence articulaire correspond au cas de surfaces en regard qui sont équidistantes, de convexité opposée et de courbures locales similaires. Nous utiliserons le terme de **congruence** lors de l'étude de l'interface de surfaces articulaires. Le terme de congruence à une connotation mathématique et le terme de conformité articulaire est plus couramment utilisé dans le vocabulaire médical.

### 1.1 État de l'art des mesures de cohérence articulaire

Une approche pour décrire les surfaces articulaires est l'utilisation d'une primitive globale pour les représenter. Allaire [ALL06b] a ainsi développé une stratégie de représentation des surfaces articulaires par ajustements de quadriques et coniques de types contraints. A partir de cette modélisation des os, [ALL06b] prend en compte la forme de la surface articulaire et recherche des symétries susceptibles de fournir la fonctionnalité du mouvement. Il est en particulier capable de prédire le nombre de degrés de liberté d'un os ainsi que les axes du mouvement. Cependant, cette analyse se base sur une étude indépendante des segments osseux. Le rapport entre les surfaces articulaires n'est ainsi pas pris en compte. Ce type d'approche ne peut donc pas constituer une mesure de la relation interosseuse.

Une première démarche de description de la relation entre les os consiste à décrire un ensemble de paramètres géométriques de l'articulation. En générale, il s'agit de mesure de distances entre repères osseux. Concernant l'articulation glénohumérale un état de l'art de ces paramètres pourra être obtenu dans [DEV08]. Cependant, ces études détaillent l'organisation de l'articulation et ne sont valables que pour une position qui est en général la position de repos. Il n'existe pas ou très peu d'information concernant l'évolution de ces paramètres au cours du mouvement. Pour l'articulation glénohumérale, un des rares paramètres à avoir été étudié est l'évolution de la distance subacromiale [HEB03], [ROB02], [HIN03] sur des

acquisitions quasi-statiques IRM ou scanner. Ce type de mesure est par ailleurs spécifique à chaque articulation et ne peut donc être généralisable directement.

Plutôt que de mesurer la distance entre certains repères osseux, un approche peut également consister en l'évaluation de la distance entre les 2 (ou plus) structures osseuses composant l'articulation. Dans la littérature, plusieurs distances sont proposées pour mesurer la position relative de 2 objets. Les principales mesures peuvent être trouvées dans [GOO04] et sont :

- **la distance de séparation** : longueur du plus petit segment de droite joignant 2 jeux de points A et B.

$$dist(A,B) = \min_{a \in A} \min_{b \in B} |a - b|$$

- **la distance de Hausdorff** : déviation maximale entre les 2 jeux de points.

$$haus(A,B) = \max_{a \in A} \min_{b \in B} |a - b|$$

- **la distance de recouvrement** : distance maximale entre les 2 jeux de données.

$$span(A,B) = \max_{a \in A} \max_{b \in B} |a - b|$$

- **la profondeur de pénétration** : distance minimale nécessaire pour translater un jeu de données de telle manière que les ensembles A et B soient disjoints.

$$pen(A,B) = \min_{\|v\|} \quad \text{tel que} \quad \min_{a \in A} \min_{b \in B} |a - b + v| > 0$$

Le désavantage de ces mesures est de ne pas prendre en compte la complexité de la géométrie des os et en particulier les relations surfaciques tridimensionnelles des structures articulaires en contact.

Afin de caractériser de manière suffisante la complexité potentielle de la géométrie 3D des surfaces articulaires, il est nécessaire d'utiliser l'information surfacique de ces structures. Afin d'analyser au cours du mouvement, l'évolution des relations entre les surfaces, la notion de surfaces de contact a été proposée. La mesure de la zone de contact est basée sur une carte de distances entre les os constituant l'articulation. Ce type d'indice est particulièrement approprié pour étudier la répartition des efforts et ainsi mettre en évidence des situations pathologiques. Le calcul des surfaces de contact est également à la base de la conception des prothèses. Même si une affirmation courante est qu'une augmentation de la surface de contact correspond à une amélioration de la congruence entre les surfaces articulaires, il est important de noter que des variations de la surface de contact au cours du mouvement n'induisent pas directement la présence d'une situation pathologique. Soslowsky [SOS91] a ainsi montré que la surface de contact entre la tête humérale et la glène évoluait au cours du mouvement. L'évolution de la surface de contact n'est liée à aucune pathologie.

Un autre outil de mesure de la géométrie 3D est la comparaison des cartes de courbure des 2 surfaces en vis-à-vis. De manière générale, une adéquation des courbures se faisant face dans l'articulation est le reflet d'une bonne congruence articulaire et donc de la fonctionnalité de l'articulation. La mesure de la courbure qui est la plus utilisée est la courbure RMS (Root Mean Square) [ATE92] définie par :

$$K_{RMS} = \sqrt{\frac{K_{\min}^2 + K_{\max}^2}{2}}$$

avec  $\kappa_{\min}$  et  $\kappa_{\max}$  respectivement les courbures principales minimum et maximum. L'évaluation sur l'ensemble de la surface de contact s'effectue en général en moyennant la valeur de l'indice issue de chaque point de contact. McLaughlin [MCL05] décrit à l'aide de ce type de mesure l'évolution de la congruence au niveau du genou lors de la flexion de la jambe.

Une manière différente d'analyser les relations entre les surfaces articulaires consiste à étudier l'évolution de la distribution des distances entre les points en contact. Pour cela, il est possible d'utiliser des mesures de comparaison entre histogrammes. De nombreuses mesures sont disponibles dans la littérature pour comparer 2 histogrammes [QUEL08][ORD04]. Nous présenterons ici les principales.

Nous poserons  $H$  l'histogramme de la distribution de référence, défini par un vecteur  $(h_1, \dots, h_N)$ , où chaque élément  $h_i$  représente le nombre de distances présentes dans un intervalle et  $N$  le nombre d'intervalle de l'histogramme. Nous définissons de même  $I = (i_1, \dots, i_N)$  l'histogramme de la distribution à un instant quelconque du mouvement.

**Distance L1 (ou distance de Manhattan)**

La distance  $L1$  entre les 2 histogrammes  $H$  et  $I$  est défini par :

$$d_{L1}(H,I) = \sum_{l=1}^N |h_l - i_l|$$

**Distance L2 (ou distance euclidienne)**

La distance  $L2$  entre 2 histogrammes est défini par :

$$d_{L2}(H,I) = \sqrt{\sum_{l=1}^N (h_l - i_l)^2}$$

**Distance entre histogrammes cumulés**

Plutôt que de comparer les histogrammes directement, il est possible de travailler sur les histogrammes cumulés. Pour déterminer la similitude, on utilise habituellement une des 3 mesures suivantes : distance  $L1$ , distance  $L2$  et distance  $L_\infty$  ou distance de Kolmogorov-Smirnov qui donne la distance maximum entre deux barres de 2 histogrammes cumulés :

$$d_{cumul\_L1}(\hat{H}, \hat{I}) = \sum_{l=1}^N \left| \hat{h}_l - \hat{i}_l \right| \quad d_{cumul\_L2}(\hat{H}, \hat{I}) = \sqrt{\sum_{l=1}^N \left( \hat{h}_l - \hat{i}_l \right)^2} \quad d_{cumul\_L\infty}(\hat{H}, \hat{I}) = \max \left| \hat{h}_l - \hat{i}_l \right|$$

**Distance entre moments statistiques**

Cette mesure est basée sur la comparaison des caractéristiques statistiques des distributions c'est-à-dire les caractéristiques dominantes en tant que distribution de probabilité. Une distribution peut ainsi être caractérisée par ses moments d'ordre : un qui est la moyenne des distances, deux qui est l'écart-type, trois qui est le coefficient d'asymétrie et enfin quatre qui est la kurtosis. Ces moments sont décrits par les relations suivantes :

$$M = \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N b_l \quad \sigma = \left( \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N (b_l - M)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad \zeta = \left( \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N (b_l - M)^3 \right)^{\frac{1}{3}} \quad \varpi = \left( \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N (b_l - M)^4 \right)^{\frac{1}{4}}$$

avec  $N$  le nombre de barres de l'histogrammes et  $b_l$  la valeur de la  $l^{\text{ème}}$  barre de l'histogramme. La similitude entre les 2 histogrammes est ensuite évaluée selon le calcul de la distance suivante :

$$d_{mom}(H, I) = W_M |M_H - M_I| + W_\sigma |\sigma_H - \sigma_I| + W_\zeta |\zeta_H - \zeta_I| + W_\varpi |\varpi_H - \varpi_I|$$

Les coefficients  $W$  sont des poids spécifiés par l'utilisateur pour régler la mesure de similitude en fonction d'une application donnée.

### **Distance d'intersection d'histogrammes**

Cette distance est définie par la relation suivante :

$$d_l(H, I) = \sum_{l=1}^N \min(h_l, i_l)$$

L'histogramme d'intersection est inclus à la fois dans la distribution de référence et la distribution que l'on étudie. Afin d'obtenir une mesure comprise entre 0 et 1, il est possible de normaliser cette distance :

$$d_l(H, I) = \frac{\sum_{l=1}^N \min(h_l, i_l)}{\min\left(\sum_{l=1}^N h_l, \sum_{l=1}^N i_l\right)}$$

### **Distance quadratique (ou distance de croisement d'histogramme)**

La distance quadratique est définie par :

$$d_q(H, I) = \sqrt{(H - I)S(H - I)^T}$$

où  $S$  est une matrice symétrique définie positive de dimension  $N \times N$ .

Ce modèle a pour intérêt de prendre en compte la similitude qui peut exister entre les barres de l'histogramme par l'utilisation de la matrice symétrique  $S = [s_{ij}]$  où  $s_{ij}$  représente la similitude entre la barre des distances  $i$  et la barre des distances  $j$ . La matrice  $S$  est aussi appelée matrice de similitude. Si les poids sont normalisés entre 0 et 1, la diagonale de  $S$  vaut 1 car on compare 2 intervalles de distances égaux. Dans notre cas, plus on compare 2 barres d'indices différents, plus on étudie la similitude d'intervalles de distances dissemblables et est donc peu significative. Par conséquent, la valeur de  $s_{ij}$  pour des indices  $i$  et  $j$  éloignés sera proche de zéro.

### **Distance de Kullback-Leibler**

La distance de Kullback-Leibler dans sa version discrétisée s'écrit :

$$d_{KL}(H, I) = \sum_{l=1}^N h_l \log \frac{h_l}{i_l}$$

Cette distance n'a pas pu être adoptée car il arrive fréquemment que des coefficients de l'histogramme soient nuls.

### **Statistique du $\chi^2$**

La statistique du  $\chi^2$  est définie par l'équation :

$$d_{\chi^2}(H,I) = \sum_{l=1}^N \frac{(h_l - i_l)^2}{h_l + i_l}$$

Ici la division par zéro ne pose pas de problème car si le dénominateur est nul alors les barres des 2 histogrammes sont nulles et la contribution de ce terme de la somme à la valeur totale de la distance doit être logiquement nulle.

Les mesures que nous venons de présenter sont des mesures générales permettant de comparer des distributions.

L'utilisation de ces mesures 3D fournit des indications précises et quantifiées sur le rapport articulaire des os en contact. Ces indices sont par conséquent très appropriés pour établir une analyse fine de l'évolution de l'état articulaire au cours du mouvement. Cependant, l'utilisation de ces indices suppose, non pas que l'on se trouve dans une situation non-pathologique, mais au moins dans une situation physiologique dans le sens où il peut s'agir d'une situation existant dans la réalité. Ces mesures ne sont par exemple absolument pas adaptées à la détection de collisions ou de dislocations. Cette hypothèse de travail est vérifiée lorsque les données d'origine proviennent d'acquisition d'images tridimensionnelles. En effet, la résolution de ces techniques d'acquisition est suffisamment précise pour que l'on puisse supposer que la segmentation des surfaces résultante est représentative de la réalité anatomique. Par contre, l'analyse du mouvement par marqueurs externes ou plus généralement à partir d'informations issues de la surface de la peau ne permet pas de nos jours l'obtention d'une estimation du mouvement suffisamment précise pour affirmer que le mouvement calculé corresponde au mouvement réellement réalisé par les os. C'est pourquoi, l'application des mesures de surface de contact ou de comparaison de courbures n'est pas directement applicable dans notre situation. Une étape supplémentaire, venant en préalable de ces mesures est nécessaire. Cette étape est de vérifier si l'état de l'articulation estimée peut ou non correspondre à une situation physiologique. L'apport de notre travail va par conséquent consister à apporter cette brique supplémentaire nécessaire qui est spécifique à l'analyse du mouvement basée sur des informations en surface de la peau. Notre travail s'intéressera en particulier à l'articulation glénohumérale qui nous le rappelons met en relation l'omoplate et l'humérus. L'articulation glénohumérale peut aussi s'appeler articulation scapulohumérale. Dans ce chapitre, nous privilégierons le second terme afin de ne pas créer de confusion avec la notion de congruence glénohumérale qui ne concerne que le rapport entre les surfaces de la tête humérale et de la glène.

L'objectif de cette section est ainsi de définir des outils numériques permettant de quantifier la nature physiologique ou non de l'articulation au cours du mouvement. Ces outils de mesure doivent être adaptés à des mouvements pouvant être empreints d'erreurs importantes et

pouvant ainsi conduire à des situations de collisions et dislocation. Pour cela, deux approches seront envisagées :

- une approche globale où l'articulation est représentée par un modèle biomécanique, ce modèle étant à définir. La cohérence de l'articulation dépend alors de l'écart entre la position estimée des structures et le modèle biomécanique,
- une approche surfacique locale prenant en compte l'information morphologique précise des surfaces en vis-à-vis.

Ces 2 approches sont étudiées dans les 2 parties qui suivent. Lors de l'étude de la position relative de 2 objets, il est en général plus simple de choisir un objet de référence et d'étudier le mouvement du second dans un repère lié à l'objet de référence. Cela permet de n'avoir qu'un objet en mouvement. L'amplitude du mouvement de l'omoplate étant plus réduite que celle de l'humérus et que l'omoplate étant plus proche de l'axe médian du corps, la structure de référence sera la scapula et la structure en mouvement la tête humérale.

## 1.2 Approche proposée basée sur la modélisation de l'articulation

### 1.2.1 Modélisation de l'articulation scapulohumérale

L'articulation scapulohumérale est généralement définie comme une énarthrose typique à 3 degrés de liberté en rotation comme nous l'avons vu dans le chapitre 1 de ce document. Nous avons aussi souligné que la forme de la tête humérale n'est pas définie de manière certaine mais que celle-ci approchait tout de même beaucoup celle d'une sphère. Par ailleurs, lors de la description anatomique de l'articulation scapulohumérale, nous avons vu que les rayons de courbures de la tête humérale et de la glène n'étaient pas strictement identiques et que le maintien assuré par les ligaments et la capsule était relativement lâche. Cette configuration de l'articulation rend mécaniquement possible des rotations et de petites translations malgré la pression négative intra-articulaire.

Différentes études se sont attachées à étudier l'existence de translations au niveau de l'articulation scapulohumérale. De manière équivalente, cela revient à étudier l'évolution de la position du centre instantané de rotation. En effet si la position du centre instantané de rotation évolue au cours du temps, cela implique l'existence de translations dans le mouvement. Les études concernant le mouvement de translation de la tête humérale ont été réalisées suivant des protocoles variés.

La plupart des études ont utilisé des spécimens cadavériques. Les muscles ne peuvent plus jouer leur rôle important dans la cohésion de l'articulation. De même, le protocole expérimental invasif a pour effet de détériorer la capsule et par conséquent de supprimer la pression négative intra-articulaire et l'effet de coaptation engendré. Il est par conséquent peu étonnant que dans ces études une translation de la tête puisse être détectée. Harryman [HAR90] et Warner [WAR98] mesurent ainsi des translations d'amplitude pouvant aller jusqu'à 4mm. Cependant Veeger [VEE00], toujours sur des cadavres, conclut que l'articulation n'effectue que des rotations. Il faut noter que dans l'étude de Harryman, les translations

apparaissent principalement pour les positions extrêmes du mouvement et lorsque la forme de la capsule est chirurgicalement modifiée. Les translations mesurées d'un sujet à l'autre sont de plus très variables et dépendent du type de mouvement réalisé.

Des études *in vivo* ont aussi été réalisées à l'aide de radio conventionnelles, CT, IRM, et IRM ouverte. Il faut noter que les acquisitions par rayon X posent des problèmes dus aux artefacts de projection [GRO99] et que celles par CT ou IRM fermées limitent l'amplitude des mouvements. En ce qui concerne les études radio, Popen [POP76] ainsi que Howell [HOW88] notent l'existence de translations pour différents mouvements. Les translations seraient dues selon eux à la tension naturelle de la capsule et non pas aux muscles. Blaimont [BLA05] mesure par fluoroscopie (en 2D) un déplacement du centre instantané de rotation au cours du temps mais cette fois ci sur un mouvement dynamique. Les études 2D manquent cependant de précision en raison des artefacts de projection [GROS99]. En scanner et en IRM, l'amplitude des mouvements est limitée par la taille des tunnels. Peu de types de mouvements sont donc réalisables. Kiss [KIS97] n'a mesuré que de très faibles translations en IRM pour des mouvements de rotations externes et internes. Graichen [GRA00] a montré en IRM ouverte que pour un mouvement d'abduction, une translation était présente lorsque le mouvement était passif mais disparaissait lors d'un mouvement actif. Il montre ainsi l'importance du contrôle neuro-musculaire sur la stabilisation de l'épaule. Shadley [SHA02] corrobore ces résultats mais montre en plus que le contrôle musculaire n'est pas utile pour les positions intermédiaires du bras malgré la laxité de l'articulation. En conclusion, nous pouvons dire que même si l'articulation scapulohumérale n'est pas une articulation à 3 degrés de liberté parfaite, cette hypothèse reste correcte au cours de mouvements dynamiques.

Dans les modèles biomécaniques du membre supérieur, l'articulation scapulohumérale est très souvent modélisée par une jonction de type rotule [ENG89], [HEL94a], [CHA04], [HOG91]. L'étude de la littérature dans le paragraphe précédent et lors de la description anatomique du chapitre 1 montre que cette hypothèse est une bonne approximation de la réalité physiologique. Il reste cependant la question de savoir où se trouve le centre de rotation cinématique et en particulier, comme cela est supposé dans les modèles biomécaniques, si celui ci est confondu avec le centre géométrique de la tête humérale. Cette question est l'objet de l'article de Veeger [VEE00], ou il montre qu'il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre le centre de rotation du mouvement et le centre de la tête humérale. Veeger insiste de plus sur le fait que ces observations restent uniquement valables dans des conditions normales et pour des sujets sains. Notre étude vérifiant ces conditions nous supposons le modèle de l'articulation scapulohumérale, à 3 degrés de rotations avec comme centre du mouvement le centre géométrique de la tête humérale, valable.

### 1.2.2 Description de la mesure biomécanique

Une manière de quantifier la cohérence articulaire au cours du mouvement est de partir de la conclusion du dernier paragraphe. Lors d'un mouvement dynamique, l'articulation scapulo-humérale se comporte comme une liaison rotule, c'est-à-dire une liaison à 3 degrés de rotation autour d'un centre. Cette hypothèse implique que l'application du mouvement de l'omoplate ou celui de l'humérus au point définissant le centre de la tête humérale à l'instant initial devrait conduire à la même cinématique de ce point. Cette propriété caractérise le point de liaison des 2 structures osseuses. Au contraire, si le mouvement du centre de la tête humérale est différent dans le cas où l'on applique soit le mouvement estimé de l'omoplate soit celui de l'humérus, cela signifie que la liaison entre les 2 os n'est pas de type rotule. L'indice articulaire mesure l'écartement au modèle biomécanique que nous avons choisi. L'indice mesure ainsi à chaque instant la distance entre le point définissant le centre de la tête humérale à l'instant initial auquel on applique le mouvement de l'humérus et le même point auquel on applique le mouvement de l'omoplate. Dans le cas où la cohérence resterait parfaite au cours du mouvement, cette distance reste nulle. La figure 1 illustre le cas d'une dislocation où l'on peut voir que les 2 points ne sont plus confondus. Cet indice sera maintenant appelé **l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule**. Il est défini par l'équation suivante :

$$I_{rotule}(t) = \left\| C_{humérus}(t) - C_{scapula}(t) \right\| \quad (1)$$

avec  $C_{humérus}$  et  $C_{scapula}$  le centre de la tête humérale à l'instant initial déplacé suivant le mouvement estimé respectivement de l'humérus et de l'omoplate.

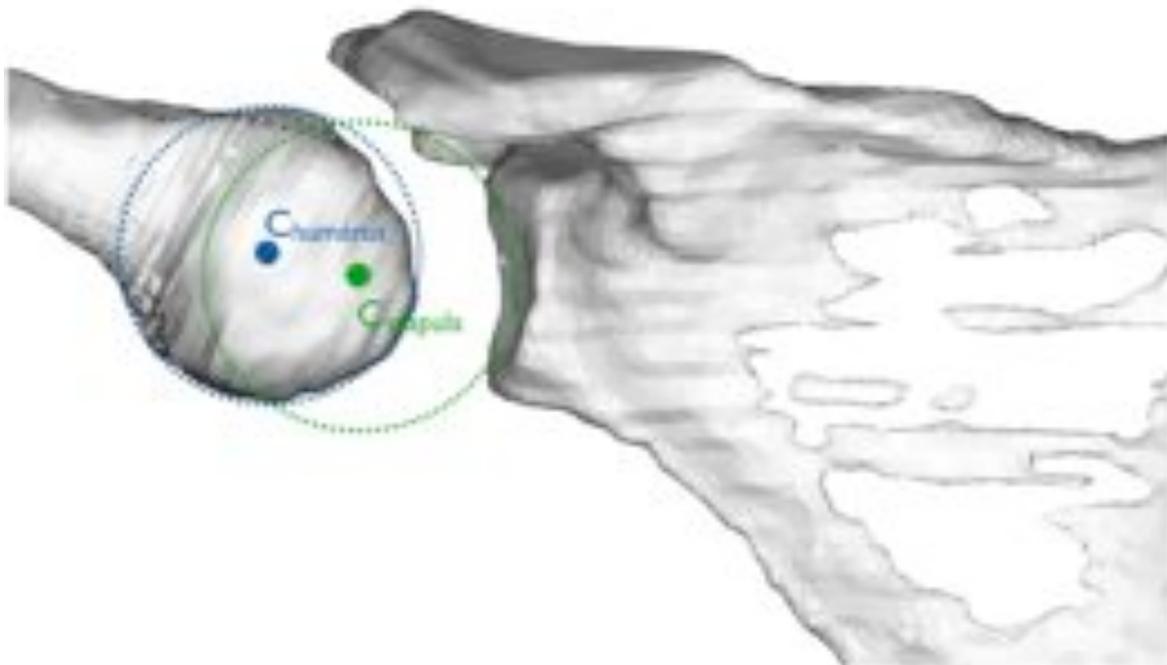


Figure 1 – Exemple de dislocation articulaire mis en évidence par l'éloignement du centre de la tête humérale (bleu) et du centre lié à la glène (vert). A l'instant initial, ces 2 centres sont identiques et correspondent au centre de rotation du modèle d'articulation rotule.

### 1.3 Approche proposée basée sur les interfaces surfaciques intra-articulaires

A partir de la description anatomique de l'articulation scapulohumérale, des critères nécessaires à une situation physiologique de l'articulation peuvent être choisis. Ils serviront de base à des indices de cohérence articulaire. Nous avons choisi de nous intéresser à 2 critères anatomiques (figure 2) :

- la congruence entre la glène et la tête humérale. Cela signifie que la tête doit rester en vis-à-vis de la glène au cours du mouvement et ne pas entrer en collision. La limitation dans notre étude est que la séquence de l'acquisition IRM nous permet uniquement de segmenter la partie osseuse de la glène. Nous n'avons donc pas le bourrelet glénoïdien qui assure une part non négligeable du contact entre la glène et l'humérus,
- l'espace subacromial. En effet, de nombreux tissus sont présents entre l'acromion et la tête humérale dont les principaux sont la bourse subacromiale, la capsule articulaire et un ensemble de muscles et de tendons appelé « coiffe des rotateurs ». Il doit donc en permanence exister un espace entre la tête humérale et la face inférieure de l'acromion.



Figure 2 – Face inférieure de l'acromion (vert) et surface de la glène (rose) servant au calcul des indices.

L'avantage de cette approche est évidemment de ne faire aucun à priori sur la fonctionnalité de l'articulation, par exemple l'existence ou l'absence de translations au niveau de la tête humérale. Cependant, il est en général nécessaire de choisir plusieurs critères anatomiques afin de décrire au mieux les contraintes présentes au niveau de l'articulation. Nous n'avons donc pas un indice unique comme c'est le cas pour la modélisation géométrique mais de multiples indices. L'utilisation d'un nombre limité de critères ne permet donc qu'une description partielle de l'état de l'articulation.

### 1.3.1 Estimation de l'espace subacromial

Afin de quantifier ce critère, il est nécessaire d'utiliser une mesure permettant d'établir la position relative de l'acromion et de l'humérus. En effet, ces 2 surfaces ne sont pas des zones en contact. Il n'y a donc pas d'intérêt à calculer un indice de congruence tridimensionnel. Nous rappelons que les distances proposées dans la littérature pour estimer la distance entre 2 objets sont la distance de séparation, la distance de Hausdorff, la distance de recouvrement et enfin la profondeur de pénétration.

La distance de Hausdorff même si elle est citée n'est en fait pas utilisée pour mesurer la position relative de 2 maillages dans le sens où nous l'entendons. La distance de Hausdorff sert principalement à comparer la forme de maillages. Typiquement, la distance de Hausdorff sera utile pour comparer un maillage d'origine et ce même maillage auquel un traitement aura été appliqué (filtrage, modification de la densité du maillage) [JOH98], [ASP02].

Deux mesures ressortent particulièrement : la distance de séparation et la profondeur de pénétration. La distance de séparation correspond à l'espace minimum entre les 2 structures. Cette mesure est tout à fait adéquate dans le cas de la mesure de la position relative de l'acromion et de la tête humérale. En effet, cet indice a pour objectif de mesurer s'il existe un espace nécessaire entre la tête et l'acromion pour les tissus mous. Il s'agit d'ailleurs de cette mesure qui est utilisé par [LOC97] pour mesurer l'espace subacromial. Par contre cette mesure ne pourra être utilisée pour mesurer la congruence entre la glène et la tête car elle est trop simpliste. En effet, il s'agit ici de mesurer réellement des structures articulaires en contact. La trop grande simplicité de cet indice implique qu'il est facilement mis en défaut. La figure 3 montre 2 situations où la distance de séparation entre les 2 structures est identique sans que la cohérence de l'articulation soit respectée dans le second cas.

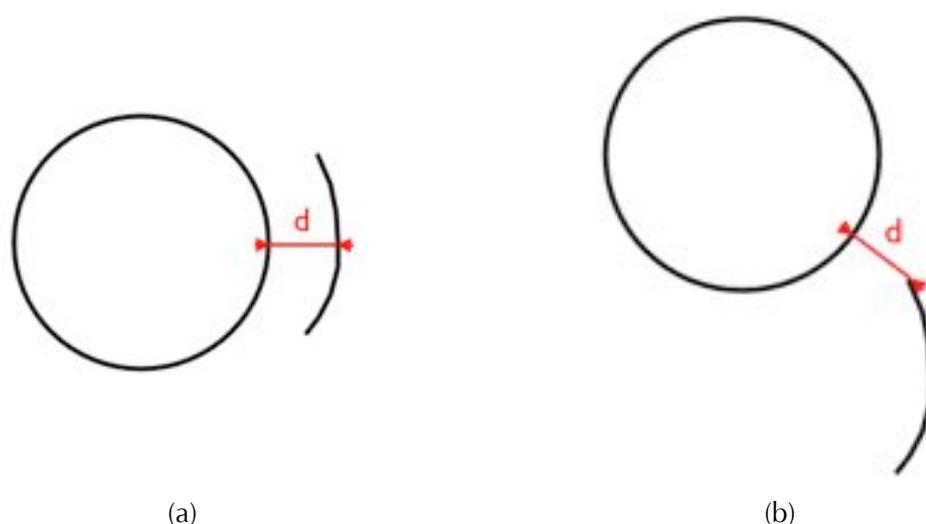


Figure 3 - Mise en évidence de la trop grande simplicité de la distance de séparation pour mesurer la congruence entre la glène et la tête humérale – (a) la tête humérale est en face de la glène – (b) la tête humérale a été translatée par rapport à la glène tout en conservant une distance de séparation identique.

La notion de profondeur de pénétration, quant à elle, ne correspond pas à ce que l'on souhaite mesurer. En effet, cette distance mesure uniquement la transformation (translation [KIM02] ou translation et rotation [ZHA07]) la plus "faible" pour sortir d'une configuration de collision. Cette mesure est doublement inappropriée. La première raison est qu'en l'absence de collision, aucune information n'est disponible. Deuxièmement, en cas de collision, l'absence de notion de direction pour éviter la collision rend cette distance inexploitable (figure 4 (a)). Même en introduisant une notion de direction, la mesure obtenue ne reflète pas forcément la cohérence de l'articulation (figure 5 (b)).

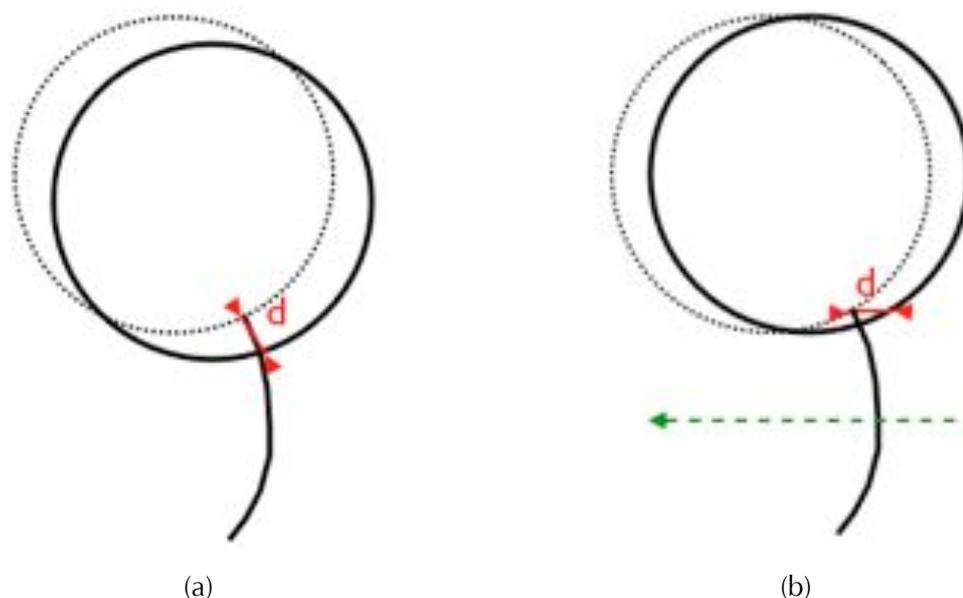


Figure 4 - Exemples de non significativité de la mesure de la cohérence articulaire à l'aide de la profondeur de pénétration. Dans les 2 cas présentés, la profondeur de pénétration est faible alors que la cohérence articulaire est mauvaise – (a) recherche de la profondeur de pénétration  $d$  dans toutes les directions de l'espace – (b) recherche de la profondeur de pénétration  $d$  dans une direction particulière (axe en vert) – la tête humérale repositionnée sans collision apparaît en pointillés.

**La distance de séparation est adaptée à l'estimation de la cohérence de l'espace subacromial.**

Par contre, le principal défaut des mesures globales de distances entre objets est de ne pas exploiter complètement l'information surfacique (la dispersion des distances). La conséquence est, comme nous l'avons vu, que la congruence de 2 surfaces articulaires ne peut pas être estimée correctement. Nous avons donc décidé de privilégier une approche surfacique pour mesurer l'état de l'articulation entre la tête humérale et la glène. L'indice défini dans ce paragraphe sera maintenant appelé **l'indice lié à l'espace subacromial**. Il est défini par l'équation de la distance de séparation :

$$I_{acromion}(t) = \min_{a \in acromion} \min_{b \in tête\_humérale} |a - b| \quad (2)$$

### 1.3.2 Congruence glénohumérale : prise en compte de l'information surfacique

En pratique, l'information de base que nous avons à traiter est la distribution des distances (au sens de la distance euclidienne en 3D) entre points appariés de la structure de référence (la glène) et de la structure en mouvement (l'humérus). L'utilisation de cette information sera donc au cœur de notre démarche pour définir une mesure de congruence adaptée à notre étude.

#### 1.3.2.1 Appariements des points

Lors de l'appariement des points, la position de la tête humérale est à priori inconnue, en particulier dans des situations de fortes collisions ou dislocations. Comme certaines zones de l'espace ne peuvent correspondre à une position anatomique de la tête humérale, il peut être intéressant de définir une zone de recherche. Nous définirons ainsi 3 zones potentielles : l'espace entier, un demi-espace délimité par un plan lié aux structures scapulaires (glène ou acromion) et un espace situé uniquement en vis-à-vis des structures scapulaires, défini par exemple par les normales aux structures. Notre choix a été fortement influencé par des considérations anatomiques. Physiologiquement, la tête humérale doit se situer dans une zone délimitée grossièrement par la glène, l'acromion et le processus coracoïde. Nous avons ainsi choisi de ne rechercher les points à appairer avec la tête humérale que dans une zone située en face des structures scapulaire (glène et acromion). Une remarque qui peut être faite est qu'en limitant ainsi le domaine de recherche, il n'est pas possible de comparer des situations où la tête est fortement disloquée ou en collision. Cependant ces situations étant impossibles, nous avons décidé de les considérer comme à rejeter.

Les erreurs de segmentation associées au bruit de l'acquisition du mouvement peuvent se traduire par un "frottement" des surfaces articulaires en vis-à-vis. Ce frottement se traduit par une légère collision des os relativement constante au cours du mouvement. Ceci a pour conséquent de retirer des zones de la surface articulaire de l'espace de recherche sans que la situation soit réellement non-physiologique. Afin de procurer une marge au système, la zone de recherche est légèrement étendue à l'intérieur de l'os de référence. La zone de recherche interne doit être limitée en profondeur car il s'agit de prendre uniquement en compte des frottements potentiels. L'épaisseur de frottement est de 5 mm pour la suite de l'étude.

L'espace de recherche déterminé, il est possible de chercher les points à appairer dans tout l'espace d'intérêt (c'est-à-dire rechercher le plus proche voisin) ou de chercher le point à appairer comme étant le plus proche voisin dans une direction donnée. La seconde proposition sera celle retenue car physiologiquement, le point apparié appartenant à l'humérus doit être en vis-à-vis de la glène. **La recherche des appariements se fait donc pour chaque point des structures scapulaires, dans la direction à leur normale** (figure 5 et figure 6). On recherche leurs vis-à-vis, s'ils existent.

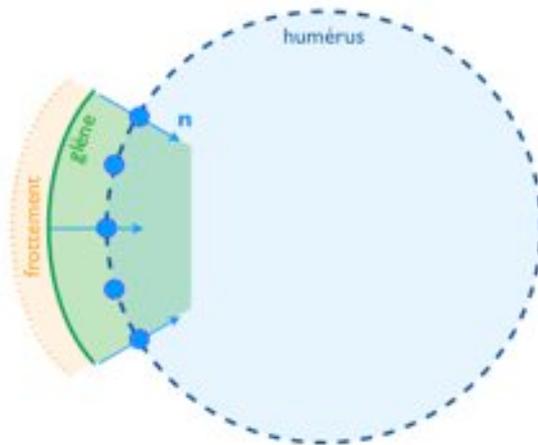


Figure 5 – Schéma représentant la zone de recherche des appariements. La surface de la glène est représentée par la ligne verte pleine et celle de l'humérus par la ligne bleue en pointillés. La zone de recherche dans la direction normale  $n$  apparaît en vert. La zone de recherche modélisant le frottement potentiel des surfaces articulaires correspond à la zone orange. Enfin les appariements sur la surface de l'humérus sont symbolisés par des disques bleus.

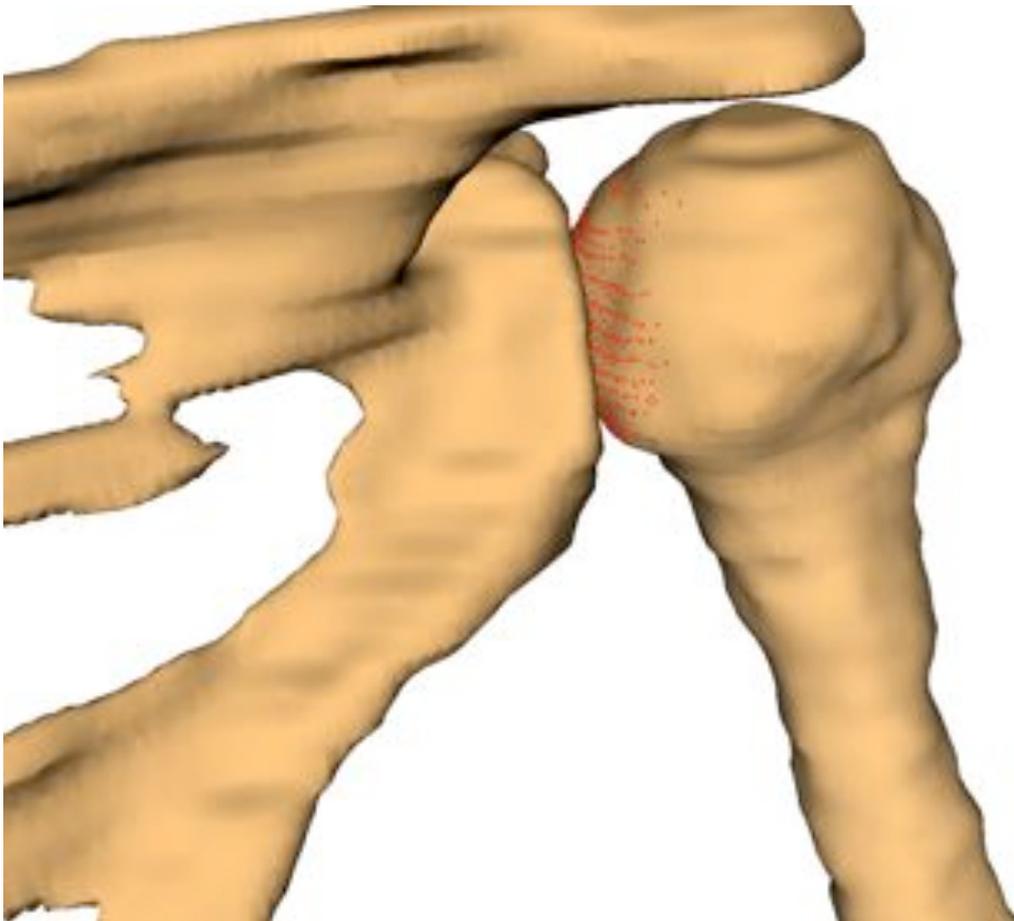


Figure 6 - Recherche des appariements suivant la normale aux points de la glène (en rouge).

### 1.3.2.2 *Distribution de référence*

Toute mesure résultant d'un indice nécessite pour être exploitable d'être comparée à une mesure que l'on sait correspondre à une situation de référence. La référence est pour nous une situation où la glène et la tête humérale sont cohérentes l'une par rapport à l'autre. En effet, notre objectif est de déterminer si la situation interosseuse résultant du mouvement estimé conduit ou non à une position physiologique. La distribution de distances que nous cherchons à exploiter doit de même être comparée à une distribution correspondant à une situation de cohérence de l'articulation. Le seul instant de cohérence à notre disposition est l'instant initial car il est issu de l'acquisition IRM que l'on sait correspondre à une situation physiologique. **La distribution des appariements qui nous servira de référence sera donc celle de la configuration osseuse issue de la segmentation IRM.**

Nous faisons ici implicitement l'hypothèse que la distribution n'évolue pas de manière significative au cours du mouvement ce qui n'est pas exactement vrai dans la réalité. En effet, Soslowsky [SOS91] ayant montré que la surface de contact évoluait en fonction de la position, la forme de la distribution devrait évoluer également. Soslowsky a montré que pour un mouvement d'abduction, la surface de contact augmentait de 0,87 cm<sup>2</sup> jusqu'à 5,07 cm<sup>2</sup> pour une amplitude du mouvement égale à 120° puis diminuait jusqu'à 2,59 cm<sup>2</sup> pour une amplitude de 180°. Il faut par conséquent utiliser une mesure qui sera robuste à des évolutions modérées de la distribution des distances.

### 1.3.2.3 *Description mathématique de l'indice proposé*

L'indice que nous cherchons à construire a pour objectif de mesurer la congruence glénohumérale. Il s'agit par conséquent de vérifier, dans le cas de l'articulation scapulothoracique, que la tête reste au cours du mouvement dans une configuration équivalente vis-à-vis de la glène à la position de référence. Cela implique que :

1. les points appariés se trouvent à une distance semblable à la situation de référence,
2. le nombre de points appariés est proche du nombre obtenu dans la situation de référence.

Ces 2 points sont nécessaires et complémentaires. Il est en effet facile d'imaginer des scénarios où seul un des points est respecté alors que la congruence est perdue (figure 7).

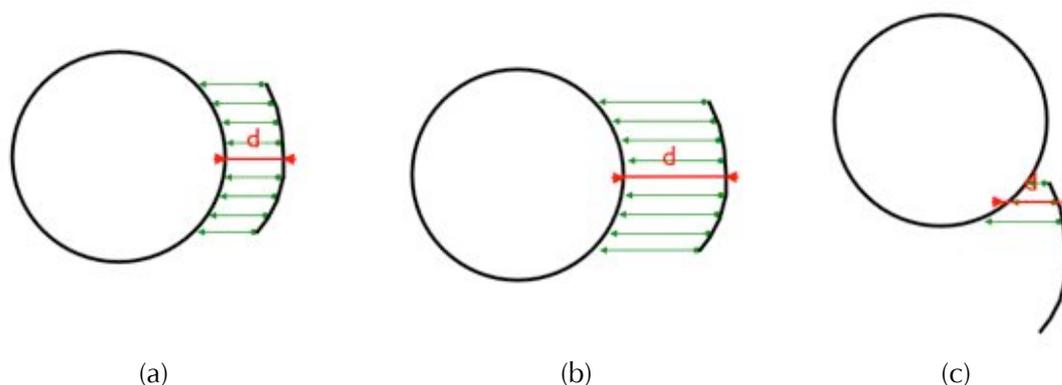


Figure 7 - La flèche rouge symbolise la distance entre la tête humérale et la glène et les traits verts le nombre de vis-à-vis. (a) situation de référence (cohérence) – (b) le nombre de vis-vis est conservé alors que la distance entre les 2 structures augmente – (c) la distance moyenne entre les 2 structures est conservée alors que le nombre de vis-à-vis diminue.

Dans la figure 7 (c), uniquement la distance moyenne reste constante. Si l'on s'intéressait à la distribution dans son ensemble on noterait évidemment des différences avec la situation de la figure 7 (a).

La mesure que nous proposons comporte 2 termes. Le premier est lié à la distance moyenne et le second au nombre de vis-à-vis. Afin d'ajouter de la robustesse à notre étude nous avons utilisé des fonctions de poids à l'aide d'estimateurs de Tukey. Il est nécessaire de préciser les points de rejet  $r_{moy}$  et  $r_{vav}$  que nous utiliserons pour régler les fonctions de poids. Boileau [BOI97] mesure par pointage numérique un diamètre moyen de la tête humérale égal à 46,2 mm. Nous avons estimé qu'une variation de plus de 1/3 du diamètre moyen de la tête humérale (c'est-à-dire environ 15 mm) de la distance moyenne entre la glène et la tête correspondait à une position non physiologique. Si l'articulation scapulohumérale était composée de 2 surfaces, l'une concave et l'autre convexe, de même rayon de courbure, la distance de la glène à la tête humérale serait identique en chaque point de la glène. Outre le fait que nous ne pouvons affirmer que l'articulation scapulohumérale possède cette géométrie particulière, les erreurs de segmentation ainsi que la non-prise en compte des parties cartilagineuses, font qu'il existe une certaine dispersion des distances des points de la glène vers la tête humérale. Cette dispersion peut être estimée par l'écart-type des distances mesurées à l'instant de référence,  $\sigma_0$ . Afin de prendre en compte, ces erreurs et laisser un peu plus de marges à une articulation qui aurait été mal segmentée, nous avons finalement fixé le point de rejet  $r_{moy}$  à  $(15 + \sigma_0)$ . La distance avec un point apparié appartenant à la zone de frottement est fixée arbitrairement à zéro.

Le terme mesurant la différence entre les moyennes s'écrit :

$$w_d(t) = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{M_{ref} - M_{etude}(t)}{r_{moy}}\right)^2\right)^2 & \text{si } |M_{ref} - M_{etude}(t)| < r_{moy} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (3)$$

avec  $M_{ref}$  la moyenne à l'instant de référence et  $M_{etude}$  la moyenne de l'instant dont on cherche à mesurer la congruence.

En ce qui concerne le point de rejet de la fonction de poids liée au nombre de vis-à-vis, il a été choisi de telle manière que le poids soit nul si la glène n'avait plus de vis-à-vis. Le point de rejet  $r_{vav}$  est par conséquent égal au nombre de points appariés à l'instant de référence. Le terme mesurant la différence de vis-à-vis s'exprime ainsi :

$$w_{vav}(t) = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{V_{ref} - V_{etude}(t)}{r_{vav}}\right)^2\right)^2 & \text{si } |V_{ref} - V_{etude}(t)| < r_{vav} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4)$$

avec  $V_{ref}$  le nombre de points appariés à l'instant de référence et  $V_{etude}$  le nombre de points appariés de l'instant dont on cherche à mesurer la congruence.

La mesure finale est le produit des 2 termes que nous venons de définir :

$$I_{glénohumérale}(t) = w_d(t) \cdot w_{vav}(t) \quad (5)$$

Il est intéressant de noter que comme  $w_d$  et  $w_{vav}$  sont compris entre 0 et 1, notre mesure  $I_{glénohumérale}$  l'est aussi. La normalisation de la mesure permet de faciliter des comparaisons entre des sujets différents. L'indice défini dans ce paragraphe sera maintenant appelé **l'indice lié à la congruence glénohumérale**.

#### 1.3.2.4 Validation de l'indice lié à la congruence glénohumérale sur simulations

Ce paragraphe a pour objectif de comparer notre indice aux nombreuses mesures de distance entre histogrammes disponibles et que nous avons déjà présentées. Afin de vérifier que l'indice que nous avons construit est le plus adapté à notre situation, nous avons comparées les différentes mesures dans 5 configurations types de l'articulation scapulohumérale. Ces configurations simulées sont (figure 8) :

- l'omoplate et la tête humérale sont dans la position issue de l'IRM. Cette position servira de référence,
- la tête humérale subit une rotation contrainte autour du centre de la tête par rapport à la situation de référence,
- la tête humérale est en collision avec la glène,
- la tête humérale est en collision avec l'acromion,
- la tête humérale est hors de la zone de recherche c'est-à-dire qu'elle n'est plus du tout en vis-à-vis avec la glène.

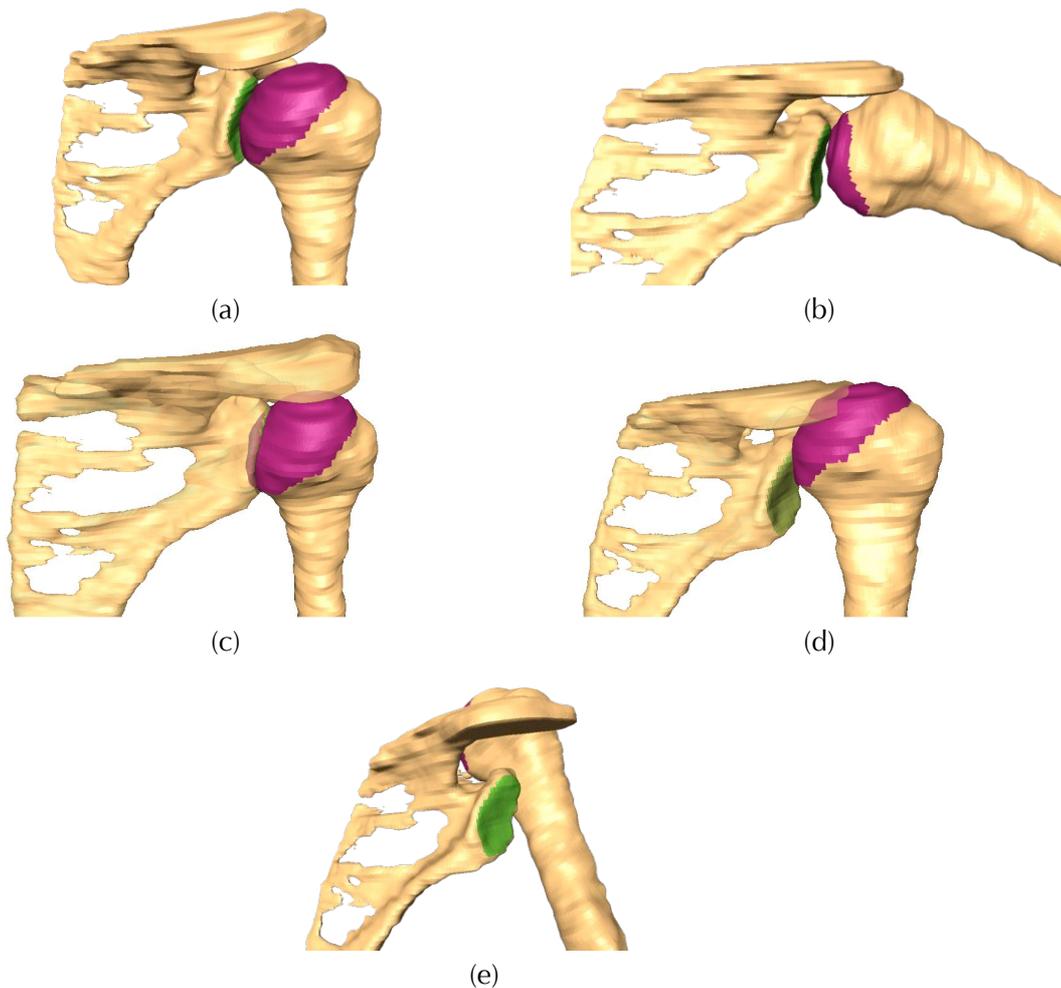


Figure 8 - Configurations simulées de l'articulation scapulohumérale servant au test des mesures de comparaison des distributions des distances – (a) position de référence – (b) rotation de la tête humérale autour de son centre – (c) collision de la tête humérale et de la glène – (d) collision de la tête humérale et de l'acromion – (e) absence de vis-à-vis entre la tête humérale et la glène – pour les cas (c) et (d), l'omoplate apparaît en transparence afin de mettre en évidence les collisions.

La comparaison de 2 histogrammes dépend de la manière dont celui-ci est construit. La première étape est de déterminer le nombre de classes  $N$  qui sont utilisés. Celui-ci est en généralement déterminé par la formule suivante :

$$N = \sqrt{P}$$

avec  $P$  le nombre de valeurs qui servent à construire l'histogramme. Il s'agit donc au maximum du nombre de point sur la glène. Le maillage de la glène comportant approximativement 750 à 850 sommets, nous prendrons  $N$  égale à 30. La largeur  $L$  de chaque barre est déterminée en fonction des valeurs minimales  $V_{min}$  et maximales  $V_{max}$  des mesures. Nous avons ensuite :

$$L = \frac{V_{max} - V_{min}}{N}$$

La distance minimale est zéro et correspond à une collision et la distance maximale que nous avons trouvée est égale à 30 mm. La largeur  $L$  des barres est donc égale à 1 mm.

La position initiale est l'instant de référence. La valeur de l'indice pour cette position correspond donc à la valeur "parfaite". Il s'agit de la comparaison de la distribution de référence avec elle-même. Le cas de rotation autour du centre de la tête correspond à la simulation d'un mouvement réaliste. La mesure dans cette position doit ainsi être aussi proche que possible de la valeur de référence. Les cas de collision de la tête avec la glène ou l'acromion correspondent à des situations non physiologiques mais ne sont toujours pas des situations extrêmes. Nous attendons donc pour ces 2 situations des valeurs intermédiaires. Enfin la situation extrême où la tête humérale n'est plus du tout en vis-à-vis avec l'acromion doit avoir la mesure la plus éloignée de la mesure de référence. Le tableau 1 présente les résultats que nous avons obtenus.

La mesure utilisée pour la comparaison des histogrammes cumulés est la norme  $L1$ . Nous avons aussi testé la norme  $L2$  qui donnait des résultats très semblables. C'est pourquoi nous ne présenterons pas ici ces résultats. En ce qui concerne la mesure utilisant les moments statistiques, plusieurs pondérations ont été étudiées. Les résultats présentés ici correspondent à une pondération égale de tous les moments.

	(1) Référence	(2) Rotation	(3) Collision glène	(4) Collision acromion	(5) Sans vis-à-vis
$d_{L1}$	0	713	669	513	587
$d_{L2}$	0	253	322	289	313
$d_{\chi^2}$	0	452	652	432	587
$d_{mom}$	0	97	42	56	69
$d_{cumul\ L1}$	0	3936	13649	13238	16437
$d_l$	1	0,51	0,02	0,17	0
$d_q$	0	197	482	458	573
$I_{glénohumérale}$	1	0,86	0,10	0,14	0

Table 1 - Résultats de mesures de congruence sur les 5 situations de tests : (1) position initiale – (2) rotation de la tête humérale autour de son centre – (3) collision de la tête humérale et de la glène – (4) collision de la tête humérale et de l'acromion – (5) absence de vis-à-vis entre la tête humérale et la glène.

La distance  $L1$  et la mesure basée sur les moments statistiques donne des résultats où la rotation contrainte de la tête humérale donne les pires résultats. Ces résultats ne correspondent absolument pas au résultat souhaité dans le cadre de notre application et ces mesures ne seront pas utilisées. La distance  $L2$  et la statistique du  $\chi^2$  ne permettent pas de différencier les différentes situations. Les valeurs sont très proches et ne discriminent pas correctement une position où l'articulation est non-cohérente, d'une position où l'articulation l'est. Ces mesures sont donc aussi rejetées.

L'utilisation des histogrammes cumulés associée à une norme  $L1$ , la distance quadratique, ainsi que le diagramme d'intersection permettent de discriminer de manière efficace la rotation

contrainte des situations de collision. L'indice le plus mauvais est bien obtenu lorsque la tête humérale n'est pas en vis-à-vis de la glène. Ces 3 mesures respectent donc le cahier des charges que nous avons fixé dans les 5 situations d'étude. Nous pouvons cependant leur reprocher de proposer des valeurs pour la situation de rotation contrainte encore relativement éloignée de la valeur de référence. **Les distances standards de la littérature manquent donc de discrimination dans la mesure de la situation articulaire.**

Dans le cas de l'indice spécifique que nous avons construit, nous observons que la situation de la rotation est beaucoup mieux notée qu'avec les mesures précédentes. La mesure est relativement proche de la mesure de référence. Les situations de collisions sont au contraire très pénalisées. L'indice surfacique que nous proposons est par conséquent plus adapté pour différencier les situations physiologiques et non physiologiques.

### 1.3.3 Discussion et perspectives

Si nous étudions plus en détail le fonctionnement de l'indice dit de *vis-vis pondéré* que nous avons construit nous pouvons mettre en évidence plusieurs cas :

- *La tête humérale entre en collision avec la glène.* Dans ce cas-là, la distance moyenne diminue et le nombre de points appariés également. La pénalisation se fait donc sur les 2 termes et l'indice décroît très rapidement. Cette décroissance est cependant retardée par la zone de frottement que nous avons introduite lors de la recherche des appariements.
- *La tête humérale s'éloigne de la glène suivant une direction normale à celle-ci* (figure 8 (b)). Dans ce cas-là le nombre de points appariés reste identique mais la distance moyenne évolue. L'indice diminue uniquement en raison du terme  $w_d$  (équation 3). La dislocation est par conséquent moins pénalisée que la collision. Cependant, le point de rejet de l'estimateur de Tukey étant égal à la distance moyenne des points appariés dans la situation de référence et la tête humérale étant proche de la glène, la décroissance de l'indice reste rapide.
- *La tête humérale se déplace dans un plan parallèle à la glène.* Dans ce cas-là, la distance moyenne n'évolue que faiblement. Par contre, en s'éloignant d'une position de vis-à-vis avec la glène, le nombre de points appariés va diminuer. La pénalisation se fait grâce au terme  $w_{vav}$  (équation 4). La décroissance se fait cependant de manière moins rapide car il faut un déplacement plus important pour faire diminuer le nombre d'appariements. Cette décroissance plus lente a l'avantage de permettre de potentielles petites translations de la tête humérale par rapport à la glène et de ne pas autoriser uniquement des rotations autour du centre de la tête humérale.

L'indice que nous venons de décrire s'est montré plus sélectif que les mesures de la littérature pour distinguer les situations de cohérence de l'articulation scapulohumérale. L'utilisation d'estimateurs de Tukey pour la fonction de poids rend l'indice moins sensible à de petites variations de configurations. Ces variations sont tout à fait naturelles même dans une estimation parfaite du mouvement. Nous citerons de nouveau l'étude de Soslowsky [SOS91] qui a montré

que la surface de contact évoluait au cours du mouvement. De plus, les surfaces articulaires sont entachées d'erreurs dues à l'acquisition IRM et à la segmentation des structures osseuses. L'introduction de robustesse dans l'indice était donc très importante. De plus, **le fonctionnement de l'indice autorise des petites translations dans un plan parallèle à la glène et pénalise au contraire fortement les situations de collision et de dislocation.**

L'indice que nous proposons permet donc d'évaluer l'état articulaire de manière plus fiable que les mesures jusque là utilisées dans la littérature. Nous rappellerons d'ailleurs que dans la littérature biomédicale, seule la distance de séparation permettait de suivre dynamiquement la cohérence articulaire. Dans certains cas, des cartes de distances étaient par ailleurs mises en avant mais aucun outil ne permettait de les comparer entre elles et par conséquent aucune possibilité de les utiliser lors d'un suivi du mouvement. Nous avons construit notre indice à partir de 2 facteurs primordiaux pour la cohérence articulaire, le nombre de vis-à-vis entre la glène et la tête humérale ainsi que la distance entre les 2 structures osseuses. Le terme correspondant au nombre de vis-à-vis reflète l'étendu de la surface de contact articulaire entre les 2 os. La construction de l'indice à partir de ces 2 valeurs a fait l'objet de choix que nous avons justifiés dans une certaine mesure et vérifiés dans une série de situations test simulées. Il est cependant important de souligner les choix que nous avons fait afin de faciliter d'éventuelles évolutions et améliorations de l'indice.

Le premier choix est la détermination des fonctions de poids. Nous avons choisi un estimateur de Tukey afin d'autoriser une certaine dispersion autour de la valeur de référence sans que le poids soit excessivement pénalisé. Cela nous semblait important dans la mesure où la situation de référence est à la fois empreinte des erreurs de segmentation et d'erreurs potentielles dues au recalage contraint. Cependant, il est tout à fait envisageable, dans des conditions plus favorables, ou des applications différentes de choisir un estimateur plus sélectif. Il est aussi envisageable dans l'absolu de prendre 2 estimateurs différents pour noter la moyenne des distances ainsi que le nombre de vis-à-vis. La sélectivité de l'estimateur de Tukey est elle-même paramétrable à travers le choix du point de rejet. Les choix que nous avons décrit mériteraient certainement d'être approfondis afin de vérifier si possible leurs caractères optimaux en particulier en ce qui concerne la détermination des points de rejet.

Une fois les 2 poids calculés, la manière de les associer était aussi très importante. Plusieurs approches pouvaient être envisagées :

- Le *minimum des 2 poids* est conservé. Cette approche n'est pas la plus intéressante car elle réalise un choix binaire et ne prend pas en compte simultanément l'influence des 2 poids dans la construction de l'indice final.
- La *moyenne des 2 poids* est retenue. Cette approche où chacun des 2 poids participe de manière égale à la construction de l'indice peut être généralisée en affectant une pondération différente aux 2 termes et ainsi favoriser l'un ou l'autre. Cette approche qui peut sembler attractive dans un premier temps, est en réalité relativement limitée. En effet, le fait d'utiliser une somme pondérée des 2 poids a pour effet que même dans le cas où l'un des 2 termes est nul, l'indice final ne l'est pas forcément et pourrait

même conserver une valeur élevée. Imaginons par exemple que l'indice favorise le terme notant le nombre de vis-à-vis et que l'humérus soit toujours en face de la glène mais largement disloqué (Figure 7 (b)). Dans ce cas, le poids notant la moyenne sera proche de 0 et celui notant le nombre de vis-à-vis proche de 1. L'indice final sera par conséquent également proche de 1 sans que la situation articulaire ne soit physiologique.

- L'indice final est égal au *produit des 2 poids*. Cette méthodologie est celle que nous avons retenue car ce choix a l'avantage de prendre en compte l'influence des 2 termes. L'indice final étant égal au produit de 2 termes, il a d'une certaine manière un comportement quadratique et est par conséquent relativement sélectif. Il suffit qu'un des 2 poids soit faible pour que l'indice final le soit également. Il est possible d'amplifier ou de réduire cet effet en réglant le facteur  $N$  de l'équation suivant :

$$I_{cohérence} = (w_d \cdot w_{vav})^N$$

Sur les quelques tests que nous avons pu cependant mener, le choix de  $N = 1$ , semblait donner des résultats raisonnables.

Ainsi 2 pistes mériteraient d'être approfondies afin de construire un indice encore plus performant :

- l'étude de l'influence de la forme de la fonction de poids, qui inclut le choix de son point de rejet,
- la manière de fusionner les 2 poids en un indice unique.

## 1.4 Conclusion

L'objectif de cette section était de formaliser la description de mesures permettant de quantifier la cohérence articulaire et ainsi de déterminer si la position relative des os était physiologique. Dans notre étude, il s'agit de l'articulation scapulohumérale. Le premier indice est lié à un modèle biomécanique de l'articulation où celle-ci est modélisée par une liaison rotule. Cet indice a pour avantage d'être simple d'utilisation mais comme tout modèle fait des hypothèses sur le fonctionnement de l'articulation. Même si l'étude de la littérature montre que ce modèle est adapté aux situations standards, il tout à fait possible de s'interroger sur sa signification lors de son utilisation sur des mouvements pathologiques.

Nous avons ensuite défini 2 indices qui reposent sur des critères anatomiques. Le premier s'intéresse à l'étude de l'espace subacromial. La mesure qui nous a semblé la plus adaptée à ce critère est la distance de séparation. Il s'agit de la distance minimale qui sépare l'acromion de la tête humérale. En ce qui concerne le rapport entre la tête humérale et la glène l'utilisation de l'information de forme, c'est-à-dire des surfaces articulaires, s'est imposé. Les mesures de comparaison de distributions de la littérature se sont révélées soient inadaptées à notre étude, soit insuffisamment discriminantes. Une mesure spécifique à l'étude de la congruence glénohumérale a finalement été proposée. Celle-ci est une combinaison robuste d'un critère lié à la moyenne des distances et d'un second lié au nombre de points en vis-à-vis entre la tête

humérale et la glène. Cette nouvelle mesure s'est avérée efficace pour différencier les situations non physiologiques des situations physiologiques.

L'ensemble des indices de la littérature et ceux que nous avons proposés ne sont pas à considérer sur le même plan et une hiérarchisation dans leur utilisation peut être introduite. La première étape est de déterminer si la situation que l'on étudie est physiologique ou pas. Cette étape est particulièrement importante lorsque l'on sait que l'analyse du mouvement est potentiellement erronée. Au contraire, lors d'une analyse par IRM ou CT, cette étape sera facultative. La comparaison par rapport à un modèle constitue l'approche la plus globale et permet une première appréciation de la situation. Un deuxième degré d'analyse suit à travers la considération d'informations morphologique 3D. Nous avons pour cela proposé 2 indices : un spécifique à l'estimation de l'espace subacromial et un second qui s'intéresse à la congruence entre la glène et la tête humérale. L'étude de l'ensemble de ces indices doit permettre de déterminer si la situation correspond à une situation possible. **Ils permettent donc de dire si le mouvement estimé est physiologiquement possible.** Dans le cas affirmatif, il est alors possible de passer à la quantification précise des relations interosseuses et l'on se rapportera alors à des mesures du type de la comparaison des courbures locales, des surfaces de contacts ou encore l'évolution de distances entre repères osseux.

## 2 Applications des mesures de cohérence à des situations réelles

La section précédente a fait l'objet de la définition et de la description d'indices qui quantifient la cohérence de l'articulation scapulohumérale. L'objet de cette partie est d'appliquer ces indices à des mouvements réels sur 4 sujets mesurés à partir d'un système optoélectronique à marqueurs cutanés passifs et d'étudier l'influence de plusieurs paramètres.

L'acquisition de la morphologie osseuse et son recalage dans l'espace de l'analyse du mouvement sont réalisés suivant le protocole qui a fait l'objet du chapitre 5. L'acquisition du mouvement de la scapula a été réalisée à l'aide d'une nappe d'environ 120 marqueurs (de 119 à 123 marqueurs suivant les sujets) de manière à recouvrir l'ensemble de l'omoplate à l'instant initial. L'estimation du mouvement a également été réalisée sur des nappes réduites recouvrant respectivement l'acromion ainsi que l'acromion et le haut de la face postérieure de l'omoplate (figure 9).

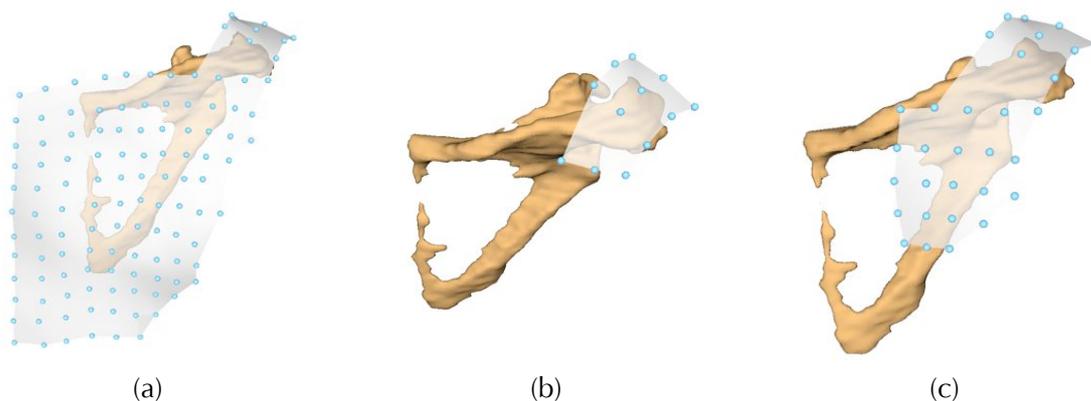


Figure 9 – Forme des nappes de marqueurs utilisées pour estimer le mouvement de l’omoplate – (a) nappe entière (environ 120 marqueurs) – (b) acromion (9 marqueurs) – (c) acromion étendu (environ 32 marqueurs).

La forme de la nappe sur l’humérus a évolué d’un sujet à l’autre (figure 10). De manière générale, cette nappe se compose cependant d’un ensemble d’une quinzaine de marqueurs techniques placés sur le milieu de la face externe du bras auxquels s’ajoute un marqueur placé sur l’épicondyle latéral. La forme des nappes de l’humérus pour les différents sujets est présentée par la figure suivante :

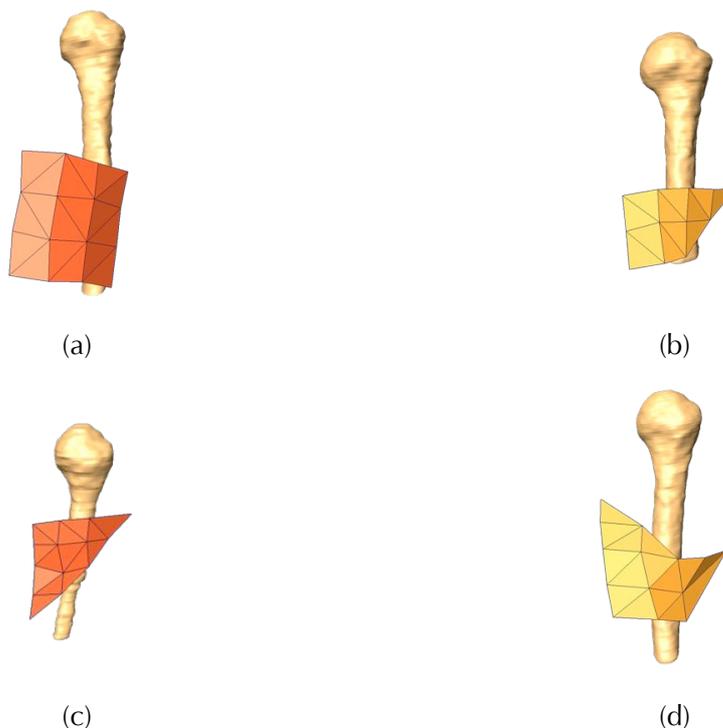


Figure 10 – Forme des nappes de marqueurs utilisées sur l’humérus pour les 4 sujets – (a) Sujet 1 (16 marqueurs) – (b) Sujet 2 (12 marqueurs) – (c) Sujet 3 (14 marqueurs) – (d) Sujet 4 (14 marqueurs) – le marqueur placé sur l’épicondyle latéral n’apparaît pas sur cette figure.

Les principales caractéristiques morphologiques des 4 sujets ayant participé à cette étude sont présentées dans le tableau 2. Ces caractéristiques sont le poids, la taille de chacun des sujets ainsi que l'Indice de Masse Corporel (IMC) qui sert en général à mesurer des situations de surcharge pondérale ou au contraire de maigreur. Pour un adulte, l'IMC devrait prendre des valeurs comprises entre 18,5 et 25. Des valeurs supérieures tendent à indiquer une surcharge pondérale. Il est à noter que les sportifs peuvent également avoir des IMC supérieur à 25 en raison de leur masse musculaire plus importante que la moyenne. Cependant, qu'il s'agisse de muscles ou de graisse, un IMC important, tendra à signifier l'existence d'une couche de tissu mou plus importante entre l'omoplate et la surface de la peau et par conséquent une mesure plus difficile du mouvement de l'omoplate.

	<b>Poids</b>	<b>Taille</b>	<b>Age</b>	<b>IMC</b>
<b>Sujet 1</b>	83	1,85	21	24,3
<b>Sujet 2</b>	68	1,59	24	26,9
<b>Sujet 3</b>	63	1,73	25	21
<b>Sujet 4</b>	81	1,76	25	26,1

Table 2 – Caractéristiques morphologiques des 4 sujets étudiés à l'aide des indices de cohérence articulaire.

Les sujets étaient allongés sur le ventre et ont réalisé un mouvement de flexion du bras d'amplitude 180°. Les sujets devaient réaliser le mouvement de flexion du bras contre une planche de bois afin de contraindre le mouvement du bras à un plan (figure 11).



Figure 11 – Situation expérimentale du mouvement de flexion du bras réalisé par les sujets lors de l'acquisition du mouvement qui suivait l'acquisition morphologique IRM.

Les paramètres qui sont analysés dans ce document sont :

- l'influence de la position de la nappe de marqueurs,
- l'influence de la non prise en compte de l'épicondyle latéral pour la nappe de l'humérus,
- l'influence de la méthode de correction des artefacts des tissus mous sur la cohérence articulaire.

Nous étudions donc différents choix de positionnement des marqueurs pour la nappe de l'omoplate et celle de l'humérus ainsi que l'influence de la méthode d'estimation du mouvement.

Les courbes d'un seul sujet sont présentées dans le corps de la thèse dans le but de ne pas surcharger la lecture du document. L'ensemble des résultats est cependant disponible dans l'annexe 4. Pour le sujet retenu, l'indice issu du modèle biomécanique de l'articulation glénohumérale ainsi que ceux issus des considérations anatomiques sont à chaque fois présentés.

La présentation des résultats sera précédée d'un paragraphe décrivant l'évolution de l'indice lié à la congruence glénohumérale sur 3 mouvements simulés : un mouvement de rotation pur, un mouvement de collision et enfin un mouvement de dislocation. Le but de ce paragraphe est de familiariser le lecteur avec à la compréhension de ces courbes sur des situations simples.

## **2.1 Evolution de l'indice lié à la congruence glénohumérale sur 3 mouvements simulés**

Nous rappelons que ce paragraphe n'a qu'un but didactique pour familiariser le lecteur à l'analyse des courbes de l'indice. Dans les simulations que nous présentons ici, la scapula est fixée et seul l'humérus est mobile. L'amplitude du déplacement de l'humérus est égale à 70°. Les 3 mouvements simulés sont :

- une rotation autour du centre de la tête humérale,
- une collision de la tête humérale et de la glène,
- une dislocation de l'articulation.

Les mouvements de collision et de dislocation correspondent respectivement à une translation de 20 mm vers la glène et en s'éloignant de la glène.

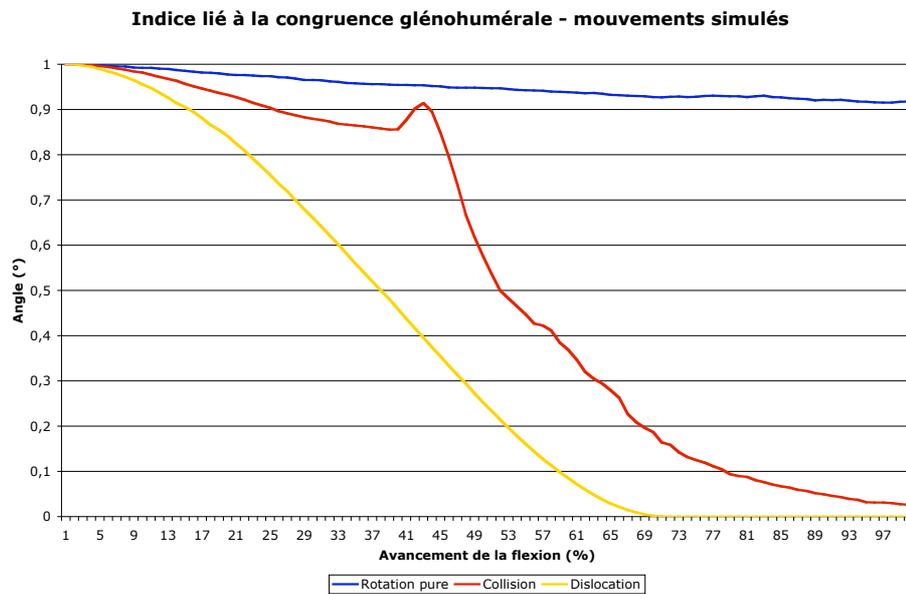


Figure 12 – Valeur de l'indice lié à la congruence glénohumérale pour les 3 mouvements simulés – en bleu, la rotation pure – en rouge la collision – en jaune, la dislocation.

Lors de la rotation pure, la valeur de l'indice de congruence reste toujours supérieure à 0,9 montrant ainsi que le mouvement est physiologiquement possible. Concernant le mouvement de collision, la chute de l'indice intervient relativement tardivement. Cela est dû à la zone de frottement que nous avons introduite. Les figures 12 et 13 montrent que malgré la collision, l'indice reste bon à 45% de l'élévation du bras. La zone de frottement dépassée, l'indice chute brutalement car la profondeur de collision devient trop importante pour être considérée comme du frottement et est par conséquent non physiologique. Enfin la dislocation progressive de l'articulation conduit également à une diminution de l'indice qui atteint une valeur nulle lorsque la dislocation est devenue très importante. Nous avons vu que l'indice prend une valeur nulle pour une variation de 15 mm de la distance moyenne des appariements à l'écart-type de ces distances près.

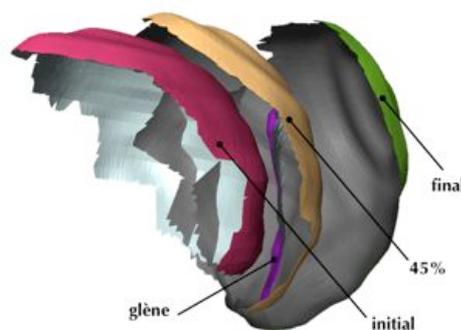
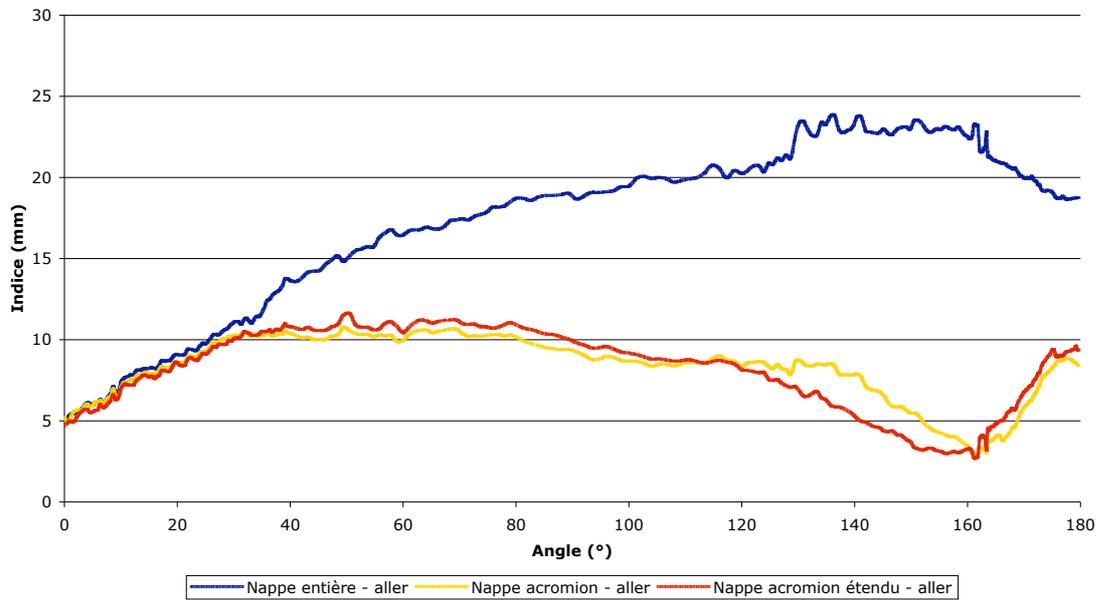


Figure 13 – Evolution de la position de la tête humérale au cours du mouvement de collision, la glène apparaît en violet – la position initiale en rose – à 45% du mouvement d'élévation de l'humérus en orange – la position finale en vert.

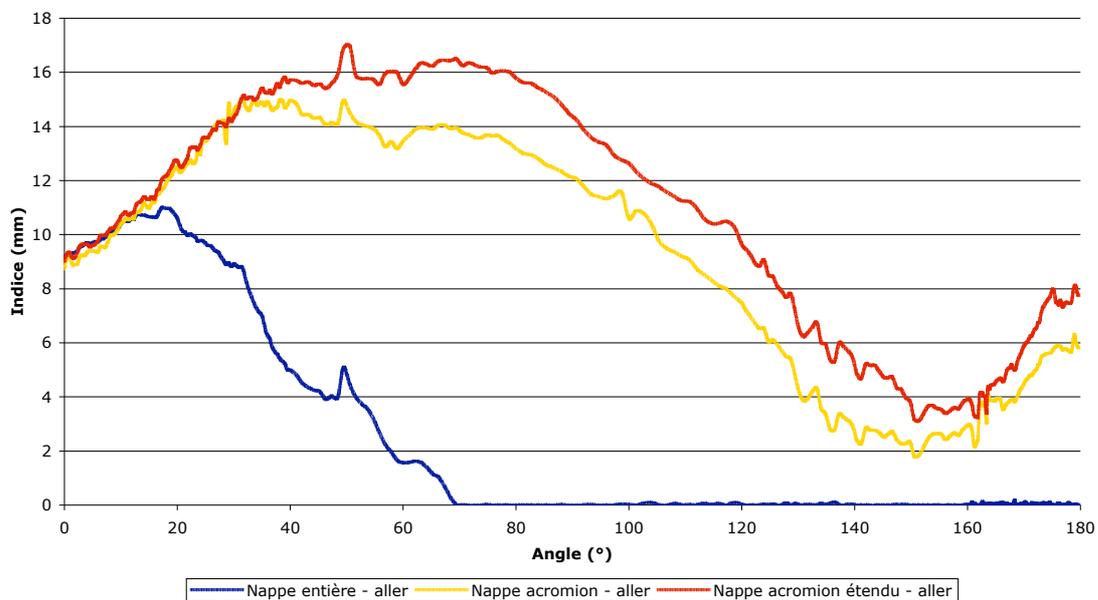
## 2.2 Influence de la position de la nappe de marqueurs sur la cohérence articulaire

Cette section va étudier l'influence du positionnement des marqueurs sur l'omoplate. Le mouvement de l'humérus sera toujours calculé en prenant en compte l'épicondyle latéral et en utilisant la méthode d'optimisation de Söderkvist [SOD93] (estimation de la matrice de rotation à l'aide d'une SVD). La nappe sur l'humérus étant réduite, il n'y avait pas d'intérêt particulier à utiliser l'IMCP. Le mouvement de l'omoplate est estimé à l'aide de l'IMCP sur les 3 types de nappes qui sont présentés à la figure 9 et qui sont une nappe recouvrant l'ensemble de l'omoplate, une nappe ne recouvrant que la face supérieure de l'acromion et enfin une nappe intermédiaire qui recouvre à la fois l'acromion et le haut de la face postérieure de l'omoplate. **Le seul paramètre qui varie ici est la forme de la nappe de marqueurs pour estimer le mouvement de l'omoplate.** Les résultats du sujet 3 sont présentés dans les figures suivantes (figure 14). Les autres sujets sont en annexe 4.

**Sujet 3 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



**Sujet 3 - Indice lié à l'espace subacromial**



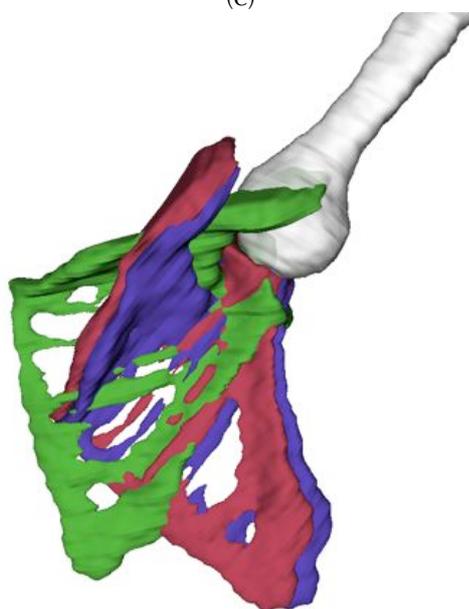
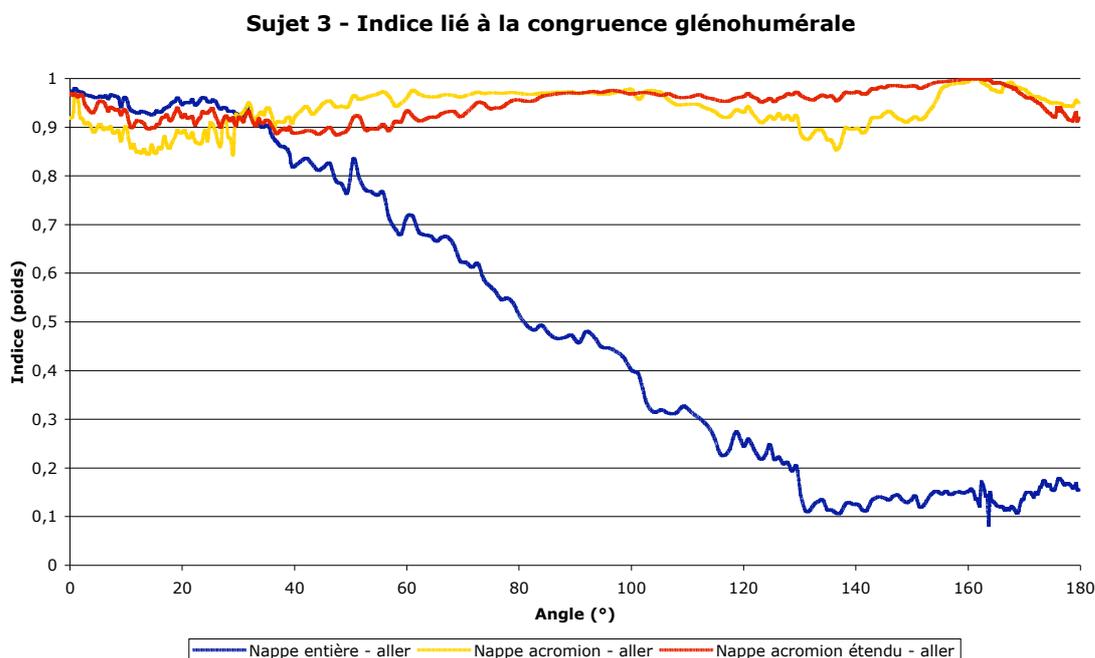


Figure 14 - Résultats de l'influence de la position et de l'étendue de la nappe de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 3 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la nappe entière apparaît en vert, celle estimée avec l'acromion en violet et celle avec l'acromion étendu au haut de la face postérieure de l'omoplate en rouge.

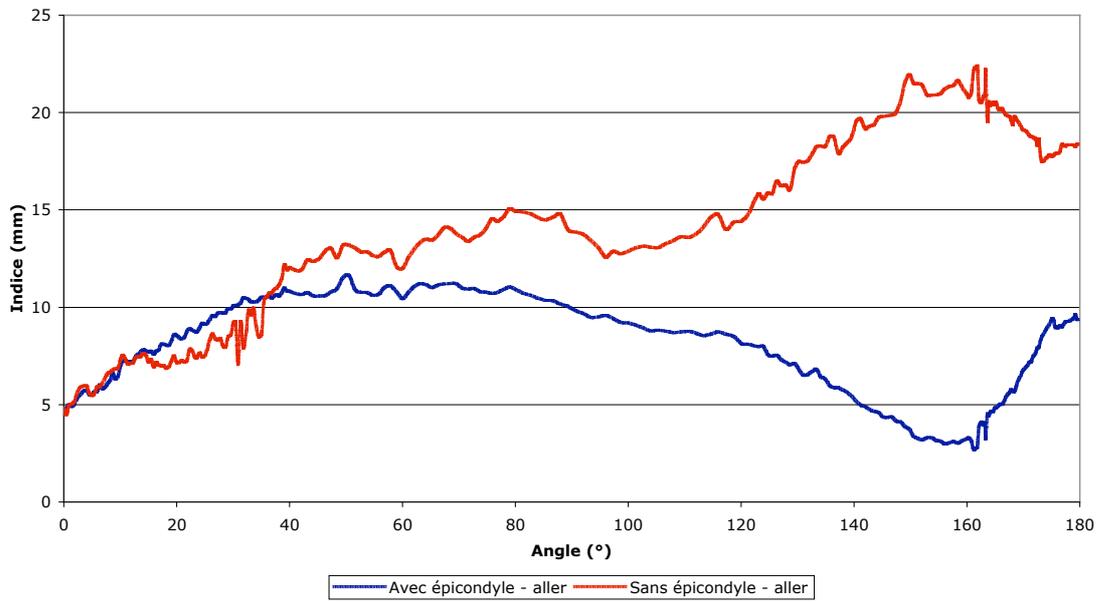
Le **sujet 3** présente des profils proches pour les mouvements estimés avec la nappe réduite à l'acromion et à l'acromion étendu. L'écart à 180° pour l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule est pour ces 2 indices proche de 10 mm contre près de 20 mm pour le mouvement estimé à partir de la nappe entière. L'indice lié à l'espace subacromial indique l'absence de collision entre l'humérus et l'acromion tout au long du mouvement pour les nappes liées à l'acromion alors que l'utilisation de la nappe entière conduit à une collision dès 70° à l'aller. En ce qui concerne l'indice lié à la congruence glénohumérale, les mouvements estimés à l'aide des nappes de l'acromion et acromion étendu produisent une bonne congruence jusqu'à 180°. L'indice obtenu en utilisant la nappe entière reste moins bon au cours de l'ensemble du mouvement. La valeur de l'indice chute ainsi dès 40°. L'image de la figure 14 (d) semble montrer que la position de l'omoplate estimée à l'aide des nappes de l'acromion et de l'acromion étendu permet une meilleure orientation de la glène par rapport à la tête humérale.

Sur les 4 sujets de l'étude, l'utilisation du mouvement estimé à partir de la nappe entière conduit à des indices de cohérence moins bons. Au vu de la position relative des os, en particulier à 180°, la nappe entière conduit à une sous-estimation du mouvement et par conséquent à une mauvaise orientation de la surface de la glène par rapport à la tête humérale. Même si les nappes de l'acromion et de l'acromion étendu conduisent à des valeurs d'indices relativement semblables pour les 3 premiers sujets, cela n'implique pas que les mouvements estimés sont identiques comme le montre clairement les figures illustrant la position relative des os à 180° (voir annexe 4). Même s'il est dur de conclure sur uniquement 4 sujets, **l'utilisation d'une nappe composée de marqueurs sur l'acromion et le haut de l'omoplate permet globalement l'obtention de la meilleure cohérence**. Nous avons déjà abouti à une conclusion convergente dans le chapitre 4 de ce document. Nous avons ainsi observé que la nappe entière conduisait à des résultats proches de la méthode de l'ISB qui est connue pour sous-estimer le mouvement de l'omoplate. Il est par ailleurs très intéressant de rappeler que la zone de la surface de la peau que nous avons délimitée correspond à celle utilisée en général pour placer le capteur magnétique qui sert à suivre le mouvement de l'omoplate [MCC01]. L'influence de la localisation du capteur magnétique n'avait pas été étudiée, et le placement pouvait ainsi paraître arbitraire. Les résultats que nous proposons ici confortent donc aussi la méthodologie actuellement utilisée lors de l'utilisation d'un capteur magnétique pour suivre le mouvement de l'omoplate.

### 2.3 Influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire

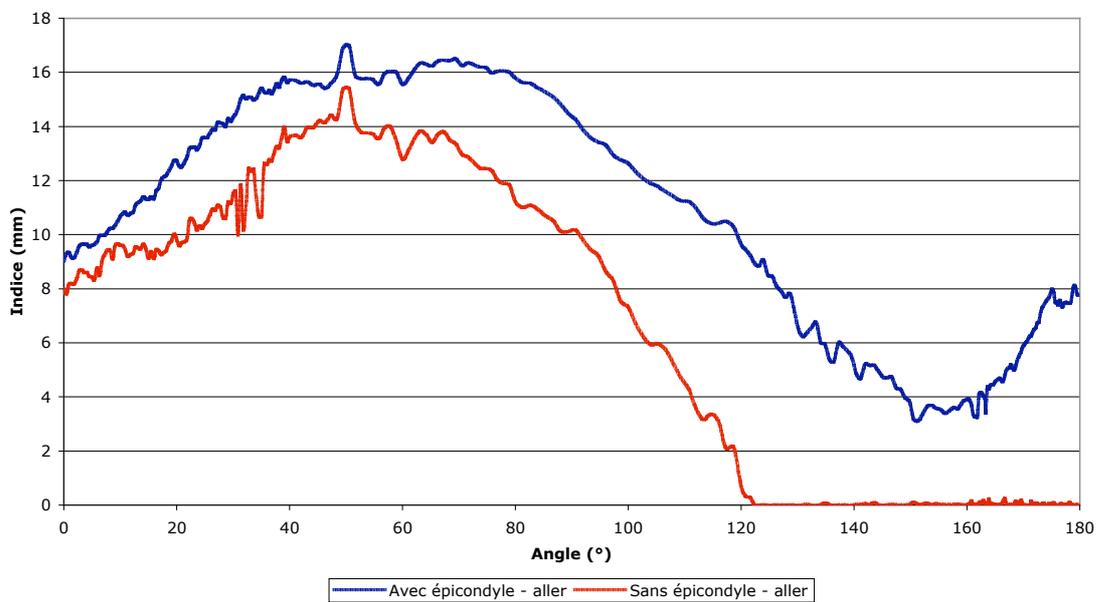
L'objet de cette section est d'étudier l'influence de la prise en compte ou non de l'épicondyle dans l'estimation du mouvement de l'humérus sur la cohérence de l'articulation scapulohumérale. La méthode d'optimisation utilisée pour l'humérus est celle proposé par Söderkvist [SOD93] (estimation de la matrice de rotation à l'aide d'une SVD). Le mouvement de l'omoplate a dans toutes les situations été estimé à l'aide de l'IMCP sur la nappe réduite à l'acromion étendu (figure 9 (c)). **Le seul paramètre qui varie est donc bien l'utilisation ou non du marqueur de l'épicondyle latéral pour estimer le mouvement de l'humérus**. Les résultats pour le sujet 3 sont présentés dans les figures suivantes. Les autres sujets sont en annexe 4.

**Sujet 3 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**

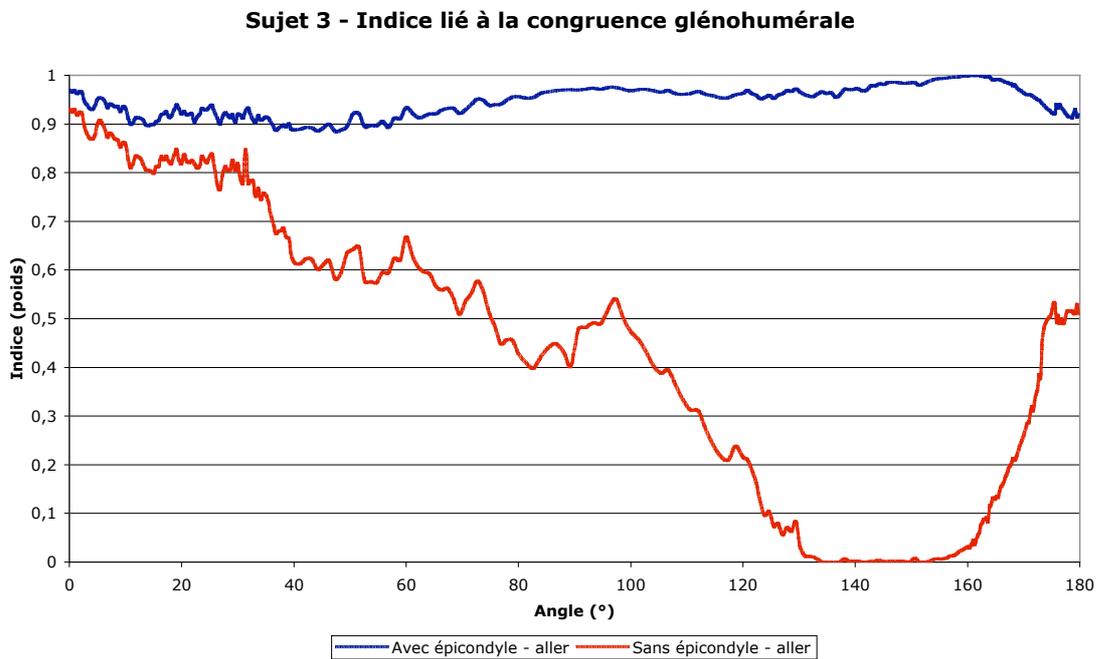


(a)

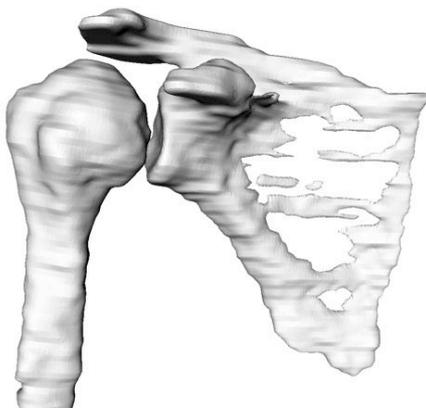
**Sujet 3 - Indice lié à l'espace subacromial**



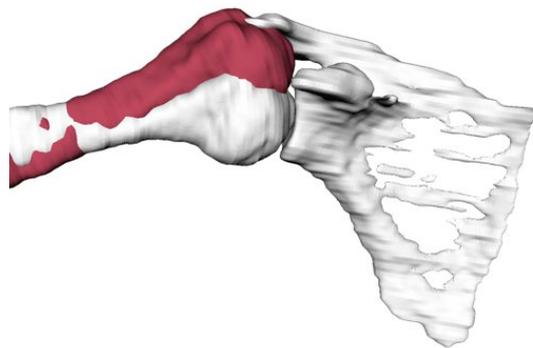
(b)



(c)



(d)



(e)

Figure 15 - Résultats de l'influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire pour le sujet 3 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 0° – (e) illustration de la position relative des os à 140° (aller) - la position de l'humérus estimée avec l'épicondyle apparaît en blanc et celle estimée sans l'épicondyle en rouge.

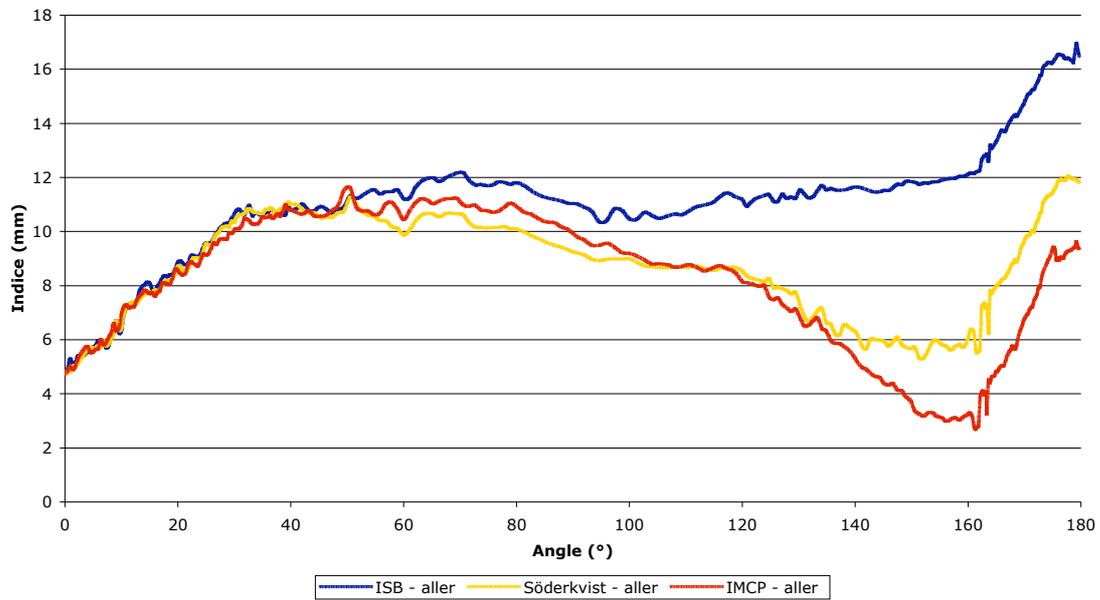
Pour le **sujet 3** (figure 15), l'indice est meilleur pour le mouvement estimé avec l'épicondyle à partir de 60°. A 180° de flexion, l'écart du centre de la tête humérale à sa position théorique est de 10 mm lorsque le mouvement est estimé avec l'épicondyle contre 17 mm sans l'épicondyle. L'indice lié à l'acromion montre une collision de l'acromion et de l'humérus à partir de 120° pour le mouvement estimé sans l'épicondyle. Cela signifie que l'écart mesuré à 180° avec l'indice biomécanique était lié à un déplacement supérieur de l'humérus lorsque le mouvement est estimé sans l'épicondyle. Le mouvement estimé avec l'épicondyle par contre ne présente pas de collision ni de dislocation. L'indice lié à la glène reste proche de 1 pour tout le mouvement concernant le mouvement estimé avec l'épicondyle indiquant une conservation de la cohérence articulaire tout au long de l'élévation de l'humérus. Par contre, en l'absence de l'utilisation de l'épicondyle, la valeur de l'indice décroît progressivement mais de manière significative. Cette décroissance est due à la translation supérieure mise en évidence par l'indice mesurant la distance subacromiale. Pour ce sujet, la cohérence articulaire pour le mouvement estimé avec l'épicondyle est excellente et approche un mouvement réel. Cependant, nous ne pouvons conclure que le mouvement que nous avons estimé correspond réellement au mouvement qui a vraiment été réalisé par l'articulation scapulohumérale ; il est simplement physiologique.

De manière générale pour les 4 sujets, **l'utilisation de l'épicondyle latéral pour estimer le mouvement de l'humérus contribue à une meilleure cohérence de l'articulation**. Cet apport est en particulier visible pour les amplitudes importantes du mouvement (à partir d'environ 120°) alors que pour des amplitudes plus faibles, les mouvements estimés sont beaucoup plus semblables. Les résultats présentés précédemment correspondent à un mouvement de l'omoplate estimé à l'aide d'une nappe placée sur l'acromion et le haut de l'omoplate. Les résultats de la nappe entière (figure 15 (a)) ou réduite à l'acromion (figure 15 (b)), n'ont pas été présentés mais conduisent à la même conclusion. L'estimation du mouvement de l'humérus est donc dépendante du placement des marqueurs et l'utilisation d'un marqueur sur l'épicondyle latéral favorise une meilleure cohérence du mouvement. D'ailleurs, l'ISB préconise d'utiliser des marqueurs placés sur les épicondyles latéral et médial pour estimer le mouvement de l'humérus. Notons que ce choix a été fait par l'ISB car ces 2 zones anatomiques sont des repères osseux facilement identifiables et non à la suite d'une étude montrant qu'il s'agissait d'un placement optimal pour l'estimation du mouvement de l'humérus. Notre étude contribue ainsi à valider ce choix. En montrant l'influence de l'épicondyle sur l'estimation du mouvement nous n'avons qu'ébauché l'étude du placement optimal des marqueurs sur l'humérus. Cependant, une piste à envisager serait d'augmenter le nombre de marqueurs au niveau de la partie distal de l'humérus. Cet ajout de marqueurs aurait pour conséquence de renforcer l'influence de cette zone anatomique et d'être moins sensible au bruit lors de l'estimation du mouvement.

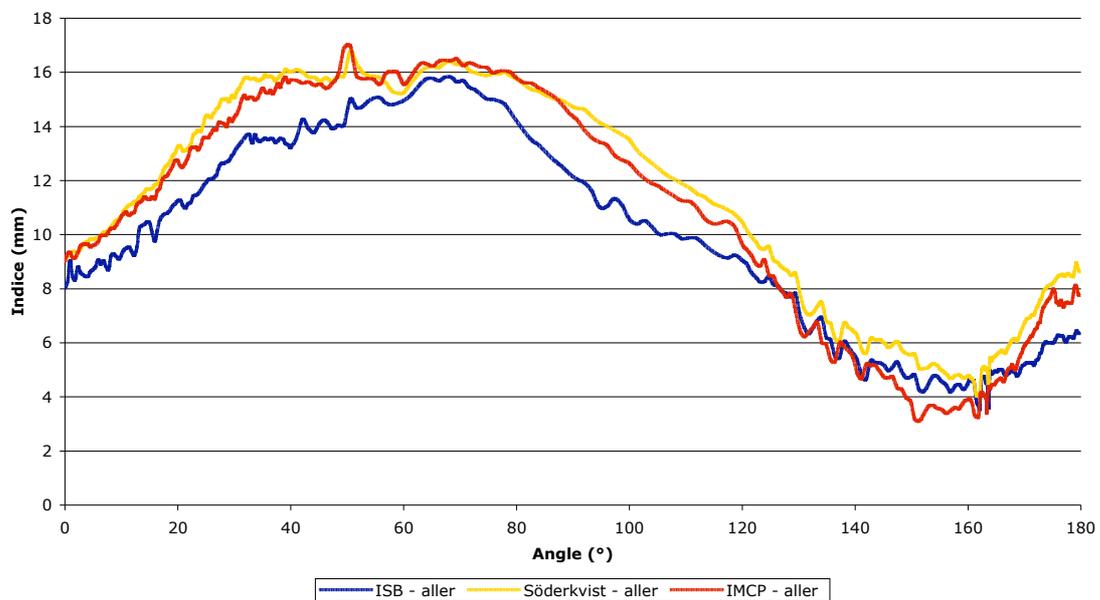
## 2.4 Influence du choix de la méthode de correction sur la cohérence articulaire

Suite aux 2 parties précédentes, nous avons déterminé un positionnement favorable des marqueurs sur l'humérus et sur la scapula pour l'estimation du mouvement de l'articulation scapulohumérale. L'objectif de cette partie est de comparer différentes méthodes d'estimation du mouvement pour l'omoplate, le mouvement de l'humérus restant toujours calculé en prenant en compte l'épicondyle latéral et en utilisant la méthode d'optimisation de Söderkvist [SOD93]. Le mouvement de l'omoplate est ici estimé soit à l'aide la méthode préconisée par l'ISB c'est à dire l'utilisation de 3 repères anatomiques, soit à l'aide de la méthode d'optimisation de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu, soit à l'aide de la méthode d'optimisation de l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu. La méthode de l'ISB n'utilise donc pas de nappe mais uniquement 3 marqueurs. Elle est tout de même ajoutée à ces tests car elle est une des méthodes les plus utilisée en pratique clinique. **Le paramètre qui varie dans ce test est donc la méthode choisie pour estimer le mouvement de l'omoplate.** Les résultats pour le sujet 3 sont présentés dans les figures suivantes (figure 16). Les autres sujets sont en annexe 4.

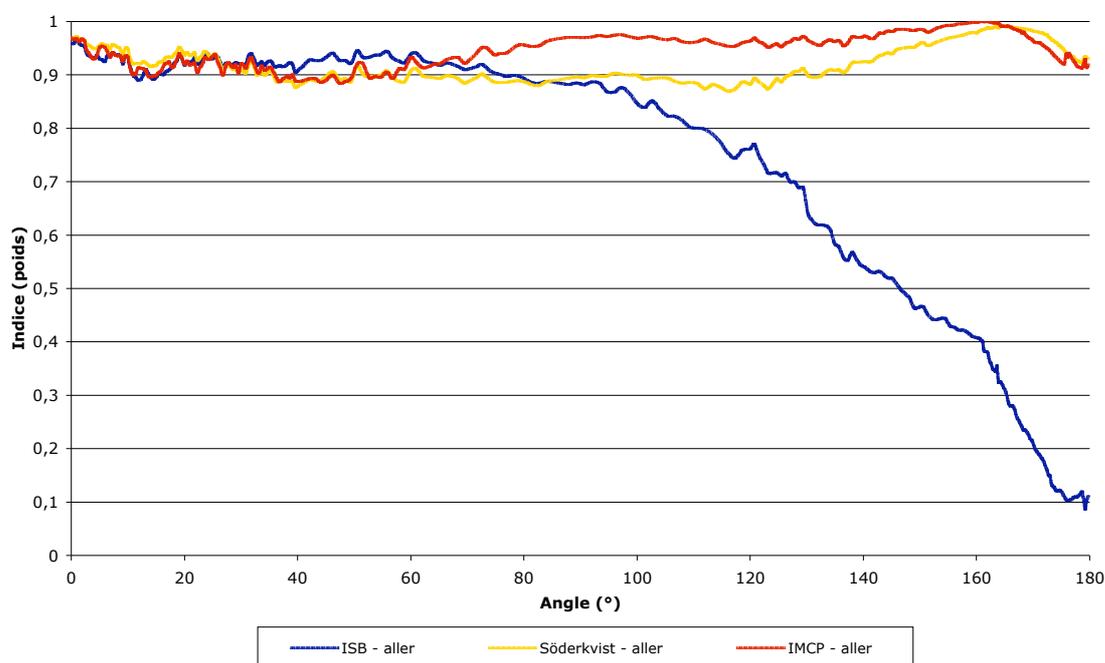
**Sujet 3 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



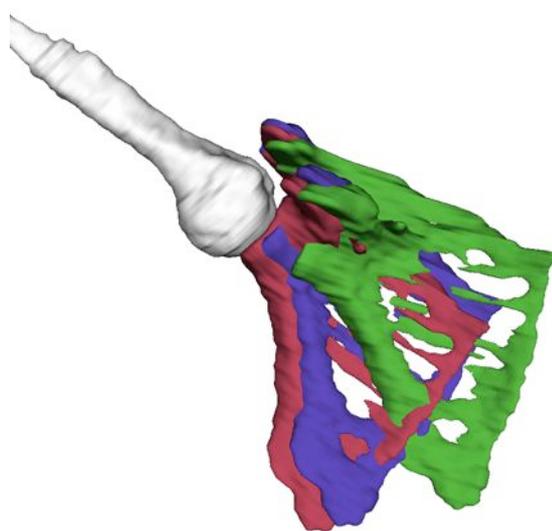
**Sujet 3 - Indice lié à l'espace subacromial**



**Sujet 3 - Indice lié à la congruence glénohumérale**



(c)



(d)

Figure 16 - Résultats de l'influence de la méthode d'estimation du mouvement de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 3 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la méthode de l'ISB apparaît en vert, celle estimée avec la méthode de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu en violet et celle avec l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu en rouge.

Le **sujet 3** présente des écarts faibles pour l'indice lié à l'indice biomécanique de type rotule pour les méthodes d'estimation du mouvement autre que l'ISB. L'écart est supérieur lorsque le mouvement est estimé à l'aide de l'ISB. L'écart entre les 2 groupes de méthode apparaît aux alentours de 110°. Les différences restent cependant réduites. L'indice de l'acromion confirme l'absence d'écart important. On notera aussi l'absence de dislocation au cours du mouvement. Concernant, l'indice lié à la congruence glénohumérale, l'indice est proche de 1, jusqu'à la flexion maximale lorsque le mouvement est estimé par l'IMCP ou Söderkvist. L'utilisation du mouvement estimé par la méthode de l'ISB entraîne quant à elle une diminution importante de la cohérence articulaire. La cohérence articulaire pour ce sujet est très bonne tout au long du mouvement. La figure 16 (d) tend encore à montrer une sous-estimation du mouvement par l'ISB qui se traduit par une mauvaise estimation de la glène par rapport à la tête humérale qui est particulièrement visible lors de la flexion maximale. Les indices de l'IMCP et Söderkvist ont des profils similaires.

La tendance, sur les 4 sujets de notre étude, est que le mouvement estimé par l'ISB conduit à une moins bonne cohérence de l'articulation. Le mouvement de l'omoplate est sous-estimé ce qui conduit souvent à des dislocations plus importantes et surtout à une mauvaise orientation de la glène par rapport à la tête humérale. Ces résultats confirment ceux que l'on avait déjà obtenus dans le chapitre 4 lors de la comparaison des amplitudes du mouvement de l'omoplate de l'ISB lors d'un mouvement de flexion du bras avec les amplitudes trouvées avec la palpation. **L'utilisation d'une estimation du mouvement à l'aide de la méthode proposée par Söderkvist ou de l'IMCP permet ainsi une meilleure cohérence articulaire.** Nous avons par ailleurs obtenu des profils d'indices très semblables pour Söderkvist et l'IMCP pour les 4 sujets. Ce résultat est également en accord avec le chapitre 4 où nous avons montré qu'il n'existait pas de différences statistiques significatives entre les estimations du mouvement réalisées par les 2 méthodes sur une nappe recouvrant l'acromion et le haut de la face postérieure de l'omoplate. Cette étude montre que les méthodes de correction des artéfacts de tissus mous dont fait partie l'IMCP, apportent une amélioration dans l'estimation du mouvement. La correction reste cependant imparfaite et plus ou moins efficace d'un sujet à l'autre comme le montre la différence entre les cohérences articulaires obtenues pour les sujets 2 et 3 (annexe 4).

### 3 Discussion et perspectives pour l'utilisation des mesures de cohérence

Les études que nous venons de présenter ont permis de mettre en application les indices articulaires que nous avons définis pour analyser la cohérence articulaire au cours du mouvement. L'application pratique des indices sur des situations réelles a permis de mettre en lumière un certain nombre de limitations qui n'étaient pas apparues dans les situations de test. Ces limitations sont autant de perspectives pour la définition d'indices de suivi de la cohérence plus performants.

L'indice lié au modèle biomécanique est une mesure de distance entre un point théorique et un point estimé. Il ne permet donc pas de connaître dans quelle direction s'effectue l'écart par

rapport au modèle théorique. Ainsi, l'absence de notion de direction rend impossible de différencier une collision d'une dislocation. Il serait relativement facile de résoudre cette limitation en étudiant l'écart suivant 3 axes plutôt que de ne conserver que la distance euclidienne. Cela revient cependant à travailler sur 3 indices plutôt qu'un seul. Le gain en informations s'obtient ainsi au détriment d'une facilité à exploiter les résultats. Par ailleurs, le sujet 1 lors des tests visant à comparer les mouvements estimés par l'ISB, Söderkvist, et l'IMCP a mis en évidence, qu'un écart faible par rapport à la théorie ne signifiait pas forcément une bonne estimation du mouvement. En effet, en supposant l'omoplate fixe, il existe une infinité de positions de l'humérus qui conduit à une valeur nulle de l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule, c'est-à-dire à une position estimée comme parfaite vis-à-vis du modèle. La figure 17 met en évidence ce phénomène. Cet indice n'est pas en mesure de proposer une représentation fine d'évolutions réduites dans l'articulation. Par contre, il peut quantifier et différencier entre elles des situations de collision/dislocation importantes. Cet indice biomécanique est par conséquent plus adapté à l'analyse globale de mouvements pouvant être empreints d'erreurs et pouvant conduire à des situations non physiologiques comme l'analyse par marqueurs externes. Il s'agit donc bien, comme nous l'avons déjà souligné, d'un indice à utiliser comme première étape pour déterminer la nature de l'état articulaire. Il ne s'agit pas d'un indice permettant une analyse détaillée.

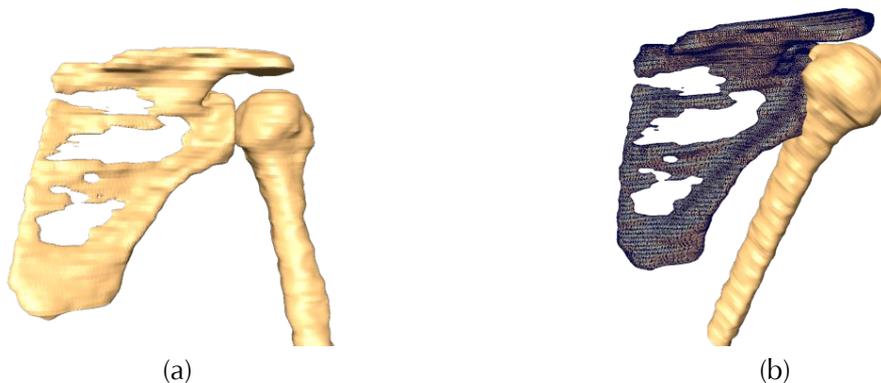


Figure 17 – Mise en évidence des limitations de l'indice biomécanique lié au modèle rotule. La position (a) montre la situation de référence. La position (b) montre une rotation autour du centre de la tête humérale conduisant à une valeur parfaite de l'indice par rapport au modèle alors que la situation est physiologiquement impossible.

L'indice lié à l'espace subacromial a pour vocation de vérifier qu'il existe toujours l'espace nécessaire pour les tissus mous entre l'humérus et l'acromion. La difficulté à utiliser cet indice de manière précise vient du fait que, la forme des tissus mous évoluant au cours du mouvement, l'espace leur étant nécessaire évolue également naturellement au cours du mouvement d'élévation du bras. La simplification que nous avons utilisée dans l'étude des 4 sujets est de prendre l'espace à l'instant initial comme l'espace de référence. De même nous avons signifié l'apparition d'une collision lorsque la valeur de l'indice prenait une valeur nulle. Cette affirmation est vraie en termes de collision osseuse mais il est nécessaire de rester

conscient que la situation non-physiologique apparaît avant la collision osseuse proprement dite. Par ailleurs l'indice dans sa forme actuelle ne fournit pas d'information concernant la profondeur de la collision lorsque celle-ci existe. Cela implique qu'il n'est pas possible de différencier une légère collision d'une autre beaucoup plus importante. Cette situation est une limitation quand il s'agit de différencier des mouvements non physiologiques entre eux. Il s'agit de la situation à laquelle nous sommes confrontés. En effet, les améliorations qui sont apportées à l'analyse du mouvement par marqueurs externes ne permettent pas encore d'atteindre le mouvement réellement réalisé par les os. Il s'agit par conséquent plutôt de mesurer quelle méthode aboutit au mouvement se rapprochant le plus d'un mouvement physiologique. Cependant, si l'objectif est de mesurer l'espace subacromial dans des situations réelles, pathologiques ou non, cet indice est parfaitement adapté. Afin de faire progresser cet indice dans la situation de l'analyse par marqueurs externes il serait donc nécessaire d'introduire une notion de profondeur de collision. Cette définition ne pourra être celle proposée par la littérature qui, nous l'avons vu, n'est pas adaptée. En effet, la notion de profondeur consiste pour le moment uniquement à estimer la plus petite transformation permettant de quitter l'état de collision, sans prendre en compte si la transformation conduit à une situation de cohérence pour l'articulation. Une réflexion suivant cet axe augmenterait certainement beaucoup l'intérêt et la polyvalence de l'indice.

L'indice mesurant la congruence glénohumérale est une contribution importante de ce manuscrit. Il s'agit en effet de la définition d'un indice permettant de suivre dynamiquement et de manière superficielle la cohérence de la position relative des 2 os constituant l'articulation. Cet indice a donc pour ambition de mesurer des variations même limitées de cohérence articulaire. Cette précision se fait au détriment de la possibilité d'analyser la différence entre 2 positions non-physiologiques. En effet, l'indice est sensible à de petites variations. Par exemple une collision même peu importante aura tout de suite pour effet de pénaliser fortement la valeur de l'indice. Par ailleurs, cet indice n'introduit pas dans l'expression de ses résultats, de notion de direction. Lors d'une perte de cohérence, l'analyse de l'indice seul ne permet pas de différencier une situation de collision et une situation de dislocation.

L'analyse d'une situation articulaire à l'aide des indices est en général difficile voir impossible en prenant indépendamment les indices. Seule la combinaison des indices peut conduire à une estimation correcte de l'état articulaire. De plus, dans le cas de l'analyse par marqueurs externes, où les os se trouvent rapidement dans des positions non physiologiques, l'utilisation seule des indices rend parfois l'explication et l'analyse de la réalité anatomique limitée. La visualisation de la position relative des os se révèle donc être souvent une aide complémentaire précieuse. L'utilisation des indices dans leur forme actuelle, et malgré toutes les améliorations potentielles qu'il serait utile de leur apporter, a malgré tout permis d'aboutir à plusieurs résultats très intéressants. Nous avons ainsi montré que l'importance du positionnement des nappes de marqueurs aussi bien pour l'humérus que pour l'omoplate. L'utilisation de l'épicondyle latéral pour la nappe de l'humérus améliore la cohérence articulaire de l'articulation. Les indices ont également permis de confirmer des choix arbitraires de placement de marqueurs et/ou capteurs proposés par la littérature : l'utilisation des épicondyles pour

l'estimation du mouvement de l'humérus par l'ISB et le placement des capteurs magnétiques sur le haut de l'omoplate pour suivre le mouvement de l'omoplate.

Nous avons aussi observé que l'utilisation d'une même méthodologie peut conduire à des cohérences très bonnes (le sujet 3) ou au contraire très mauvaises (le sujet 2). Les sujets 1 et 4 ayant quant à eux des mesures de cohérence intermédiaires. L'étude des caractéristiques morphologiques des sujets nous permet de proposer une hypothèse expliquant ces variations. L'analyse du tableau 2 montre que le sujet 3 pour lequel la cohérence du mouvement est la meilleure est aussi le sujet ayant l'IMC le plus faible, et au contraire le sujet 2 pour lequel la cohérence est la plus mauvaise est le sujet pour lequel l'IMC est le plus fort. **La qualité du suivi du mouvement semble donc corrélée à la corpulence du sujet.** Cette observation n'est pas surprenante, l'information à la base de l'estimation étant obtenue en surface de la peau.

Les résultats que nous avons obtenus ne sont issus que de l'étude sur 4 sujets. De plus seul le mouvement de flexion a été étudié. Par conséquent, une généralisation de l'étude serait nécessaire pour confirmer les conclusions auxquelles nous avons abouties.

## Conclusion

La connaissance de la morphologie d'un sujet puis l'analyse de son mouvement permet l'animation des structures osseuses. La connaissance de la position relative des os au cours du mouvement peut être mise à profit pour étudier l'évolution de la cohérence articulaire au cours du mouvement. L'estimation exacte d'un mouvement doit produire, chez un sujet sain, un état continu de cohérence articulaire. La réciproque n'est malheureusement pas exacte. En effet, il existe une infinité de positions physiologiques et rien ne prouve que la position estimée soit cohérente au sens articulaire, et il s'agit également de la position réelle des os. Cependant l'analyse de cette cohérence peut contribuer à l'évaluation des méthodes d'estimation du mouvement. Ce chapitre a permis la définition de 3 indices originaux. Le premier mesure l'écart de la situation estimée par rapport à un modèle biomécanique de type rotule de l'articulation scapulohumérale. Le second s'intéresse à mesurer l'espace subacromial. Enfin le troisième cherche à quantifier la cohérence entre les surfaces articulaires de la glène et de la tête humérale. L'approche que nous avons proposée est de prendre en compte l'information surfacique dans son ensemble pour mesurer cette cohérence. Nous avons également souligné qu'il existait une hiérarchie dans l'utilisation des indices. L'indice lié au modèle biomécanique conduit à une première estimation de l'état articulaire qui est ensuite affinée par l'utilisation de l'indice lié à l'espace subacromial et à la congruence glénohumérale. Dans le cas d'une situation physiologique, des mesures, déjà présentes dans la littérature, comme l'estimation de la surface de contact et la comparaison de courbures locales, autorisent la quantification précise de la nature des interactions articulaires.

L'utilisation de ces indices sur un mouvement de flexion du bras chez 4 sujets a permis de montrer l'importance du placement des marqueurs sur les segments osseux pour l'estimation du mouvement. Cette démarche a également mis en évidence l'importance de l'épicondyle latéral dans l'estimation du mouvement de l'humérus. De plus, l'utilisation d'une nappe qui recouvre complètement l'omoplate conduit à une sous-estimation du mouvement de l'omoplate qui se traduit par une mauvaise orientation de la glène vis-à-vis de la tête humérale. Enfin nous avons montré également que la méthode

préconisée par l'ISB sous-estimait de la même manière le mouvement de l'omoplate. Les méthodes d'optimisation, dont l'IMCP, permettent d'aboutir à une meilleure cohérence de l'articulation. Cependant l'estimation du mouvement reste imparfaite en particulier pour des amplitudes du bras supérieur à 100-120°. Enfin, la morphologie des sujets semble avoir une influence très importante sur la qualité de l'estimation du mouvement.

L'application que nous avons faite des indices s'est portée sur l'articulation scapulohumérale en raison de l'application de notre travail au complexe de l'épaule. La démarche proposée a cependant vocation à être généralisée à d'autres articulations. En raison de la grande variabilité de la forme des articulations des adaptations des indicateurs de mesure seront à envisager.



---

# Conclusion et perspectives

**D**e nos jours, les évolutions et les progrès de la médecine et des sciences ont conduit à une spécialisation progressive des acteurs concernés. La complexité des connaissances rendent aujourd'hui le modèle d'un scientifique ou d'un médecin universel non viable. Cette spécialisation des disciplines du savoir a rendu indispensable la création de ponts et d'échanges interdisciplinaires. Ce besoin s'est toutefois associé à une difficulté croissante de communication et d'échanges en raison de cultures scientifiques et techniques de plus en plus divergentes. Un exemple frappant est que le même phénomène physique peut avoir des dénominations différentes selon la spécialité dans laquelle il est étudié. En médecine, les échanges entre praticiens sont d'autant plus nécessaires que peut en dépendre la santé des patients. La communication existe évidemment déjà et est souvent approfondie et fructueuse. La raison en est sûrement à la fois la nécessité clinique mais aussi l'organisation des études de médecine qui font que l'ensemble des médecins possède une culture commune qui favorise et facilite la compréhension mutuelle. Malgré tout, des limitations d'ordre tout aussi bien technique que conceptuelle contribuent encore à faire émerger des barrières entre spécialités. Cette thèse avait ainsi comme objectif d'aider à la fusion d'informations issues du service de médecine physique et de réadaptation et celui de radiologie. L'approche que nous avons envisagée et développée est présentée conceptuellement par le schéma de la figure 1. De manière synthétique, le processus se décompose en 5 étapes principales : l'*acquisition* séparée des données anatomiques et cinématiques, l'*extraction* des informations pertinentes à partir des données brutes et à l'aide d'algorithmes de traitement spécialisés, la *représentation* des résultats obtenus par des fonctions mathématiques adaptées, la *fusion* des données anatomiques et cinématiques dans un espace de représentation commun et enfin l'*interprétation* des données plongées dans ce nouvel espace grâce à des outils dédiés. Cette chaîne conduit ainsi à l'analyse morpho-fonctionnelle de complexes ostéo-articulaires.

L'analyse morpho-fonctionnelle étant l'aboutissement d'une chaîne complète de traitement, il est nécessaire d'optimiser l'ensemble des étapes de cette chaîne pour pouvoir espérer obtenir une information finale pertinente. Nous nous sommes ainsi attaché à étudier et améliorer la quasi-totalité des sous-ensembles composant le processus. Le premier chapitre de ce manuscrit a rappelé le contexte actuel de l'analyse du mouvement et décrit les systèmes d'acquisitions couramment employés ainsi que les méthodes de traitement du signal brut utilisées dans la littérature pour estimer le mouvement des structures osseuses. La contrainte, que nous nous étions fixée, d'apporter une analyse complètement cinématique et non-invasive, nous a conduit à rejeter des suivis du mouvement basés sur des imageurs 3D ou l'utilisation de broches intracutanées. Deux outils ont alors émergé : l'utilisation d'un capteur magnétique, ou celle d'un système optique reposant sur la localisation de marqueurs à la surface de la peau par un ensemble de caméras. Le système optique a été retenu pour sa plus grande liberté de configurations dans le placement des marqueurs. L'information apportée par les marqueurs correspond à la déformation de la peau et non pas directement à l'information qui nous intéresse qui est le mouvement de la structure osseuse. L'information obtenue est donc seulement indirectement liée au mouvement d'intérêt et est par ailleurs perturbée à la fois par la déformation des tissus mous mais aussi par le mouvement relatif de la peau avec l'os sous-

jaçant. De nombreuses méthodes de corrections sont proposées dans la littérature pour limiter ces artefacts. L'ensemble de ces méthodes repose sur une vision individuelle des marqueurs où chacun d'entre eux représente une zone anatomique de l'os dont on cherche à estimer le mouvement. Aucune des méthodes existantes ne parvenant à mesurer de manière fiable le déplacement de l'os, nous avons choisi de proposer une approche différente du traitement des artefacts des tissus mous. Plutôt que de lier les marqueurs à une réalité anatomique, nous avons voulu traiter une information surfacique de déformation de la peau par l'os, ici l'omoplate. Il s'agit donc, à partir d'une représentation suffisamment précise de la surface de la peau, de réaliser un suivi de forme.

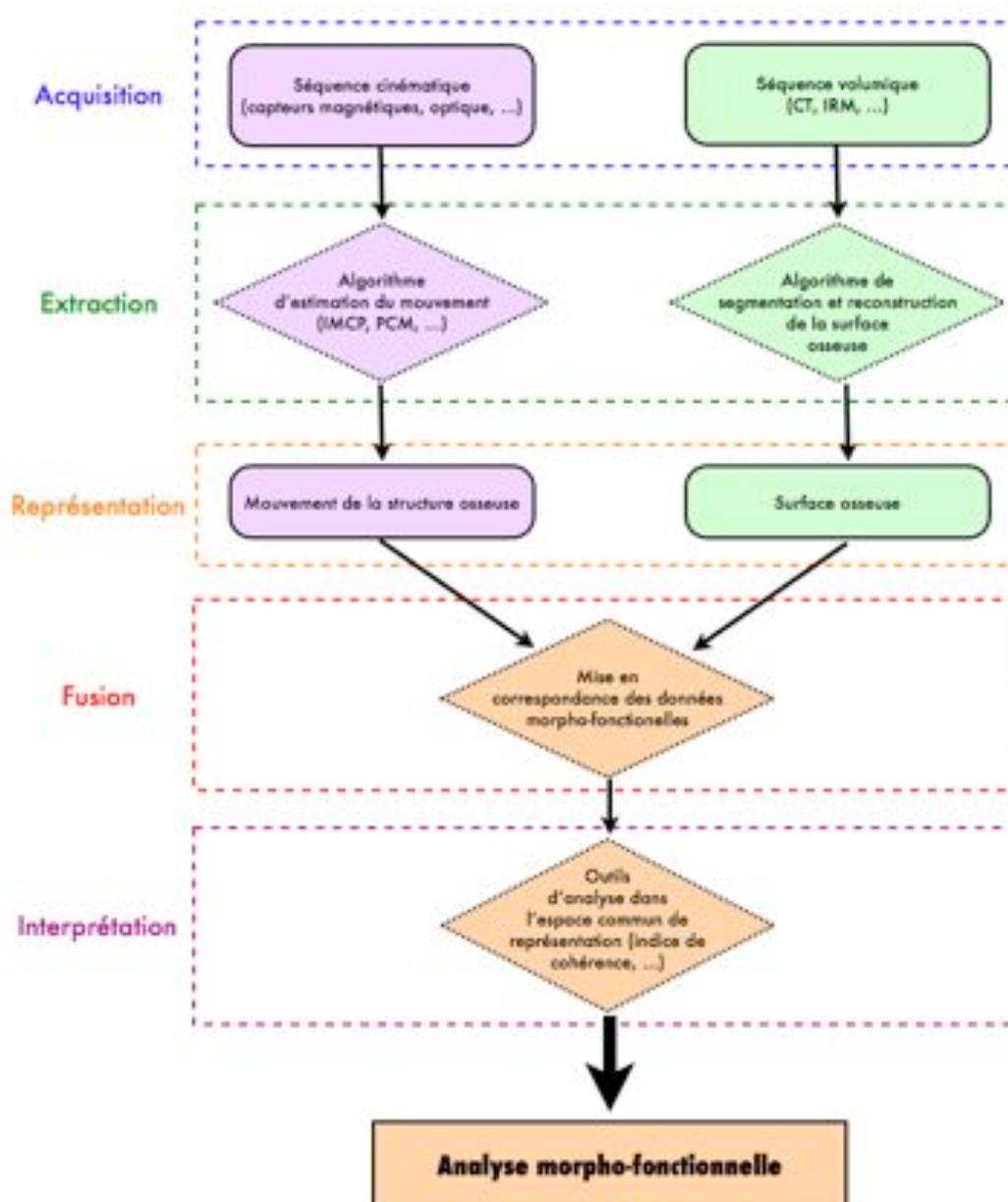


Figure 1 – Chaîne méthodologique de l'analyse morpho-fonctionnelle utilisée dans ce document

Afin de réaliser le suivi de la forme induite par la déformation de la peau par l'omoplate malgré les déformations de peau parasites créées par les muscle et l'élasticité de la peau, nous avons retenu l'utilisation d'un algorithme de recalage robuste, multi-objet et simultané, l'algorithme d'Iterative Median Closest Point (IMCP). Les propriétés et la précision accrue de cet algorithme vis-à-vis d'autres algorithmes de recalage ont été mises en avant dans le chapitre 2. L'IMCP base le calcul de son recalage sur l'émergence de formes virtuelles construites à partir de l'information fiable présente dans chacune des instances du mouvement. Nous avons donc aussi décrit un algorithme permettant de reconstruire et visualiser la forme médiane. L'IMCP, ayant été à l'origine conçu pour effectuer le recalage de représentation surfacique de structures osseuses issues de la segmentation de séquences volumiques 3D, des modifications et améliorations ont été apporté afin d'adapter son fonctionnement à l'analyse du mouvement. Ces modifications ont fait l'objet du chapitre 3. Plus précisément, il s'agit dans notre cas, du recalage de nappes représentatives de la surface de la peau. Le premier axe a été la mise en forme des données brutes afin de d'exploiter au maximum les capacités de l'algorithme. L'IMCP peut fonctionner en mode point et surface. Ces modes déterminent la manière dont sont recherchés les appariements de points durant le processus de recalage. Nous avons montré que l'utilisation du mode surfacique améliorerait de manière notable la précision du recalage en particulier lorsque la résolution spatiale à disposition est faible, ce qui est notre cas. L'utilisation du mode surfacique nécessite cependant d'avoir à disposition une surface maillée et non pas un nuage de point. Le système VICON ne fournissant que la position 3D des marqueurs au cours du temps, un algorithme de maillage surfacique a été utilisé pour obtenir une représentation surfacique de la peau. Ensuite, l'IMCP tirant profit de la redondance temporelle de l'information, il est utile de limiter la corrélation temporelle des sommets entre eux. Pour cela, un processus combinant un filtre bilaplacien et du bruit gaussien a été mis en place tout en respectant les reliefs de la représentation surfacique de la peau. Finalement, afin de limiter l'effet des bords de la nappe qui tendent à orienter le recalage, une zone de flou au niveau des bords de la surface a été introduite. Le second axe d'amélioration est lié à la capacité à traiter en un temps raisonnable des données importantes. Pour cela, l'algorithme a été modifié de manière à tirer profit, en parallèle, de l'ensemble des unités centrales de l'ordinateur. Cette modification a considérablement diminué le temps de calcul nécessaire à l'estimation du mouvement et continuera à le réduire avec la tendance actuelle que l'on observe chez les fabricants de microprocesseurs à augmenter le nombre de cœurs disponibles sur les cartes mères. Une autre évolution actuelle est la mise en place progressive de bibliothèques permettant l'exploitation des cartes graphiques. Les cartes graphiques sont des processeurs spécialisés dans des tâches spécifiques comme le calcul trigonométrique, l'interpolation linéaire, ou encore le calcul décimal et parfaitement adaptés à la parallélisation des tâches. L'exploitation de ces éléments peut apporter un gain très important en terme de puissance de calcul et consiste une piste prometteuse pour continuer à améliorer la performance en terme de temps de calcul de l'algorithme.

L'IMCP modifié a ensuite été testé sur un ensemble de mouvements simulés afin de mettre en évidence les paramètres pouvant influencer sur la précision du suivi réalisé. Les simulations ont tout d'abord mis en évidence l'effet de la résolution de la surface de la peau sur la qualité du

recalage. Une résolution de surface trop faible peut ainsi conduire à un échec du recalage. Le suivi de forme échoue également si la taille de la nappe n'est pas adaptée à la taille de l'os sous-jacent ainsi qu'à l'amplitude du mouvement. Enfin, et il ne s'agit pas réellement d'une surprise, les perturbations apportées par la contraction des muscles et l'élasticité de la peau contribuent également à la détérioration de l'estimation du mouvement par l'IMCP. L'application de l'IMCP dans des situations réelles a malheureusement montré l'incapacité de l'IMCP à réaliser le suivi de la déformation créée par l'omoplate dans la configuration expérimentale actuelle. Nous avons mis en avant 2 explications possibles à ce résultat. La morphologie des sujets empêchait la prédominance de la déformation induite par l'omoplate, celle-ci étant noyée dans les déformations des tissus mous. La seconde piste est que la résolution médiocre disponible de la surface de la peau ne permet pas l'émergence de manière suffisamment nette de la déformation surfacique. Une piste que nous avons proposée pour pallier à ce manque de résolution, qui est directement lié à l'utilisation de marqueurs, est de tendre vers un suivi de la forme à l'aide d'une technologie sans marqueurs. Pour cela, nous avons signalé l'apparition sur le marché de caméras 3D qui apportent en plus d'une résolution importante dans le plan, une information de profondeur. Même si nous n'avons pas pu suivre la forme de l'omoplate comme nous le souhaitions, l'analyse de l'influence de la localisation du placement de la nappe de marqueurs sur la peau, a permis de mettre en évidence que la zone de l'acromion et du haut de l'omoplate constituaient sûrement des emplacements à privilégier pour l'estimation du mouvement de l'omoplate. L'utilisation d'une nappe recouvrant entièrement l'omoplate ou la méthode purement géométrique préconisée par la Société Internationale de Biomécanique sous-estime le mouvement. En conclusion, notre apport actuel concerne en des préconisations en ce qui consiste la localisation des marqueurs plutôt que du suivi du mouvement à l'aide de l'empreinte de l'omoplate à la surface de la peau qui reste encore une perspective. Afin de continuer à progresser dans l'estimation du mouvement de l'omoplate, il est également primordial de développer une méthode de validation robuste et précise des algorithmes de correction proposés. La mise au point d'une technique non-invasive et non-irradiante est difficile. Une des solutions les plus envisageable à l'heure actuelle est l'utilisation d'un modèle musculo-squelettique du complexe de l'épaule. La modélisation devra évidemment simuler de manière précise la déformation volumique des muscles et leurs effets en surface sur la déformation de la peau.

Concernant l'acquisition de l'anatomie notre choix s'est porté sur l'utilisation de l'IRM plutôt que du scanner pour des raisons de sécurité des sujets. Le principal désavantage de l'IRM est la plus grande difficulté à définir un protocole d'acquisition en raison du grand nombre de paramètres à régler. De plus, la segmentation des images IRM est beaucoup plus ardue en raison à la fois de la forme particulière de l'os de la scapula mais aussi des intensités de signal très diverses que l'on retrouve dans cet os. Les segmentations des omoplates réalisées dans ce manuscrit ont été réalisées manuellement. Une thèse commence actuellement au LaTIM concernant la segmentation de l'omoplate à partir d'images IRM afin d'améliorer cette étape de la chaîne de traitement qui n'a pas été abordée lors de cette thèse. En collaboration avec un radiologue de l'Hôpital d'Instruction des Armées Clermont-Tonnerre de Brest, nous avons cependant pu étudier différentes séquences d'acquisitions de la morphologie. Le choix de la

séquence est le résultat d'un compromis entre la qualité de la visualisation de l'omoplate et celle des marqueurs posés à la surface de la peau. La visibilité de ces marqueurs est en effet indispensable au processus de fusion des données morphologiques et cinématiques. De manière à réaliser la fusion des données, la connaissance de la position d'un même ensemble est nécessaire dans l'acquisition cinématique et morphologique. Cet ensemble est ici la nappe de marqueurs. Afin que le recalage entre les 2 types d'acquisition soit valide, la position relative de l'omoplate et des marqueurs de surfaces doit être identique. Connaissant de plus la grande mobilité de l'omoplate et les risques de glissement entre la peau et l'os, nous avons fait le choix de réaliser les acquisitions cinématiques dans une position aussi proche que possible de celle de l'acquisition anatomique c'est-à-dire allongé sur le ventre. Ce choix est évidemment très contraignant, mais le recalage séparé des nappes de l'humérus et de l'omoplate afin de replacer les os dans le repère d'analyse du mouvement, ont conduit à une dislocation de l'articulation glénohumérale mettant en évidence, malgré nos précautions, un déplacement des os par rapport à la surface de la peau. Nous avons empêché l'apparition de la dislocation en introduisant un recalage contraint des os par rapport au centre de la tête humérale. Le protocole que nous avons mis en place, et qui est décrit au chapitre 5, a permis la fusion des données anatomiques et cinématiques dans un espace de représentation commun. Le protocole actuel reste cependant extrêmement lourd à mettre en place et mériterait dans l'avenir d'être simplifié. L'utilisation d'appareils radiologiques basse dose comme le système EOS pourrait contribuer à cette simplification. En effet, les marqueurs du mouvement étant radio-opaques, il ne serait plus nécessaire de remplacer les marqueurs par des billes visibles à l'IRM. De plus, le système EOS est un système ouvert et offre ainsi des possibilités d'acquisition dans des positions très variées. Nous ne serions ainsi plus limités comme actuellement à la position allongée. Les principaux obstacles à cette approche sont actuellement le faible équipement des hôpitaux en système EOS et la difficulté de reconstruction tridimensionnelle de l'omoplate à partir de 2 images planes orthogonales. Ce dernier point fait l'objet d'une piste de réflexion au LaTIM étant donné qu'un système EOS devrait équiper le CHU de Brest courant 2009.

Le dernier chapitre de ce document a permis de proposer un certain nombre d'outils aidant à l'analyse morpho-fonctionnelle de l'articulation scapulohumérale. Ces outils sont principalement basés sur la cohérence de l'articulation et sont particulièrement adaptés à des estimations du mouvement pouvant conduire à des situations non-physiologiques. Contrairement à des descriptions géométriques de l'articulation comme des distances entre repères anatomiques ou la comparaison de rayons de courbures, l'objectif est de développer des indicateurs permettant de déterminer en amont la nature de l'état articulaire. L'obtention d'un mouvement physiologique pouvant ensuite conduire à une analyse plus fine des relations interosseuses à l'aide des mesures déjà proposées dans la littérature. En effet, la précision des analyses du mouvement par marqueurs externes ne permet pas encore actuellement d'obtenir une information suffisamment précise pour éviter des collisions et/ou des dislocations lors de l'animation des os. L'articulation scapulohumérale étant majoritairement modélisée en biomécanique par une liaison rotule, un indicateur que nous avons présenté consiste à mesurer l'écart de la situation articulaire estimée par rapport au modèle. L'indicateur lié au modèle mécanique de l'articulation a l'avantage d'être très simple à mettre en œuvre. Cependant, il est

évidemment limité par la simplicité de la liaison et n'est donc pas capable de prendre en compte des translations éventuelles dans l'articulation. De plus, nous avons mis en évidence que certaines situations physiologiquement impossibles pouvaient malgré tout conduire à une valeur de l'indice parfaite, c'est-à-dire respectant le modèle. Cet indice constitue par conséquent la mesure la plus amont dans l'analyse de la cohérence articulaire. L'approche que nous avons approfondie a consisté à prendre en compte l'information surfacique à notre disposition. En considérant, les rapports entre les surfaces articulaires de la glène et de la tête humérale comme physiologique à l'instant initial, il est possible d'évaluer les variations par rapport à cette situation de référence. Après le test de plusieurs mesures, l'indice que nous avons retenu est basé sur la prise en compte simultanée des évolutions de la surface de vis-à-vis entre la glène et la tête humérale et de la distance moyenne séparant ces 2 surfaces articulaires. L'analyse sur des situations de test a mis en évidence les capacités de cette approche à distinguer des situations physiologiques de situations non physiologique comme des collisions et des dislocations. Afin de compléter l'information sur l'état de l'articulation, nous avons par ailleurs ajouté un indicateur mesurant la distance subacromiale. Cet indice mesure tout simplement la distance minimale entre la face inférieure de l'acromion et la tête humérale. Les indices proposés ont ensuite été utilisés sur des situations réelles. Nous avons ainsi pu évaluer l'influence de plusieurs paramètres du protocole d'analyse du mouvement sur la cohérence articulaire. Les principaux résultats obtenus ont mis en évidence que la prise en compte de l'épicondyle latéral pour la nappe de l'humérus favorisait la cohérence globale de l'articulation. Les résultats concernant l'influence de la position de la nappe sur l'omoplate ainsi que du choix de la méthode d'estimation du mouvement ont confirmé les résultats obtenus dans le chapitre 4, c'est-à-dire qu'il valait mieux favoriser le placement d'une nappe au niveau de l'acromion et que l'IMCP et la méthode de Söderkvist donnait des résultats proches et meilleurs que si l'on utilise la méthode de l'ISB.

Le travail présenté dans ce document a permis de mettre en place l'ensemble de la chaîne aboutissant à une analyse morpho-fonctionnelle de l'articulation glénohumérale. L'ensemble des éléments étant aujourd'hui défini, il va être possible de travailler et d'optimiser chacun des maillons. En ce qui concerne la partie analyse du mouvement, l'objectif prioritaire est le développement d'une méthode de validation. En effet, en l'absence d'un tel élément, il est impossible de quantifier précisément l'apport de nouvelles approches de correction des artéfacts des tissus mous. L'analyse du mouvement de l'omoplate par suivi de son empreinte de surface pourra alors être poursuivie, la partie algorithmie ayant été développée dans cette thèse. Un ensemble de facteurs pouvant expliquer l'absence de réussite à suivre la forme ayant également été décrit, il sera possible de se placer dans un premier temps dans des situations plus favorables comme l'étude sur des femmes ou des enfants. Dans un second temps, l'utilisation d'une information de la surface de la peau présentant une meilleure résolution, nous pourrons utiliser des caméras 3D. La partie morphologie de l'analyse devrait avancer sensiblement avec les travaux de thèse concernant la segmentation IRM et l'utilisation de nouvelles technologies d'acquisition basses doses. La meilleure qualité des données obtenues ainsi après fusion contribuera très certainement à l'évolution et la précision des indices de mesure de la cohérence articulaire que nous avons décrits. Le processus que nous avons

présenté a été appliqué au complexe de l'épaule et plus précisément à l'articulation glénohumérale. Il a cependant évidemment vocation à être étendu et appliqué à d'autres articulations.

---

# Références

- [ALE01] Alexander E.J., Andriacchi T.P. – “Correcting for deformation in skin-based marker systems” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, pp. 355-361, 2001.
- [ALL06a] Allègre R. – “Contributions à l’introduction de flexibilité dans la reconstruction et l’édition de modèles 3D” - *Doctorat de sciences*, Université Claude Bernard, Lyon 1, 2006.
- [ALL06b] Allaire S. – “Ajustement robuste de quadriques et coniques de types contraints appliqué à la morphométrie tridimensionnelle de structures osseuses” - *Doctorat de sciences*, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne, 2006.
- [AND98] Andriacchi T.P., Alexander E.J., Toney M.K., Dyrby C., Sum J. – “A Point Cluster Method for In Vivo Motion Analysis Applied to a Study of Knee Kinematics” - *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 20, pp. 743-749, 1998.
- [AND00] Andriacchi T.P., Alexander E.J. – “Studies of human locomotion: past, present and future” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1217-1224, 2000.
- [ANG00a] Anglin C. & Wyss U.P. – “Review of arm motion analyses” - *Proc Inst Mech Eng*, Vol. 214, pp. 541-555, 2000.
- [ANG00b] Anglin C. & Wyss U.P. – “Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane walking and lifting” - *Clin Biomech*, Vol. 15, pp. 441-448, 2000.
- [ARU87] Arun K., Huang T., Blostein S. – “Least-squares fitting of two 3d point sets” - *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 9, pp. 698-700, 1987.
- [ATE92] Ateshian G.A., Rosenwasser M.P., Mow V.C. – “Curvature characteristics and congruence of the thumb carpometacarpal joint: differences between female and male joints” - *J. Biomechanics*, Vol. 25, pp. 591-607, 1992.
- [ASP02] Aspert N., Santa-Cruz D., Ebrahimi T. – “Mesh: measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance” - *In Proc. of the IEEE International Conference in Multimedia and Expo (ICME)*, Laussane, Switzerland, Vol.1, pp. 705-708, 2002.
- [BEA99] Beaulieu C.F., Hodge D.K., Bergman A.G., Butts K., Daniel B.L., Napper C.L., Darrow R.D., Dumoulin C.L., Herfkens R.J. – “Glenohumeral relationships during physiologic shoulder motion and stress testing: initial experience with open MR imaging and active imaging-plane registration” - *Radiology*, Vol. 212, pp. 699-705, 1999.

- [BEL88] Belsole RJ, Hilbelink DR, Llewellyn JA, Stenzler S, Greene TL, Dale M. – “Mathematical analysis of computed carpal models” – *J. Orthop. Res.*, Vol. 6, pp. 116-122, 1988.
- [BEN75] Bentley J. – “Multidimensional binary search trees used for associative searching” - *Communication of the ACM*, Vol. 18, pp. 509-517, 1975.
- [BER98] Bern M., Amenta N., Kamvysselis M. – “A new voronoi-based surface reconstruction algorithm” - *In SIGGRAPH '98 : Proceedings of the 25th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pp. 415-421, New York, NY, USA, 1998.
- [BES92] Besl P. and McKay N. – “A method for registration of 3-d shapes” - *IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 14, pp. 239-256, 1992.
- [BLA92] Black M. – “Robust incremental optical flow” - *Doctorat de sciences*, Yale University, 1992.
- [BOI97] Boileau P., Walch G. – “The three dimensional geometry of the proximal humerus” - *J. Bone Joint Surg Br*, Vol. 79, pp. 857-865, 1997.
- [BLA05] Blaimont P., Taheri A., Vanderhofstadt A., – “Déplacement des centres instantanés de rotation de l'épaule au cours de l'abduction” - *Revue de chirurgie orthopédique*, Vol. 91, pp. 399-406, 2005.
- [BUL97] Bull A.M., Amis A.A., – “Accuracy of an electromagnetic tracking device” - *J Biomech*, Vol. 30, pp. 857-859, 1997.
- [BUT05] Büttgen B., Oggier T., Lehmann M., Kaufmann R., Lustenberger F. – “CDD/CMOS Lock-In Pixel for Range Imaging: Challenges, Limitations and State-of-the-Art” – *1<sup>st</sup> Range Imaging Research Day*, 2005.
- [CAP95] Cappozzo A., Catani F., Della Croce U., Leardini A. – “Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination” - *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, pp. 171-178, 1995.
- [CAP97] Cappello A., Cappozzo A., La Palombara P.F., Lucchetti L., Leardini A. – “Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation.” - *Hum. Mov. Sci.*, Vol. 16, pp. 259-276, 1997.
- [CAP05a] Cappozzo A., Della Croze U., Leardini A., Chiari L. – “Human movement analysis using stereophotogrammetry Part1 : theoretical background” - *Gait & Posture*, Vol. 21, pp. 186-196, 2005.
- [CAP05b] Cappello A., Stagnni R., Fantozzi S., Leardini A. – “Soft Tissue Artifact Compensation in Knee Kinematics by Double Anatomical Landmark Calibration: Performance of a Novel Method During Selected Motor Task” - *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, pp. 292-298, 2005.

- [CAR06] Carman A.B., Milburn P.D. – “Determining rigid body transformation parameters from ill-conditioned spatial marker co-ordinates” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 1778-1786, 2006.
- [CER06] Cereatti A., Della Croce U., Cappozzo A. – “Reconstruction of skeletal movement using markers: comparative assessment of bone pose estimators” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 21, pp. 186-196, 2006.
- [CHA95] Challis J.H. – “A procedure for determining rigid body transformation parameters” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, pp.733-737, 1995.
- [CHA04] Chadwick E.K.J., Van Noort A., Van Der Helm F.C.T., – “Biomechanical analysis of scapular neck malunion - a simulation study” - *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, pp. 906–912, 2004.
- [CHE95] Chèze L., Freglt B.J., Dimnet J. – “A solidification procedure to facilitate analyses based on video system data” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, pp. 879-884, 1995.
- [CHI05] Chiari L., Della Croce U., Leardini A., Cappozzo A. – “Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors” - *Gait & Posture*, Vol. 21, pp. 197-211, 2005.
- [CHU05] CHU Pitié-Salpêtrière – “Orthopédie Sémiologie et traumatologie du membre supérieur – Chapitre 1: L'épaule” - Site visité le 20/10/05 : <http://www.chups.jussieu.fr/polys/orthopedie/polyLerat/membresup/POLY.Chp.1.html>.
- [CRE05] Cresson T. – “Recalage rigide simultané multi-objets. Contribution à l'analyse morpho-fonctionnelle robuste des systèmes ostéo-articulaires” - *Doctorat de sciences*, Université de Rennes 1, 2005.
- [CRI99] Crisco J., McGovern R., Wolfe S. – “Non-invasive approach to measuring in vivo three-dimensional carpal kinematics” - *Journal Orthopaedic Research*, Vol. 17, pp. 96-100, 1999.
- [CRI01] Crompton P.A., Sati M., Orr T.E., Bourquin Y., Dumas G.A., Nolte L.P. – “Animation of in vitro biomechanical tests” - *J Biomech*, Vol. 34, pp. 1091-1096, 2001.
- [DEL05] Della Croce U., Leardini A., Chiari L., Cappozzo A. – “Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics” - *Gait & Posture*, Vol. 21, pp. 226-237, 2005.
- [DES99] Desbrun M., Meyer M., Schröder P., Barr A.H. – “Implicit fairing of irregular meshes using diffusion and curvature flow” – *Proceedings of Siggraph'99 Conference*, pp. 317-324, 1999.

- [DEV08] Devun L. – “Contribution à la modélisation biomécanique de l’articulation glénohumérale saine et restaurée” *Doctorat de sciences* – ENSAM – 2008.
- [DUB05] Dubousset J., Charpak G., Dorion I., Skalli W., Lavaste F., Deguise J., Kalifa G., Ferey S. – “Les système EOS Nouvelle Imagerie Ostéo-Articulaire basse dose en position de bout” – *e-mémoires de l’Académie Nationale de Chirurgie*, Vol. 4, pp. 22-27, 2005.
- [EHA95] Ehara Y., Fujimoto H., Miyasaki S., Tanaka S., Yamamoto S. – “Comparison of performance of 3D camera systems” - *Gait Posture*, Vol. 3, pp. 166-169, 1995.
- [ENG86a] Engin A.E., Chen S.M. – “Statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex--I: Kinematics of the shoulder complex” - *J. Biomech Eng*, Vol. 108, pp. 215-221, 1986.
- [ENG86b] Engin A.E., Chen S.M. – “Statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex--II: Passive resistive properties beyond the shoulder complex sinus” - *J. Biomech Eng*, Vol. 108, pp. 222-227, 1986.
- [ENG89] Engin A.E., Tumer S.T. – “Three dimensional Kinematic modelling of the human shoulder complex - part I : Physical model and determination of joint sinus cones” - *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 111, pp. 107–112, 1989.
- [FAU86] Faugeras O., Hebert M. – “The representation and recognition and locating 3d objects” - *Int. Jour. Rob. Researchs*, Vol. 5, pp. 27-52, 1986.
- [FAY06] Fayad F., Hoffman G., Hanneton S., Yazbeck C., Lefevre-colau M.M., Poiraudeau S., Revel M., Roby-Brami A. – “3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity” - *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 932-941, 2006.
- [FLE03] Fleishman S., Drori I., Cohen-Or D. – “Bilateral mesh denoising” – *ACM Trans. Graphics*, Vol. 22, pp. 950-953, 2003.
- [FRI77] Friedman J., Bentley J., Finkel R. – “An algorithm for finding best matches in logarithmic expected time” - *ACM Transactions on Mathematical Software*, Vol. 3, pp. 209-226, 1977.
- [FUJ95] Fujiwara K. – “ Eigenvalues of laplacians on a closed riemannian manifold and its nets” – *Proceedings of the AMS*, pp. 2585-2594, 1995.
- [GOO04] Jacob E., Goodman J. – “Handbook of Discrete and Computational Geometry” - *CRC Press*, 1539 pages, 2004.
- [GRA00] Graichen H., Stammberger T., Bonel H., Englmeier K.-H., Reiser M., Eckstein F. – “Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study” - *Journal of Biomechanics*, Vol 33, pp 609-613, 2000.

- [GAR07] Garling E.H., Kaptein B.L., Mertens B., Barendregt W., Veeger H.E.J., Nelissen R.G.H.H., Valstar E.R. – “Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, S18-S24, 2007.
- [GRO97] De Groot J.H. – “The variability of shoulder motions recorded by means of palpation” – *Clinical Biomechanics*, Vol. 12, pp. 461-472, 1997.
- [GRO98] De Groot J.H., Valstar E.R., Arwert H.J. – “Velocity effect on the scapulo-humeral rhythm” - *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp. 593-602, 1998.
- [GRO99] De Groot J.H. – “The scapulo-humeral rythm: effects of 2-D roentgen projection” – *Clinical Biomechanics*, Vol.14, pp. 63-68, 1999.
- [HAR90] Harryman D.T., Sidles J.A., Clark J.M., McQuade K.J., Gibb T.D., Matsen F.A. – “Translation of the Humeral Head on the Glenoid with Passive Glenohumeral Motion” - *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 72, pp. 1334-1343, 1990.
- [HEB03] Hébert L.J., Moffet H., Dufour M., Moisan C. – “Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome” - *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 18, pp. 72 – 79, 2003.
- [HEL94] Van der Helm F.C.T. – “A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, pp. 551–569, 1994.
- [HEL95] Van der Helm F.C.T., Pronk G.M. – “Three-Dimensional Recording and Description of Motions of the Shoulder Mechanism” - *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 27-40, 1995.
- [HER02] Hertel R., Knothe U., Ballmer F.T. – “Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design” - *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 11, pp. 331-338, 2002.
- [HIL00] Hilal I. – “Etude biomécanique des structures articulaires en imagerie médicale : Application à l’analyse et à la simulation des mouvements humains” - *Doctorat de sciences*, Université de Rennes 1, 2000.
- [HIN03] Hinterwimmer S., Von Eisenhart-Rothe R., Siebert M., Putz R., Eckstein F., Vogl T., Gaichen H. – “Influence of Adducting and Abducting Muscle Forces on the Subacromial Space Width” - *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 35, No. 12, pp. 2055-2059, 2003.
- [HOG91] Högfors C., Peterson B., Sigholm G., Herberts P., – “Biomechanical model of the human shoulder - II. The shoulder rythm” *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, pp. 699–709, 1991.
- [HOW88] Howell S.M., Galinat B.J., Renzi A.J. Marone P.J. – “Normal and Abnormal Mechanics of the Glenohumeral Joint in the Horizontal Plane” - *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 70, pp. 227-232, 1988.

- [HU03] Hu W., Jacq J.-J., Le Nen D., Stindel E., Lefèvre C. – “Cinématique de la rangée proximale des os du carpe dans la flexion-extension du poignet : Analyse 3D in vivo par scanner X” - *GEM 2003 : XXXIXème congrès de la Société Française de la Chirurgie de la Main*, 2003.
- [IAN92] Iannotti J.P., Gabriel J.P., Schneck S.L., Evans B.G., Misra S. – “The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders” - *Journal of Bone & Joint Surgery*, Vol. 74-A, pp. 491-500, 1992.
- [ILL06] Illyés A., Kiss R.M. – “Method for determining the spatial position of the shoulder with ultrasound-based motion analyzer” - *J Electromyogr Kinesiol*, Vol. 16, pp. 79-88, 2006.
- [JAC08] Jacq J.-J., Cresson T., Burdin V., Roux C. – “Performing Accurate Joint Kinematics from 3D in vivo Image Sequences through Consensus-Driven Simultaneous Registration” - *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 5, 2008.
- [JOH98] Johnson A.E. – “Control of Polygonal Mesh Resolution for 3-D Computer Vision” - *Graphical Models and Image Processing*, Vol. 60, pp. 261-285, 1998.
- [JON03] Jones T.R., Durand F., Desbrun M. – “Non iterative, feature-preserving mesh smoothing” - *ACM Trans. Graphics*, Vol. 22, pp.943-949, 2003.
- [KAP05] Kapandji A.I. – “Physiologie articulaire” - *Maloine*, 6<sup>e</sup> édition, 2005.
- [KAR00] Karduna A.R., McClure P.W., Michener L.A., – “Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1063-1068, 2000.
- [KAS06] Kastler B., Vetter D., Patay Z., Germain P. – “Comprendre l’IRM : Manuel d’auto-apprentissage” - *Masson*, 6<sup>ème</sup> édition, 2006.
- [KAW05] Kawakami H., Sugano N., Yonenobu K., Yoshikawa H., Ochi T., Hattori A., Suzuki N. – “Gait analysis system for assessment of dynamic loading axis of the knee” - *Gait & Posture*, Vol. 21, pp. 125-130, 2005.
- [KIM02] Kim Y.J., Lin M.C., Manocha D. – “DEEP : Dual-space Expansion for Estimating Penetration depth between convex polytopes” - *Proceedings. ICRA '02. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 1, pp. 921-926, 2002.
- [KIS97] Kiss J., McNally E.G., Carr A.J. – “Measurement of the anteroposterior translation of the humeral head using MRI” - *International Orthopaedics*, Vol. 21, pp 77-82, 1997.
- [KLE96] Klette R., Zamperori P. – “Handbook of Image Processing Operators” - *John Wiley & Sons*, New York, 1996.

- [LAN00] Lange R., Seitz P., Biber A., Lauxtermann S. – “Demodulation Pixels in CDD and CMOS Technologies for Time-of-Flight Ranging” - *Proc. SPIE*, Vol. 3965, San Jose, 2000.
- [LEA05] Leardini A., Chiari L., Croce U.D., Cappozzo A. – “Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artefact assessment and compensation” - *Gait and Posture*, Vol. 21, pp. 212-225, 2005.
- [LED06] Ledoux H., Gold C. – “La modélisation de données océanographiques à l’aide du diagramme de voronoï tridimensionnel” - *Revue internationale de géomatique*, pp. 51–70, 2006.
- [LEW02] Lewis, J., Green A., Reichard Z., Wright C. – “Scapular position: the validity of skin surface palpation” - *Manual Therapy*, Vol. 7, pp. 26-30, 2002.
- [LIP93] Lippitt S.B., Vanderhooft J.E., Harris L.S., Sidles J.A., Harryman D.T., Matsen F.A. – “Glenohumeral stability from concavity-compression: a quantitative analysis” - *J. Elbow Surg.*, Vol2, pp. 27-35, 1993.
- [LOC97] Lochmüller E.M., Maier U., Anetzberger H., Habermeyer P., Müller-Gerbl M. – “Determination of subacromial space width and inferior acromial mineralization by 3D CT. Preliminary data from patients with unilateral supraspinatus outlet syndrome” - *Surg Radiol Anat*, Vol. 10, pp. 329-337, 1997.
- [LOR95] Lorusso A., Eggert D., Fisher R. – “A comparison of four algorithm for estimating 3-d rigid transformations” - *In Proc. British Machine Vision Conf.*, Birmingham, UK, pp. 237-246, 1995.
- [LU99] Lu T.-W., O’Connor J.J. – “Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. Journal of Biomechanics” - Vol. 32, pp. 129-134, 1999.
- [MAH03] Mahfouz M.R., Hoff W.A., Komistek R.D., Dennis D.A. – “A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images” - *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 22, pp. 1561-1574, 2003.
- [MAK76] Maki S., Gruen T. – “Anthropometric Studies of the Gleno Humeral Joint” *Trans. Orthop. Res. Soc.*, Vol. 1, pp. 173, 1976.
- [MAT06] Matsui K., Shimada K., Andrew P.D. – “Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula” - *J Orthop Sci*, Vol. 11, pp. 180-184, 2006.
- [MCC01] McClure P.W., Michener L.A., Sennett B.J. – “Direct 3-dimentional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo” - *J Shoulder Elbow Surg*, Vol. 10, pp. 269-77, 2001.
- [MCL05] McLaughlin K., Ronsky J., Frayne R. – “In vivo assessment of congruence in the patellofemoral joint of healthy subjects” - *ISB XXth Congress – ASB 29<sup>th</sup> Annual Meeting*, Cleveland, Ohio, 2005.

- [MES98] Meskers C.G.M., Vermeulen H., de Groot J., van der Helm F., Rozing P. – “3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device” - *Clin Biomech*, Vol. 13, pp. 280-292, 1998.
- [MES99] Meskers C.G.M., Fraterman H., van der Helm F.C., Vermeulen H.M., Rozing, P.M. – “Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies” - *J Biomech*, Vol. 32, pp. 629-633, 1999.
- [MES07] Meskers C.G.M, van de Sande M.A.J, de Groot J.H. – “Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion” – *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 941-946, 2007.
- [MEY03] Meyer M., Desbrun M., Schröder P., Barr A.H. – “Discrete Differential-Geometry Operators for Triangulated 2-Manifolds” – *Visualization and Mathematics*, 2003.
- [NES96] NessAiver M. – “All you really need to know about MRI Physics” University of Maryland Medical Center, 1996.
- [NIS08] Nishinaka N., Tsutsui H., Mihara K., Suzuki K., Makiuchi D., Kon Y., Wright T.W., Moser M.W., Gamada K., Sugimoto H., Banks S.A. – “Determination of in-vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques” - *J. Shoulder Elbow Surg.*, Vol. 17, pp. 319-322, 2008.
- [OHT01] Ohtake Y., Belyaev A.G., Bogaevski I. – “Mesh regularization and adaptative smoothing” – *Computer-Aided Design*, Vol. 33, pp. 789-800, 2001.
- [OHT02] Ohtake Y., Belyaev A., Seidel H.-P. – “Mesh Smoothing by Adaptive and Anisotropic Gaussian Filter Applied to Mesh Normals” – *Vision, Modeling, and Vizualization*, pp. 20-22, November, 2002.
- [OMO87] Omohundro S. – “Efficient algorithms with neural networks behavior” – *Journal of complex systems*, Vol. 1, pp. 273-347, 1987.
- [ORD04] Ordonez V. – “Indexation et recherche d’images par le contenu, utilisant des informations de compression d’images : application aux images médicales” - *Doctorat de sciences*, Université de Rennes 1, 2004.
- [OTA05] Otake Y., Suzuki N., Hattori A., Hagio K., Sugano N., Yonenobu K., Ochi T. – “Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 2397-2405, 2005.
- [PAL97] Paletta G.A., Warner J.J.P., Warren R.F., Deutsch A., Altchek D.W. – “Shoulder kinematics with two-plane x-ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing” - *J. Shoulder Elbow Surg*, Vol. 6, pp. 516-527, 1997.
- [POP76] Poppen N.K., Walker P.S. – “Normal and Abnormal Motion of the Shoulder” - *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 58, pp. 195-201, 1976.

- [QUE08] Quellec G. – “Indexation et fusion multimodale pour la recherche d’information par le contenu. Application aux bases de données d’images médicales” - *Doctorat de sciences, TELECOM Bretagne*, 2008.
- [RIC98] Richards J.G. – “The measurement of human motion : a comparison of commercially available system” - *In Proceedings of the Fith International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement*, pp. 1-9, 1998.
- [RIN07] Ringbeck T., Hagebeuker B. – “A 3D time of flight camera for object detection” - *Optical 3-D Measurement Techniques*, 2007.
- [ROB02] Roberts C.S., Davila J.N., Hushek S.G., Tillett E.D., Corrigan T.M. – “Magnetic resonance imaging analysis of the subacromial space in the impingement sign positions” - *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 11, pp. 595-599, 2002.
- [ROU87] Rousseeuw P., Leroy A. – “Robust regression and outlier detection” - *John Wiley & Sons*, New York, 1987.
- [ROU02] Roux E., Bouilland S., Godillon-Maquinghen A.-P., Bouttens D. – “Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 1279-1283, 2002.
- [ROU07] Rousset J. – “Analyse du mouvement de la scapula par confrontation de données dynamiques et radiologiques : Etude préliminaire du protocole d’imagerie” - *Mémoire de Master 2, Université de Bretagne Occidentale*, 2007.
- [SAH71] Saha, A.K. – “Dynamic Stability of the Glenohumeral Joint” - *Acta Orthop. Scandinavia*, Vol 42, pp 491-505, 1971.
- [SANG06] Sangeux M., Marin F., Charleux F., Dürselen L., Ho Ba Tho M.C. – “Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance Imaging” - *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 984-991, 2006.
- [SAY03] Sayegh S. – “Stabilisation de l’épaule par réinsertion du bourrelet avec des ancrés résorbables : résultats” - *Thèse de médecine, Genève*, 2003.
- [SCH98] Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Silny J., Rau G. – “A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 19, pp. 280-292, 1998.
- [SCH07] Schwartz C., Lempereur M., Burdin V., Jacq J.-J., Rémy-Néris O. – “Shoulder motion analysis using simultaneous skin shape registration” - *EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 533-536, 2007.
- [SHA02] Shadley C.S, Rozencwaig R., Antoniou J., Richardson M.L., Matsen F.A. – “Anterior Centering of the Humeral Head on the Glenoid In Vivo” - *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 30, pp. 382-387, 2002.

- [SHE97] Sheridan S.E., Stassen H.G., Sheridan T.B., Van Lunteren T. – “Perspectives on the Human Controller: Essays in Honor of Henk G. Stassen” - *Lawrence Erlbaum Associates*, 328 pages, 1997.
- [SIN06] Van Sint Jan S, Sobzack S, Dugailly PM, Feipel V, Lefevre P, Lufimpadio JL, et al. – “Low-dose computed tomography: a solution for in vivo medical imaging and accurate patient-specific 3D bone modeling” - *Clin Biomech*, Vol. 21, pp. 992-998, 2006.
- [SOD93] Söderkvist I., Wedin P.A. – “Determining the movement of the skeleton using well-configured markers” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, pp. 1473-1477, 1993.
- [SOS91] Soslowky L.J., Flatow E.L., Bigliani L.U., Pawluk R.J., Ateshian G.A., Mow V.C. – “Quantification of In Situ Contact Areas at the Glenohumeral Joint : A Biomechanical Study” - *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 10, pp. 524-534, 1992.
- [SOS92] Soslowky I.J., Flatow E.L., Bigliani L.U., Mow V.C. – “Articular geometry of the glenohumeral joint” - *Clin. Orthop.*, Vol. 285, pp. 181-190, 1992.
- [SPO80] Spoor C.W., Velpaus F.E. – “Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, pp. 391-393, 1980.
- [STI01] Stindel E., Udupa J., Hirsh B., Odhner, D. – “An in vivo analysis of the motion of the peri-talar joint complex based on MR imaging” - *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, Vol. 48, pp. 236-247, 2001.
- [STA06] Stagni R., Fantozzi S., Cappello A. – “Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics: Performance of single and double calibration” - *Gait & Posture*, Vol. 24, pp. 137-141, 2006.
- [SUD07] Südhoff I. – “Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur” - *Doctorat de sciences, Ecole National Supérieur d'Arts et Métiers*, 2007.
- [TAU00] Taubin G. – “Geometric Signal Processing on Polygonal Meshes” - *Proc. EUROGRAPHICS'2000 : State of the Art Report (STAR)*, 2000.
- [TAU01] Taubin G. – “Linear anisotropic mesh filtering” – *IBM Research Report, RC22213 (W0110-051)*, IBM October 2001.
- [TUR94] Turk G., Levoy M. – “Zipped polygon meshes from range images” - *ACM SIGGRAPH Proceedings*, pp. 311-318, 1994.
- [UFR05] UFR STAPS des Antilles et de la Guyane – “Cours d'anatomie” - : [http://calamar.univ-ag.fr/uag/staps/cours/anat/osteo/pop\\_os/omoplate.htm](http://calamar.univ-ag.fr/uag/staps/cours/anat/osteo/pop_os/omoplate.htm) - visité le 10/12/08

- [VAN07] Vanco M., Brunnett G. – “Geometric preprocessing of noisy point sets: an experimental study” – *Computing*, Vol. 79, pp. 365-380, 2007.
- [VAR04] Varnuska M., Kolingerova I. – “Manifold extraction in surface reconstruction” - *Computational Science-ICCS*, pp. 147–155, 2004.
- [VEE00] Veeger H.E.J. – “The position of the rotation center of the glenohumeral joint” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1711-1715, 2000.
- [VEL88] Velpaus F.E., Woltring H.J., Dortmans, L.J.M.G. – “A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, pp. 45-54, 1988.
- [VIE02] Vieilledent S. – “Comparaison de systèmes d’analyse du mouvement 3D” - *F. Institut National du sport et de l’éducation physique*. Paris, Laboratoire Mouvement, action et performance, Institut National du sport et de l’éducation physique: 52.
- [YAG02] Yagou H., Ohtake Y., Belyaev A. – “Mesh Smoothing via Mean and Median Filtering Applied to Face Normals” – *Proceedings of the Geometric Modeling and Processing – Theory and Applications*, 2002.
- [WAL91] Walker M., Shao L., Volz R. – “Estimating 3d location parameters using dual number quaternions” - *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, Vol. 54, pp. 358-367, 1991.
- [WAR98] Warner J.J.P., Bowen M.K., Deng X.-H., Hannafin J.A., Arnoczky S.P., Warren R.F. – “Articular contact patterns of the normal glenohumeral joint” - *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 7, pp. 381-388, 1998.
- [WIK08a] Wikipédia – “Système de référence en anatomie”  
[http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Coupe\\_anatomie.jpg](http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Coupe_anatomie.jpg) - Visité le 04/10/08.
- [WIK08b] Wikipédia – “Système de référence en anatomie”  
<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/79/Humérus.JPG> - Visité le 04/10/08.
- [WIL96] Williams J.R. – “Some aspects of the biomechanics of the elbow joint related to prosthetic design” - *Thèse de médecine*, Oxford University, 1996.
- [WU05] Wu G. et al. – “ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II : shoulder, elbow, wrist and hand” - *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 981-992 , 2005.
- [YEN08] Yengui M.Y. – “Développement d’une méthode de maillage automatique d’une nappe de marqueurs 3D” - *Mémoire de Master 2*, Ecole Nationale des Sciences de l’Informatique, Tunisie, 2008.
- [ZHA07] Zhang L., Kim Y. J., Manocha D. – “A Fast and Practical Algorithm for Generalized Depth Computation” - *Proceedings of Robotics: Science and Systems*, 2007.



ANNEXE

# 1

---

## Principes de fonctionnement des caméras 3D

---

<b>1</b>	<b>PRINCIPE DE MESURE DE LA DISTANCE.....</b>	<b>216</b>
<b>2</b>	<b>PRECISION DE LA MESURE DE DISTANCE.....</b>	<b>218</b>
2.1	PRECISION THEORIQUE.....	218
2.2	PRECISION PRATIQUE.....	218
<b>3</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>219</b>

---

L'objectif de cette annexe est de décrire les principes de fonctionnement des caméra 3D ainsi que la précision qu'elles permettent d'obtenir. Ces caméras constituent une technologie de suivi du mouvement sans marqueurs. Par ailleurs, l'utilisation de ces caméras a le grand avantage de proposer une résolution beaucoup plus fine que celle réalisable avec des marqueurs placés à la surface de la peau.

## 1 Principe de mesure de la distance

Le principe de mesure de la distance repose sur les propriétés physiques de propagation de la lumière. La caméra 3D est basée sur 2 composants principaux : un émetteur de lumière et un récepteur de lumière. La lumière est émise, se propage dans la scène, puis est réfléchi par les objets pour enfin revenir vers la caméra. La lumière émise est modulée en amplitude. La mesure de la différence de phase entre le signal émis et le signal reçu permet d'obtenir la distance de l'objet qui a reflété la lumière. Ce principe est connu sous le nom de « temps de vol » ou Time Of Flight (TOF) en anglais.

La caméra émet un signal lumineux (dans le proche infrarouge) sinusoïdale modulé en amplitude. La lumière est réfléchi par les différents objets de la scène vers la caméra. Des capteurs permettent ensuite de démoduler le signal renvoyé par les objets. En pratique la démodulation se fait de manière indépendante au niveau de chaque pixel de la caméra. Le signal de phase est détecté en démodulant de manière synchrone le signal lumineux arrivant au niveau du capteur. Cette démodulation peut être obtenue par corrélation du signal reçu avec le signal émis originel. La corrélation entre le signal émis  $g(t)$  et le signal reçu  $s(t)$  vaut :

$$c(\tau) = s(t) \otimes g(t) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} s(t) \cdot g(t + \tau) dt$$

Nous pouvons aussi écrire que le signal émis idéalement est de la forme :

$$s(t) = \cos(\omega t)$$

et le signal reçu :

$$g(t) = B(t) + A \cos(\omega t - \varphi)$$

La composante  $B(t)$  du signal reçu (l'offset) est principalement due à la lumière de l'environnement. Dans les environnements classiques et en particulier si l'on travail en intérieur, la lumière d'arrière plan varie à des fréquences beaucoup plus basses que la lumière émise par la caméra. La composante  $B(t)$  du signal de retour peut donc être approchée par une constante  $B$ .

La démodulation du signal se fait par échantillonnage de celui-ci à 4 instants espacés de d'un déphasage de  $90^\circ$  ( $g(0^\circ)$ ,  $g(90^\circ)$ ,  $g(180^\circ)$  et  $g(270^\circ)$ ). On obtient ainsi 4 mesures ( $A_0$ ,  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$ ). Chaque échantillon correspond à l'intégration de la photo-charge générée pendant une fraction de la période de modulation (la moitié de la période de modulation dans le cas de la caméra que nous étudions). Cette méthode est appelée « 4 buckets ou 4 steps method » en anglais. Afin d'augmenter le rapport signal/bruit, la charge est en général sommé sur plusieurs

périodes (période d'intégration). Le signal reçu peut à partir de là être complètement reconstruit et défini par 3 paramètres : l'offset ( $B$ ), l'amplitude ( $A$ ), et la phase ( $\varphi$ ) (figure 1). Ces 3 paramètres sont définis par les formules suivantes :

$$B = \frac{A_0 + A_1 + A_2 + A_3}{4}$$

$$A = \frac{\sqrt{(A_0 - A_2)^2 + (A_1 - A_3)^2}}{2}$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{A_0 - A_2}{A_1 - A_3}\right)$$

Plus précisément nous avons :

- $\varphi$  le retard de phase mesuré dû à l'aller-retour de la lumière entre la caméra et l'objet,
- $B$  l'offset du signal qui résulte principalement de l'éclairage ambiant et correspond à l'intensité du signal tel que l'on peut la voir sur une image en noir et blanc,
- $A$  l'amplitude du signal optique récupéré qui est réduite d'un facteur  $k$  (du à la distance de l'objet et à son coefficient de réflexion) par rapport au signal émis par la caméra.

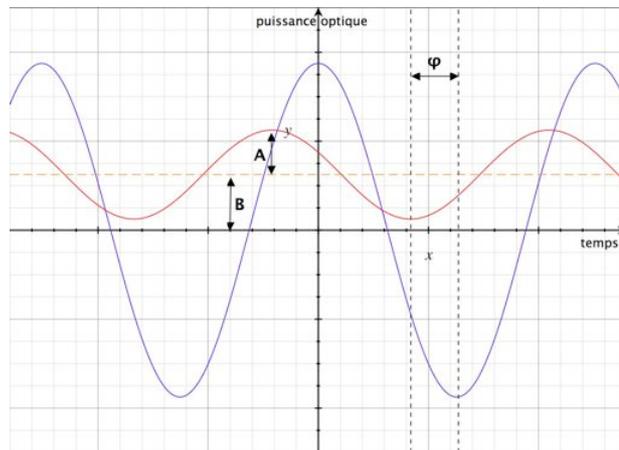


Figure 1 - Mesures obtenues par le principe TOF

La distance  $L$  entre la caméra et l'objet s'obtient directement à partir de la valeur de la phase  $\varphi$  :

$$L = \frac{L_0}{2\pi\varphi}$$

$L_0$  représente la portée de non-ambiguïté de la mesure de la phase. Cette distance représente la distance maximale pour laquelle un déphasage  $\varphi$  représente une unique distance. Elle vaut :

$$L_0 = \frac{c}{2 \cdot f_{\text{mod}}}$$

avec  $c$  la célérité de la lumière.

## 2 Précision de la mesure de distance

### 2.1 Précision théorique

La limite physique de la précision des capteurs optiques est due au bruit grenaille (*shot noise* en anglais) qui suit une loi de Poisson. Ce bruit est dû à l'arrivée irrégulière des porteurs d'énergie (ici les photons) qui conduit à des fluctuations statistiques dans les mesures. Une expression de l'écart-type de la mesure de la phase (et donc de la distance) est donnée par :

$$\sigma_R = \frac{c}{4\pi \cdot f_{\text{mod}} \sqrt{2}} \cdot \frac{\sqrt{B}}{c_{\text{de mod}} \cdot A_{\text{sig}}}$$

avec  $c$  la célérité de la lumière,  $f_{\text{mod}}$  la fréquence de modulation

De cette équation, on peut en déduire que la précision augmente quand :

- la fréquence de modulation augmente,
- la puissance du signal augmente,
- la puissance de l'éclairage extérieur diminue.

Il faut cependant noter que la puissance du signal lumineux ne peut pas être réellement augmentée afin de ne pas devenir dangereux pour les yeux.

### 2.2 Précision pratique

La précision avec laquelle la phase peut être mesurée est en pratique directement liée au contraste de démodulation du pixel (et donc à ces capacités techniques) :

$$c_{\text{de mod}} = \frac{A}{B} \Bigg|_{\text{dans le noir}}$$

Pour des fréquences élevées, la séparation des charges au niveau des pixels n'est pas assez rapide, conduisant à une baisse du contraste de démodulation et donc de la précision de l'estimation de la profondeur [LAN00].

Plus la période d'intégration est courte, plus le contraste de démodulation peut être en théorie élevé [BUT05]. Cependant en pratique, on est obligé d'augmenter celui-ci afin que suffisamment de photons soient intégrés au niveau du capteur.

La lumière ambiante a 2 principaux impacts sur la mesure de la distance :

- une réduction de la précision de la mesure car l'augmentation de la lumière crée automatiquement une augmentation du bruit grenaille,
- et peut provoquer une saturation des capacités des pixels

**La performance de démodulation se rapproche par conséquent de la limite théorique dans le noir.**

La précision est plus importante quand le signal reçu  $A_{sig}$  augmente. Le nombre de photons reçu par le capteur est par conséquent déterminant. **L'énergie lumineuse qui revient au capteur dépend à la fois de la distance de l'objet et du coefficient de réflexion de l'objet.** Il faudrait essayer d'augmenter artificiellement le coefficient de réflexion de la peau.

### 3 Conclusion

De façon approximative, la précision attendue sur l'information de profondeur est de l'ordre de 1% de la distance de mesure. Pour un placement de la caméra 3D à une distance de 0,5 m de la surface de la peau et pour une fréquence de modulation de 20 Mhz, la précision attendue est par conséquent de l'ordre de 5 mm. Afin d'augmenter la précision, il est possible d'augmenter la fréquence de modulation jusqu'à 50 Mhz. Il est aussi possible de réduire la fréquence d'acquisition (ce qui permet d'augmenter le nombre d'accumulation lors de l'intégration des pixels) et la luminosité dans la pièce de l'acquisition afin d'augmenter également la précision. La figure 2 montre un exemple de caméra 3D disponible dans le commerce.



Figure 2 - Caméra 3D SwissRanger SR3000



ANNEXE

---

# 2 Description de l'algorithme IMCP standard

---

<b>1</b>	<b>DESCRIPTION DE L'IMCP (ITERATIVE MEDIAN CLOSEST POINT)</b> .....	<b>223</b>
1.1	INITIALISATION DE LA SOLUTION .....	223
1.2	L'ALGORITHME DE L'IMCP.....	225
<b>2</b>	<b>CONCLUSION</b> .....	<b>242</b>

---

Cette annexe est un résumé détaillé de l'algorithme d'Iterative Median Closest Point (IMCP) qui est un algorithme de recalage robuste, simultané, multi-objet. Il a été développé, à l'origine, afin de contribuer à l'analyse morpho-fonctionnelle des systèmes ostéo-articulaires [CRE05][JAC08]. L'imagerie 3D (IRM ou scanner) donne accès à la reconstruction de segments osseux dans différentes positions intermédiaires d'un mouvement. Il s'agit d'une analyse quasi-statique du mouvement mais elle donne accès à la position de structures de petite taille que ne pourraient suivre des marqueurs externes. Nous pouvons citer par exemple l'étude de la cinématique du pied [STI01] ou du poignet [HU03]. Crisco [CRI99] estime le mouvement des formes reconstruites à partir de la localisation de leurs centroïdes et l'orientation de leurs axes principaux d'inertie. Cependant cette méthode présente des limites importantes si les structures osseuses ont été reconstruites de manière incomplète (clipping) ou irrégulière (erreurs de segmentation) comme le montre l'exemple de la figure 1. La méthode par axes d'inertie est très sensible à la reconstruction surfacique, c'est à dire à la géométrie proposée et est, par conséquent, peu robuste et peu fiable. C'est dans l'objectif de palier à ces limitations que l'IMCP a été conçu et développé.

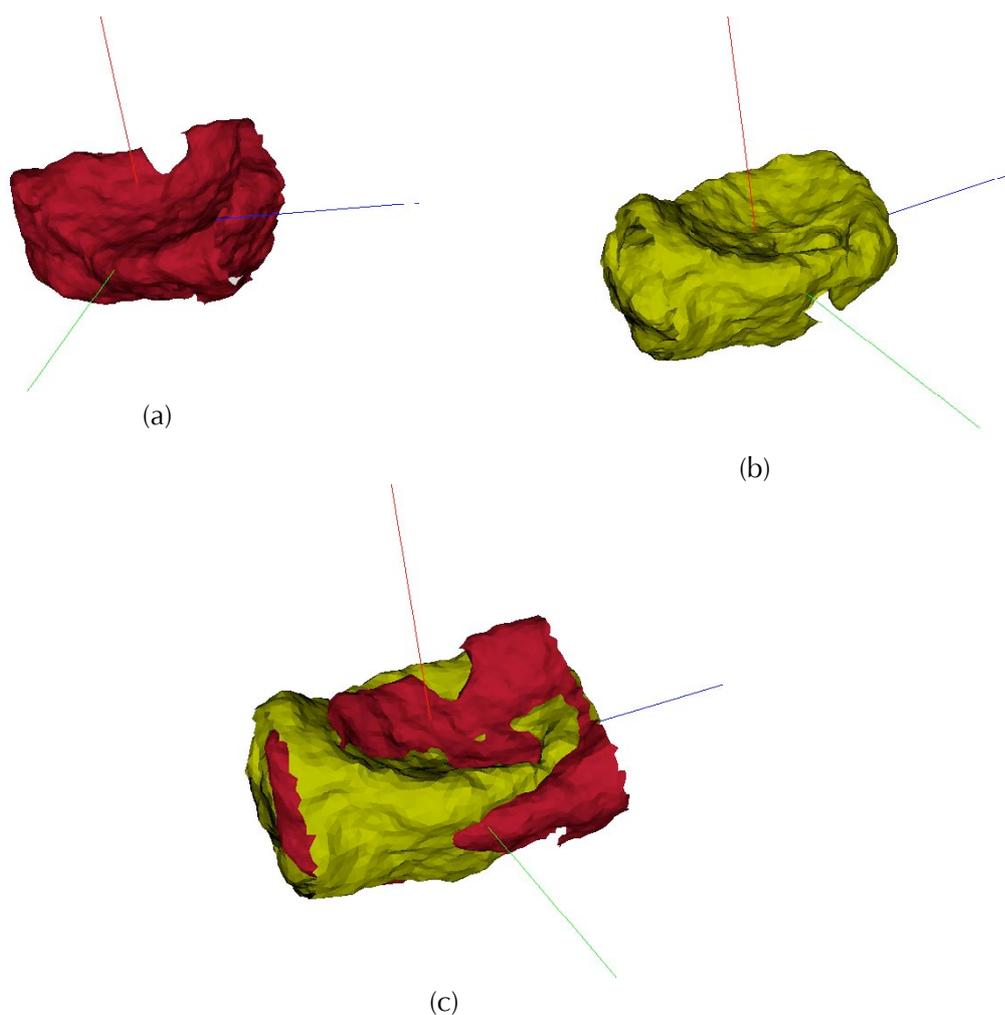


Figure 1 - (a) objet 1 - (b) objet 2 (référence) - (c) recalage de l'objet 1 sur l'objet 2 par les axes d'inertie.

Dans le cadre de l'étude du mouvement par nappes de marqueurs, nous cherchons à obtenir le mouvement de structures osseuses, et plus particulièrement ici celles du membre supérieur, de manière non invasive et dynamique. Cela revient à étudier les déformations de la surface de la peau et d'en déduire le mouvement de la structure sous-jacente. La déformation surfacique a plusieurs origines dont, entre autres, le mouvement de la structure osseuse, l'activité musculaire, la déformation de la peau au niveau des liaisons inter-segments, et le glissement relatif de ces structures entre elles. Dans cette situation où l'information du mouvement est fortement bruitée, la robustesse de l'IMCP ainsi que sa capacité à utiliser la redondance d'information apportée par les différentes instances (il s'agira ici d'une redondance plus temporelle que spatiale) fait de l'IMCP une méthode prometteuse pour notre étude.

## 1 Description de l'IMCP (Iterative Median Closest Point)

### 1.1 Initialisation de la solution

L'IMCP est une méthode de recalage locale. Cela implique que, si la solution initiale proposée à l'algorithme est trop éloignée de la solution optimale, l'algorithme risque de converger vers un minimum local. Cette solution ne correspondra pas à la solution recherchée et l'estimation du mouvement ne sera pas cohérente. Il est par conséquent nécessaire de l'initialiser par une solution initiale acceptable. Cette solution initiale est une estimation grossière de la solution finale. L'IMCP ne fera alors plus qu'affiner cette première estimation. Outre le fait d'éviter des minimums locaux, cette procédure en deux étapes permet de limiter le nombre d'itérations nécessaire à l'IMCP pour converger et ainsi limiter le temps de calcul. En effet, quelle que soit la méthode d'initialisation utilisée, l'obtention de la solution initiale ne demande que peu de ressources. Deux stratégies sont principalement utilisées pour effectuer cette initialisation :

- la première consiste à repérer un certain nombre d'amers sur chacune des surfaces [BES92] puis de recalculer les surfaces à l'aide de ces amers. Les amers sont souvent choisis comme des repères remarquables de la surface étudiée. Sur un os il s'agira de repères osseux. Cependant cette méthode, dépendant de la localisation précise des amers, est très sensible aux sources de contaminations qui peuvent altérer la surface. Cette méthode est par conséquent peu robuste. De plus, s'il est envisageable pour un manipulateur de placer des amers sur une dizaine de surfaces, il ne l'est pas pour un millier de surfaces comme c'est le cas pour le suivi des nappes de marqueurs. De plus, la surface de la peau ne présente pas d'amers remarquables qu'il serait possible de suivre au cours du mouvement. Cette méthode d'initialisation du recalage est ici totalement inappropriée.
- la seconde méthode est d'utiliser un recalage à l'aide des axes principaux d'inertie. Nous avons déjà souligné les limites de cette méthode et son incapacité à produire un résultat précis et robuste. Cependant, il s'agit là uniquement d'obtenir une estimation grossière du recalage ce que fait de manière efficace et simple cette méthode. Nous

utiliserons par conséquent le recalage par les axes principaux d'inertie comme initialisation de l'IMCP.

Nous allons maintenant décrire l'obtention de la position du repère issu du calcul des axes d'inertie d'un objet.

### 1.1.1 Calcul des paramètres d'inertie

Un corps rigide  $S$  peut être défini comme étant composé de  $n$  particules  $P^i (P_x^i, P_y^i, P_z^i)$   $\{i=[1, \dots, n]\}$  et ayant une masse totale  $M$ . Chaque particule possède une masse élémentaire  $m_i$ . La masse totale  $M$  du solide est égale à la somme des masses élémentaires  $m_i$  des particules le composant :

$$M = \sum_i m_i$$

Le centre de masse ou centre d'inertie  $C(C_x, C_y, C_z)$  du solide  $S$  s'écrit :

$$C = \frac{\sum_i P^i m_i}{\sum_i m_i} = \frac{1}{M} \begin{Bmatrix} \sum_i m_i P_x^i \\ \sum_i m_i P_y^i \\ \sum_i m_i P_z^i \end{Bmatrix}$$

Il est alors possible de calculer la matrice d'inertie  $I$  du solide :

$$I = \begin{bmatrix} \sum_i m_i [P_y^i C_y^2 + P_z^i C_z^2] & \sum_i -m_i [P_y^i C_y \cdot P_x^i C_x] & \sum_i -m_i [P_z^i C_z \cdot P_x^i C_x] \\ \sum_i -m_i [P_y^i C_y \cdot P_x^i C_x] & \sum_i m_i [P_x^i C_x^2 + P_z^i C_z^2] & \sum_i -m_i [P_z^i C_z \cdot P_y^i C_y] \\ \sum_i -m_i [P_z^i C_z \cdot P_x^i C_x] & \sum_i -m_i [P_z^i C_z \cdot P_y^i C_y] & \sum_i m_i [P_x^i C_x^2 + P_y^i C_y^2] \end{bmatrix}$$

et d'en déduire la position et l'orientation du repère décrivant le solide  $S$  :

$$T_s = \begin{bmatrix} I_{0,0} & I_{0,1} & I_{0,2} & C_x \\ I_{1,0} & I_{1,1} & I_{1,2} & C_y \\ I_{2,0} & I_{2,1} & I_{2,2} & C_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dans le cas d'un objet polyédrique, les particules définissant le solide sont les sommets du maillage de celui-ci. Les sommets d'un maillage correspondent à la discrétisation de la surface du solide. Dans le cas d'un maillage régulier, qui est le cas de notre étude, tous les sommets représentent la même portion de surface. Tous les sommets ont donc le même poids et il est possible de poser :

$$\forall i, m_i = 1$$

Cependant dans le cas d'un maillage adaptatif, cette hypothèse ne serait plus valable et le poids de chaque sommet devrait être proportionnel à la surface qu'il représente.

### 1.1.2 Expression de la transformation du recalage

La position  $A$  et la position  $B$  du solide  $S$  étant connues dans un repère univers, il est possible de déterminer la transformation rigide  $T$ , composée d'une rotation  $R$  et d'une translation  $t$ , permettant de passer de la position  $A$  vers la position  $B$  à l'aide des repères issus du calcul des axes principaux d'inertie (figure 2). Soit  $T_A$  la description du repère du solide  $S$  dans la position  $A$  et  $T_B$  celle dans la position  $B$  :

$$T = T_A^{-1}T_B$$

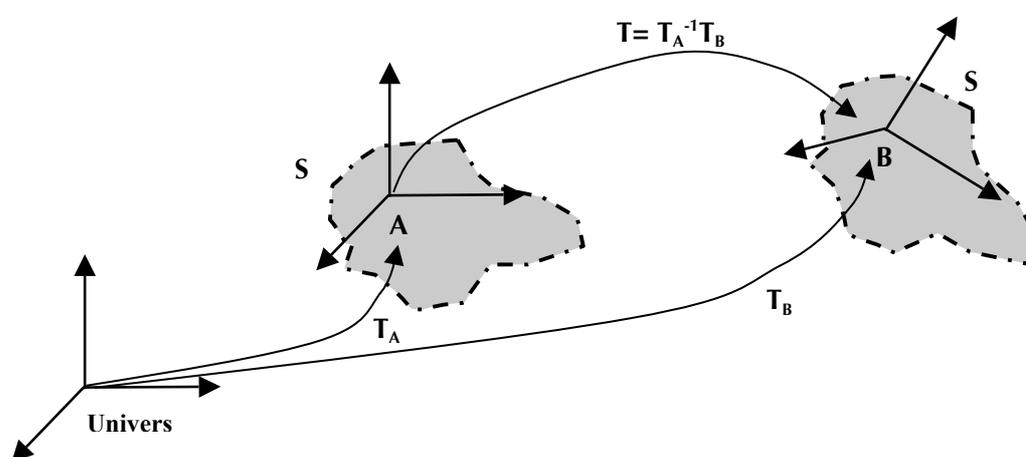


Figure 2 - Transformation  $T$  du repère  $T_A$  vers le repère  $T_B$

Le lecteur pourra se reporter aux travaux d'Hilal [HIL00] pour une présentation plus détaillée de ce recalage initial.

## 1.2 L'algorithme de l'IMCP

### 1.2.1 Démarche générale

L'information de base à notre disposition est une représentation géométrique de la surface d'intérêt. Il s'agit d'un nuage de points (ensemble des sommets définissant la géométrie) associé à une topologie (liste des facettes) si la surface est maillée. Le processus de recalage de ces représentations géométriques se décompose en deux sous-problèmes. Le premier est l'estimation de la transformation permettant de passer d'une instance à une autre et est ce que l'on appelle à proprement parlé le recalage (« registration » en anglais). L'estimation de cette transformation se base sur une identification préalable de primitives homologues sur les deux instances. L'association de ces primitives constitue le problème de mise en correspondance (« matching » en anglais). Un problème de recalage consiste donc en la résolution entrelacée

de ces deux sous-problèmes. Dans une procédure de recalage portant sur deux instances, l’une d’entre elles est prise comme référence et l’autre comme mobile. La transformation qui sera estimée sera celle permettant de passer de l’instance mobile vers celle de référence. Il arrive aussi que le nombre d’instance à recaler soit supérieur à deux et l’on parle alors de recalage multiple ou multi-objets. Dans ce cas-là, différentes stratégies sont envisageables, l’objectif étant dans la mesure du possible de mutualiser l’information disponible sur l’ensemble des instances afin d’éliminer les sources de contamination et de rendre le processus plus robuste.

En ce qui concerne la mise en correspondance nous avons déjà évoqué deux types de stratégie. Il s’agit de la mise en correspondance d’amers définis par le manipulateur et la mise en correspondance des axes d’inertie. Cependant, dans ces deux méthodes, le processus de mise en correspondance n’est pas dynamique. Il est fixé une fois pour toutes. Un autre critère d’appariement, très fréquemment employé, est celui du plus proche voisin. Ce critère peut être mis à jour après chaque estimation de la transformation et permet par conséquent l’utilisation d’un algorithme itératif. Le processus cherchera à optimiser itérativement la qualité de ces appariements. Nous voyons ici se dégager un processus itératif en 3 étapes :

1. mise en correspondance des objets par un critère évolutif,
2. estimation de la transformation maximisant la qualité de la mise en correspondance,
3. application de la transformation estimée.

La transformation que nous cherchons à estimer est de type rigide. En effet, même si la surface de la peau est une surface élastique, nous recherchons dans cette déformation la partie induite par le mouvement de la structure osseuse sous-jacente. La structure osseuse pouvant être supposée comme rigide, la transformation que nous recherchons est également de type rigide.

### 1.2.2 L’ICP (Iterative Closest Point)

Proposé par [BES92], l’algorithme du plus proche voisin itéré ou Iterative Closest Point (ICP) se base sur le processus itératif en 3 étapes présenté précédemment. Il s’agit donc d’un algorithme de recalage complet combinant à la fois l’étape de mise en correspondance et celle d’estimation de la transformation. Comme son nom l’indique, la mise en correspondance dans l’ICP est basée sur la recherche du plus proche voisin. Pour que cette mise en correspondance ne soit pas aberrante, il est nécessaire d’avoir établi une première estimation du recalage. Il s’agit du processus d’initialisation dont nous avons déjà parlé dans le paragraphe précédent. L’estimation de la transformation consiste à rechercher la transformation rigide optimale au sens des moindres carrés généralisés.

Il est possible de préciser les 3 étapes du processus itératif pour l’ICP :

1. mise en correspondance : chaque point du nuage mobile est apparié avec son plus proche voisin sur le nuage de référence au sens de la distance euclidienne,
2. recalage : la transformation rigide  $T$  optimale est estimée,
3. application de la transformation estimée  $T$  au nuage mobile.

Maintenant que le schéma général de l’ICP est présenté, il reste à définir comment nous allons

réaliser la recherche du plus proche voisin, nous allons estimer la transformation et comment nous allons choisir le critère d'arrêt de l'algorithme. Ces points feront l'objet des trois paragraphes suivants.

### 1.2.2.1 Recherche du plus proche voisin

Besl [BES92] a déterminé que l'étape d'appariement, c'est-à-dire la recherche des plus proches voisins, prenait 95% du temps de l'ICP. L'efficacité de l'ICP dépend donc en grande partie de la manière dont les plus proches voisins sont recherchés. Une très bonne synthèse des techniques existantes est présentée dans [ZHA93]. Il est possible de recherché les plus proches parmi les sommets (mode point) ou, si l'on dispose d'une représentation surfacique de l'objet, directement sur la surface (mode surface). Cette seconde approche qui est plus précise nécessite une représentation de la surface de l'objet.

#### *Recherche du plus proche sommet (mode point)*

La méthode naïve pour réaliser l'appariement d'un point du nuage mobile est de calculer les distances de ce point vers tous les points du nuage de référence puis de regarder vers quel point la distance est la plus faible. Cette méthode, même si elle est très simple à mettre en œuvre, est très coûteuse en temps de calcul. Avec un algorithme de ce type, le processus d'appariement aurait un coup en  $O(N^2)$  avec  $N$  le nombre de points de l'objet (on suppose ici que l'objet mobile et celui de référence sont composés d'un nombre de points semblable). Pour réduire le coût opératoire, l'idée est de subdiviser l'espace en plusieurs sous-ensembles. Cette subdivision peut être uniforme [TUR94] ou adaptative comme dans le cas des *kd-tree* [BEN75].

Le *kd-tree* est un arbre binaire dont la structure fournit un partitionnement de l'espace. Le partitionnement se fait en général suivant des hyperplans perpendiculaires aux axes de coordonnées. Plusieurs approches ont été envisagées pour le choix de la direction privilégiée du partitionnement [OMO87][FRI77]). La solution de Friedman qui maximise l'étendue des points du nuage a été retenue car elle fournit des régions plus carrées, ce qui va accroître la recherche du plus proche voisin. Le *kd-tree* requiert  $O(N \log(N))$  opérations pour sa construction et  $O(\log(N))$  pour la recherche du plus proche voisin. La figure 3 montre un partitionnement de l'espace à l'aide d'un *kd-tree* dans le cas d'une nappe de marqueurs.

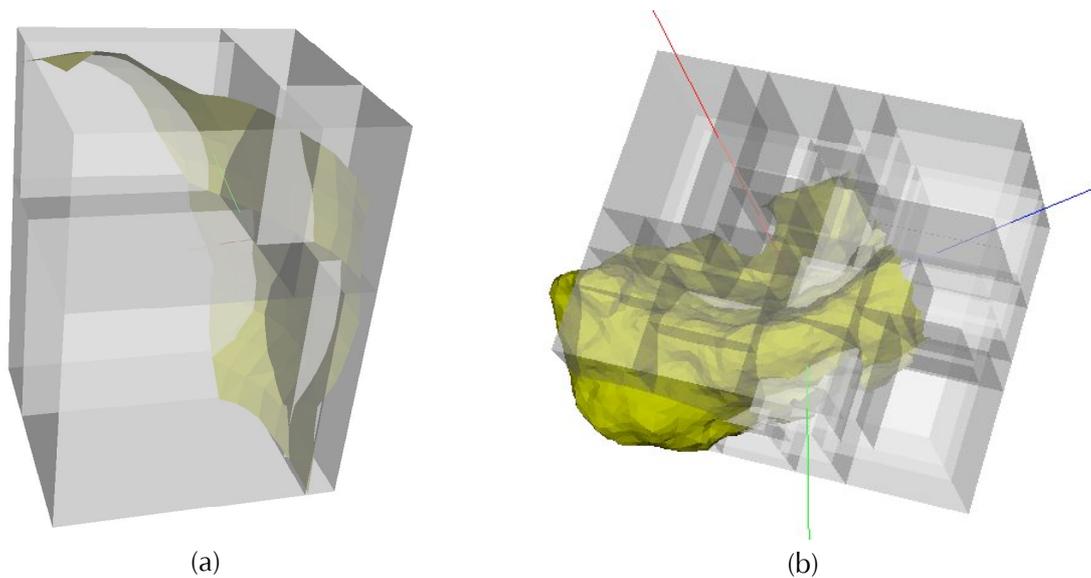


Figure 3 - Partitionnement de l'espace par un kd-tree – (a) nuage de 120 sommets : 10 sommets par partition minimum - nuage de 3800 sommets : 25 sommets par partition minimum.

Un paramètre important du kd-tree est le nombre d'éléments minimum que chaque feuille de l'arbre, c'est-à-dire chaque partition finale de l'espace doit au minimum contenir. Si ce nombre minimum est supérieur au nombre de sommets de l'objet, l'espace n'est pas partitionné et l'arbre fonctionne comme l'algorithme naïf de recherche du plus proche voisin. A l'autre extrême, si chaque feuille de l'arbre ne contient qu'un sommet de l'objet, le temps nécessaire à trouver le plus proche voisin est plus élevé. Cela est dû au nombre important de feuilles à parcourir. En général, il faut choisir une valeur intermédiaire pour faire fonctionner l'arbre de manière optimale. L'optimisation de la recherche du plus proche voisin en terme de temps de calcul ne sera pas décrite ici pour l'ICP mais pour le cas de l'IMCP dans un paragraphe ultérieur.

#### *Recherche du plus proche voisin sur la surface (mode surfacique)*

Dans le cas où l'on possède la topologie de l'objet et non pas seulement la position des sommets du nuage de points, il est possible d'affiner l'appariement par recherche du plus proche voisin. En effet, jusqu'à présent les points éligibles comme plus proche voisin sur le nuage de référence n'étaient que les sommets de celui-ci. L'appariement devient donc très dépendant de la manière dont la surface a été discrétisée : ainsi ne pas prendre en compte l'information topologique revient à superposer un bruit supplémentaire, de type tangentiel, à la description de l'objet de référence comme le montre la figure 4. La démarche envisagée est de chercher le plus proche voisin sur les facettes qui ont en commun le sommet le plus proche. Les facettes ayant en commun le sommet le plus proche sont donc parcourues une à une. Le point le plus proche sur chacune de ces facettes est calculé. Puis le plus proche parmi ceux-ci est conservé et est apparié au point appelant du nuage mobile. Cette approche correspondra au mode surfacique en opposition au mode point où le point apparié est tout simplement le sommet le plus proche. L'utilisation du mode surfacique nécessite la connaissance de la

topologie de l'objet de référence.

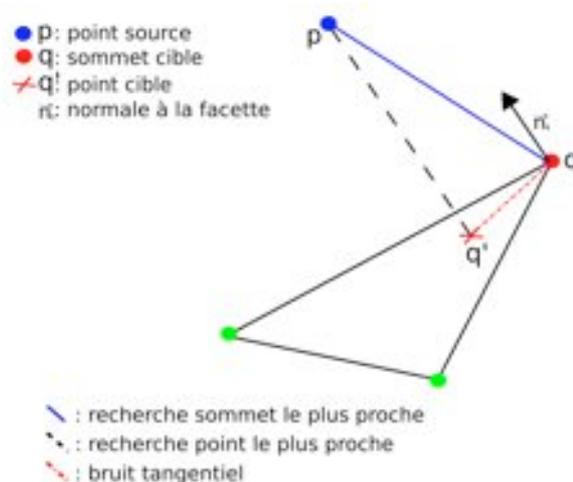


Figure 4 - Illustration du bruit tangentiel dû à la recherche du point le plus proche en mode point contrairement au mode surface [CRE05].

L'utilisation du mode surfacique apporte évidemment un gain en précision en réduisant l'influence de la discrétisation de la surfacique c'est à dire en réduisant le bruit tangentiel. L'utilisation de ce mode a cependant un coup calculatoire non négligeable.

### 1.2.2.2 Estimation de la transformation rigide

Ce paragraphe traite de la seconde étape de l'ICP qui consiste à estimer la transformation rigide recalant la forme mobile sur la forme de référence. Soit  $Q = \{q_j \in \mathbb{R}^3, j = 1, \dots, L\}$  le nuage de points de référence et  $P = \{p_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, N\}$  le nuage de points mobile. Comme il s'agit d'un recalage rigide, dans le cas idéal où les formes sont identiques et les appariements parfaits, seulement trois appariements seraient nécessaires et l'on aurait  $q_i = T(p_i)$ . Cependant cela n'est jamais le cas en pratique et il convient de chercher une solution aux moindres carrés définie par :

$$\hat{T} = \arg \min_T \sum_i e_i^2$$

où le résidu  $e_i$  est la distance entre le point  $p_i$  du nuage mobile et le point  $q_i$  du nuage de référence auquel on a appliqué la transformée  $T$  :

$$e_i^2 = \|q_i - T(p_i)\|^2$$

Comme  $T$  est une transformation rigide, elle peut être décomposée en une rotation  $R$  et une translation  $t$ . Nous avons donc :

$$\hat{T} = \arg \min_T \sum_i \|q_i - R(p_i) - t\|^2$$

Dans l'algorithme classique de l'ICP, tous les appariements sont supposés équivalents. Cependant, il est possible d'envisager un cadre plus large où les appariements sont pondérés d'un poids  $w_i$ . Ce poids reflète la fiabilité d'un appariement. Nous utiliserons cette notation

plus générale qui nous servira plus tard. Dans le cas de l'ICP classique tous ces poids  $w_i$  sont égaux à 1. La dernière équation se réécrit donc comme suit :

$$\hat{T} = \arg \min_T \sum_i w_i \|q_i - R(p_i) - t\|^2$$

La recherche de la transformation optimale doit nécessairement faire coïncider les centroïdes pondérés de P et Q. Il est ainsi possible de rechercher séparément la partie translation  $t$  et rotation  $R$  de la transformation optimale.

La transformation optimale est caractérisée par :

$$\frac{\partial \hat{T}}{\partial t} = -2 \sum_i w_i (q_i - (Rp_i + t))^T = 0$$

et donc :

$$\hat{t} \sum_i w_i = \left( \sum_i w_i q_i \right) - R \left( \sum_i w_i p_i \right)$$

En posant  $p'$  et  $q'$  les barycentres pondérés respectivement des points  $p_i$  et  $q_i$  on obtient :

$$\hat{t} = q' - Rp'$$

Une fois connue la rotation  $R$ , nous pourrions en déduire directement la translation  $t$ .

Pour estimer la rotation  $R$ , nous nous plaçons dans le repère barycentrique :  $p_i^c = p_i - p'$  et  $q_i^c = q_i - q'$ . Le critère à minimiser peut alors être réécrit sous la forme suivante :

$$\hat{R} = \arg \min_R \sum_i w_i \|q_i^c - Rp_i^c\|^2$$

Plusieurs méthodes existent pour rechercher la rotation minimisant l'erreur quadratique. Nous citerons les méthodes basées sur les matrices orthogonales et la décomposition polaire [HOR88], les quaternions unitaires [FAU86], les quaternions duaux [WAL91] ainsi que la décomposition en valeurs singulières (SVD) [ARU87]. Toutes ces méthodes sont équivalentes en terme de rapidité et de précision [LOR95]. Nous avons retenu l'utilisation de la décomposition en valeurs singulières comme méthode d'estimation de la rotation optimale. En développant la précédente expression de  $\hat{R}$  nous obtenons :

$$\hat{R} = \arg \min_R \left[ \sum_i w_i \left( \|q_i^c\|^2 + \|p_i^c\|^2 \right) - 2Tr \left( \sum_i w_i Rp_i^c q_i^{cT} \right) \right]$$

En posant  $H$  la matrice de composantes  $h_{k,l} = \sum_i w_i p_{i,k}^c q_{i,l}^{cT}$  et en remarquant que  $\|q_i^c\|^2$  et  $\|p_i^c\|^2$  sont constants, il est possible de rechercher la matrice  $\hat{R}$  en tant que matrice de rotation maximisant la trace de  $RH$ . Une factorisation de  $H$  en fonction de ses valeurs singulières nous permet d'obtenir :

$$\hat{R} = VU^T$$

avec :  $H = USV^T$  (ou  $U$  et  $V$  sont des matrices orthogonales et  $S$  la matrice diagonale des valeurs singulières de  $S$ ).

### 1.2.2.3 Critères d'arrêt

L'ICP est un processus itératif. La solution parfaite étant inaccessible dans la réalité, il faut lui fournir un critère d'arrêt. En général, l'algorithme s'arrête lorsque la variation de l'indicateur de qualité du recalage est inférieure à un seuil donné  $\mu$  :

$$\left| \frac{\chi_k - \chi_{k-1}}{\chi_{k-1}} \right| < \mu$$

avec  $\chi_k$  le résidu global défini par :

$$\chi_k = \sqrt{\frac{\sum_i w_i e_i^2}{\sum_i w_i}}$$

Un nombre d'itération maximum  $It_{max}$  est généralement fixé car l'utilisation d'un seuil  $\mu$  comme critère d'arrêt ne permet pas de maîtriser de façon intuitive la convergence de l'algorithme. Lorsque le temps de calcul d'une itération est court, comme dans de nombreuses applications, la maîtrise de ce paramètre n'est pas très importante car l'utilisateur peut se permettre de réaliser quelques itérations « inutiles ». Dans notre cas, le temps de calcul d'une itération locale, pour l'IMCP, sera de l'ordre de la demi-heure. La maîtrise du nombre d'itérations a alors une importance cruciale. Nous reviendrons plus en détail sur l'optimisation de ce critère d'arrêt dans le cadre de l'IMCP.

Pour conclure sur l'ICP, nous dirons qu'il s'agit d'un algorithme itératif simple à mettre en œuvre qui permet un raffinement du recalage proposé par une solution initiale fournie par le recalage à l'aide des axes d'inertie. Cependant, dans de nombreux cas, ce recalage reste largement insuffisant, en raison du manque de robustesse de cet algorithme comme le montre la figure 5. Cette lacune provient du fait que les appariements sont dotés d'une confiance identique. L'utilisation du poids  $w_i$  pour noter la valeur des appariements est une solution pour améliorer le résultat du recalage. Cette utilisation fera l'objet du paragraphe suivant concernant l'ICPr (Iterative Closest Point robust).

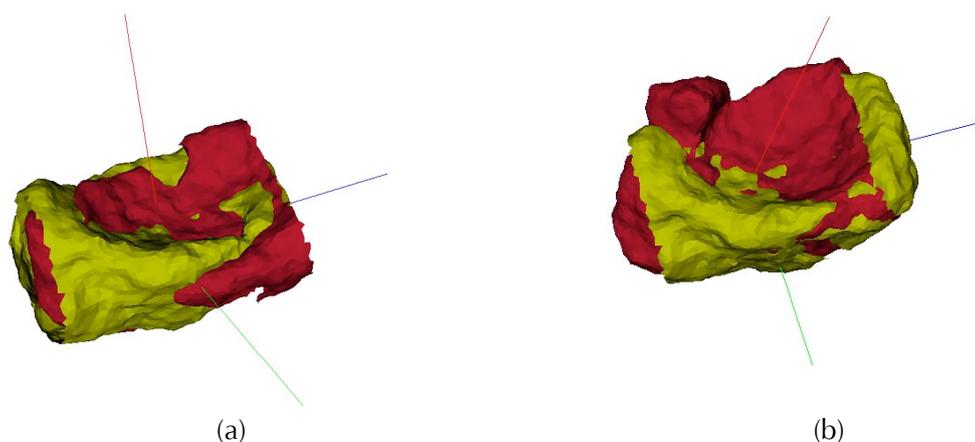


Figure 5 - (a) recalage à l'aide des axes d'inerties - (b) recalage à l'aide de l'ICP.

Nous avons par ailleurs souligné deux points importants en ce qui concerne l'optimisation du temps de calcul : le réglage du nombre de sommets que l'on trouve dans chaque feuille du kd-tree utilisé pour la recherche du plus proche voisin ainsi que le choix du critère de convergence.

### 1.2.3 L'ICPr (Iterative Closest Point robust)

Le principal défaut de l'ICP est son manque de robustesse face aux données aberrantes ou manquantes sur les surfaces des objets à recaler. En effet, dans l'ICP tous les appariements participent de manière égale dans l'estimation de la transformation. La qualité de la transformation calculée dépend par conséquent fortement de la qualité des données d'origine. Une stratégie couramment utilisée est d'introduire, comme nous avons déjà commencé à le présenter, une pondération notant la qualité de l'appariement. Le recalage sera ainsi rendu robuste en calculant le plus proche voisin de chaque point de l'objet mobile mais en ne conservant que les appariements supposés bons. Une sélection sur la distance euclidienne entre les points appariés s'effectue afin de ne sélectionner que les appariements fiables. Le choix de l'estimateur qui va effectuer cette sélection constitue le cœur de l'algorithme et va en déterminer l'efficacité.

#### 1.2.3.1 Choix d'un estimateur robuste

L'estimateur le plus simple que l'on peut imaginer est un opérateur binaire basé sur une distance maximale  $D_{max}$ . Pour tout appariement dont le résidu est supérieur à cette valeur  $D_{max}$ , le poids  $w_i$  correspondant est nul. Cela revient à ne pas prendre en compte cet appariement. La théorie des statistiques a introduit des estimateurs plus robustes comme les M-, R-, L-, LmedS- estimateurs [ROU87]. Dans le cadre de l'ICPr qui va servir de base à l'IMCP, le M-estimateur a été choisi en raison de ces excellentes propriétés de robustesse locale. Le lecteur peut se référer à la thèse de [BLA92] pour une vue d'ensemble des M-estimateurs.

Pour que le M-estimateur améliore la robustesse de l'algorithme, il faut qu'il rejette les

appariements dont le résidu  $e_i$  est élevé. Cela revient à rechercher un estimateur dont la fonction d'influence tend vers 0 avec l'augmentation de l'erreur. Le M-estimateur dont la fonction d'influence est redescendante et qui a été choisi dans le cadre de l'ICPr est l'estimateur de Tukey ou estimateur Biweight. La fonction de poids issue de cet estimateur peut s'écrire ainsi :

$$w_i = \begin{cases} \left(1 - \left(\frac{e_i}{\lambda\sigma}\right)^2\right)^2 & \text{si } \left|\frac{e_i}{\lambda\sigma}\right| < 1 \\ 0 & \text{si } \left|\frac{e_i}{\lambda\sigma}\right| \geq 1 \end{cases}$$

La figure 6 est la représentation graphique de la fonction de poids retenue, basée sur l'estimateur de Tukey issu des résidus  $e_i$ .

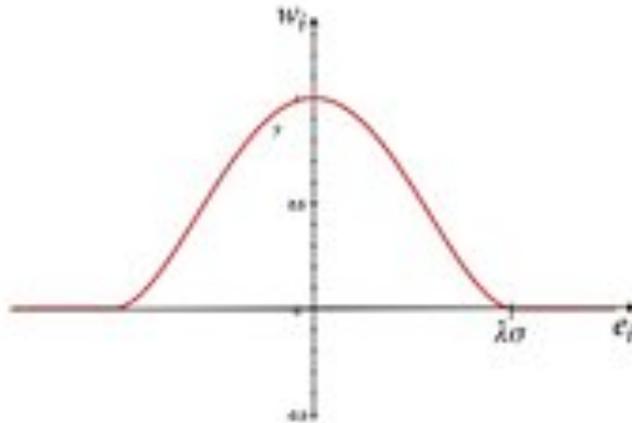


Figure 6 - Fonction de poids de l'estimateur de Tukey.

Cette fonction de poids dépend d'un point de rejet  $e_r$  qui est égal au produit d'une constante  $\lambda$  et de l'écart-type  $\sigma$  du bruit des « bonnes » données. Le point de rejet dépend donc de la mesure des résidus et est par conséquent adaptatif. Il va évoluer au cours des itérations de l'algorithme, contribuant ainsi à la robustesse de l'algorithme. La valeur de  $\sigma$  est en général estimée comme étant le produit du résidu médian  $e_m$  et d'un facteur d'échelle correctif souvent pris égal à 1,4826. La valeur de  $\lambda$  est quant à elle souvent comprise entre 3 et 5.

### 1.2.3.2 Processus algorithmique

Le processus itératif de l'ICPr est donc le suivant :

1. calcul des appariements et mise à jour des résidus  $e_i$ ,
2. calcul des poids  $w_i$  à partir des résidus  $e_i$ ,
3. estimer la transformation optimale à partir des appariements pondérés,
4. appliquer la transformation estimée.

Le point de rejet étant supérieur à la valeur de la médiane des résidus, ce processus nous assure qu'il y aura toujours au moins 50% d'appariements valides. Cela permet d'éviter qu'une trop grande proportion d'appariements ait un poids nul, ce qui reviendrait à permettre à une minorité de la surface totale de régir l'estimation du recalage.

L'introduction d'un estimateur robuste dans l'algorithme de l'ICP permet d'éliminer les appariements peu vraisemblables et ainsi de réduire l'influence de perturbations sur le calcul du recalage. L'utilisation d'un point de rejet adaptatif dans l'estimateur permet à l'algorithme d'évoluer au cours des itérations et ainsi de devenir de plus en plus sélectif au cours de l'affinement du recalage. L'algorithme 1 présente le squelette de l'algorithme ICPr tel qu'il a été présenté dans [CRE05]. Une description plus détaillée de l'algorithme peut être trouvée dans cette thèse. La figure 7 permet d'apprécier l'apport de l'estimateur robuste à la qualité du recalage.

**Entrées :**

- nuage mobile :  $P = \{p_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, N\}$
- nuage de référence :  $Q = \{q_j \in \mathbb{R}^3, j = 1, \dots, L\}$

**Sorties :**

- transformation de recalage rigide de  $P$  sur  $Q$  :  $T_{P,Q}$
- fiabilité a posteriori des appariements :  $W_{P,Q}$

**Paramètres :**

- détection des appariements invalides :  $\lambda$
- critère d'arrêt :  $\Lambda$

**Algorithme :**

1. calcul des résidus  $e_i$
2. calcul de la médiane  $e_m$  des résidus
3. initialisation des poids  $w_i$  à partir de l'estimateur de Tukey
4. faire {
5. changement de repère pour se placer dans le repère barycentrique
6. estimation de la rotation à l'aide de la SVD
7. estimation de la translation
8. mise à jour des résidus  $e_i$  et de la médiane des résidus  $e_m$
9. mise à jour des poids  $w_i$
10. } tant que  $\Lambda$  est vrai

*Algorithme 1 - Squelette de l'ICPr*

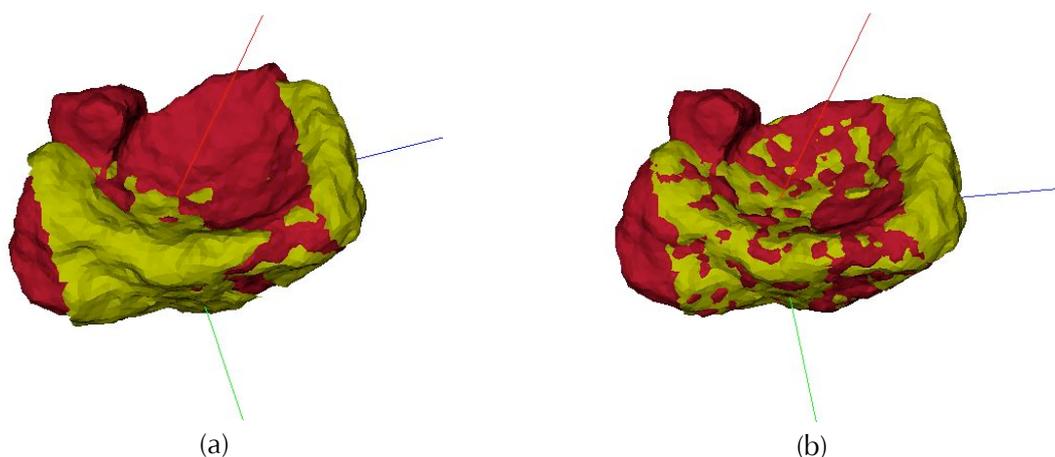


Figure 7 - (a) recalage à l'aide de l'ICP, (b) recalage à l'aide de l'ICPr

L'introduction d'un estimateur robuste a permis d'améliorer le fonctionnement de l'ICP classique en supprimant les appariements aberrants de l'estimation de la transformation. Les appariements aberrants sont associés à un poids nul, en blanc sur la figure 8.

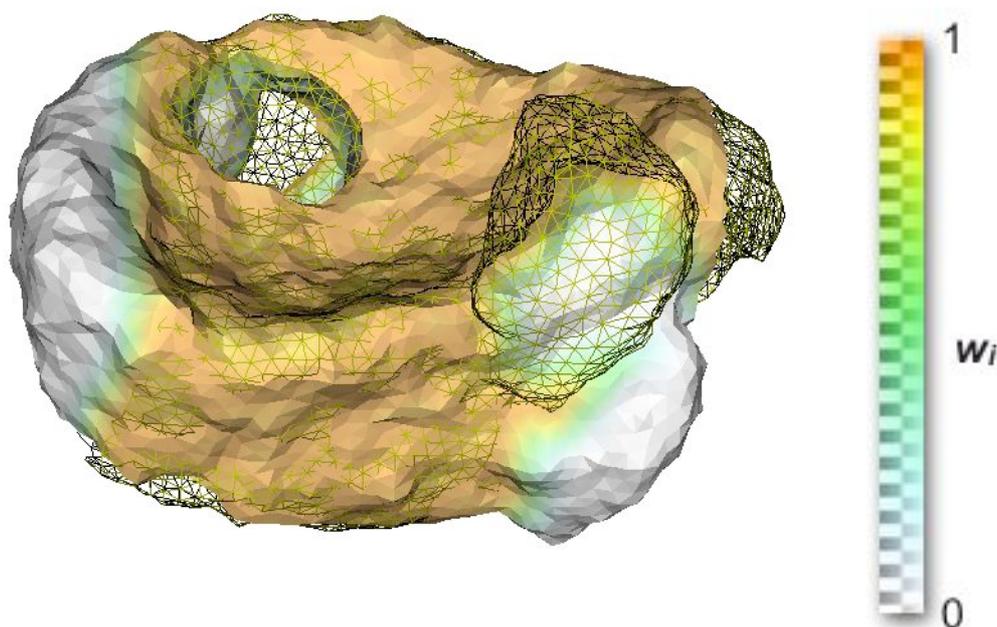


Figure 8 - Illustration des poids  $w_i$  après le recalage ICPr par un code de couleur. La couleur témoigne du degré de fiabilité de l'appariement (élevé en orange). La couleur "décroit" du vert au blanc pour les appariements aberrants. La structure de référence est visualisée en fil de fer.

L'algorithme ICPr permet cependant de recaler uniquement deux objets entre eux. Pour un nombre d'instances correspondant au nombre de positions au cours du mouvement, il faut donc envisager un recalage multiple.

## 1.2.4 L’IMCP (Iterative Median Closest Point)

### 1.2.4.1 Le recalage multi-objets

Les algorithmes de recalage multiple utilisent principalement deux stratégies :

- l’enchaînement séquentiel (figure 9) où le recalage s’effectue de proche en proche par paires successives à partir d’un objet pris comme référence. Outre le problème du choix de l’objet de référence, cette technique entraîne l’accumulation des erreurs de recalage d’une paire à l’autre. Une approche plus souvent utilisée est :
- l’enchaînement focal (figure 10) où un objet est pris arbitrairement comme référence pour tous les autres objets. Il n’y a qu’un seul objet de référence ce qui empêche l’accumulation des erreurs. La réussite de cette approche dépend cependant beaucoup du choix de l’objet de référence et pose le problème de l’asymétrie du recalage : quelle forme faut-il choisir comme référence ?

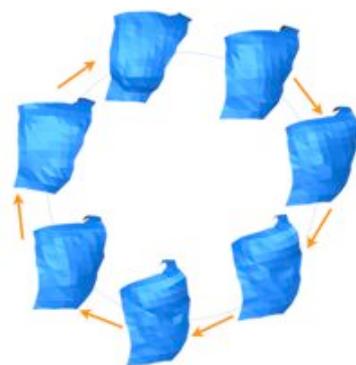


Figure 9 - Exemple d’enchaînement séquentiel – accumulation des erreurs de recalage.

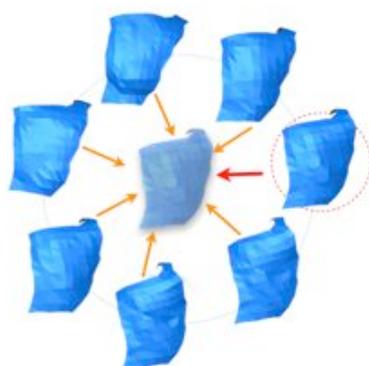


Figure 10 - Exemple d’enchaînement focal – le choix de la structure de référence arbitraire.

**La difficulté du recalage multi-objet est donc d’effectuer un recalage simultané de tous les objets de la séquence proposée.** L’approche proposée par l’IMCP permet ce recalage simultané multi-objets. Il s’agit de réaliser le recalage d’un corps mobile vers un corps de référence qui ne

sera plus choisi arbitrairement mais qui sera un nuage virtuel intermédiaire construit au fil des itérations. Ce nuage virtuel, qui aura donc pour vocation de servir de nuage de référence, devra être représentatif de l'information portée par les  $K$  nuages. L'utilisation de ce nuage virtuel, qui fusionne donc l'information de tous les nuages, permet de réaliser un recalage simultané. Les paragraphes suivants décrivent la construction de cette forme virtuelle.

#### 1.2.4.2 Construction d'une forme intermédiaire par consensus médian

Soit  $K$  le nombre d'objets présents dans la séquence. Soit  $k$  ( $k \in [1, \dots, K]$ ) le numéro de l'objet dont on construit l'objet virtuel et  $p_{i,k}$  ( $i \in [1, \dots, N_k]$ ) les points le composant. Soit  $q_{i,k,o}$  ( $i \in [1, \dots, N_k]$  et  $o \in [1, \dots, K] \setminus o \neq k$ ) le point apparié au point  $i$  de l'objet  $k$  sur l'objet  $o$  (figure 11). Le calcul d'un point virtuel (figure 12) de l'objet virtuel se fait alors en deux étapes :

1. calcul du centroïde  $r_{i,k}$  des points appariés  $q_{i,k,o}$ ,
2. calcul du point virtuel  $v_{i,k}$  tel que  $v_{i,k} = K^{-1} \cdot p_{i,k} + (K-1) \cdot K^{-1} \cdot r_{i,k}$ .

Le calcul du point virtuel revient à le positionner par interpolation linéaire sur le segment de droite joignant le point appelant du nuage mobile  $p_{i,k}$  et son centroïde  $r_{i,k}$ . Le calcul du centroïde revient à faire une moyenne pondérée des positions des plus proches voisins. Dans le paragraphe suivant, nous verrons qu'il est possible d'injecter de la robustesse dans le calcul de celui-ci.



Figure 11 - Exemple de recherche des  $K-1$  plus proches voisins d'un sommet – le point appelant du nuage mobile est en rouge et ses plus proches voisins sur les  $K-1$  autres instances sont en bleu.

La qualité de la forme virtuelle construite représentative de l'efficacité de l'algorithme dépend de la manière dont les centroïdes  $r_{i,k}$  sont calculés. Tous les objets sont des représentations d'un même objet original ou dans le cas de l'analyse de la déformation de la peau, l'expression

d’une même forme (l’omoplate). Cependant, des sous-régions de chacune des instances peuvent être contaminées, déformées, ou absentes en raison de leur mode d’obtention. Chacun des points appariés n’apportent pas par conséquent la même somme d’information “juste”. Nous allons maintenant décrire comment s’effectue le consensus entre les différents objets afin de construire les centroïdes robustes qui vont conduire, nous l’avons vu, à la forme virtuelle.

Le calcul du centroïde  $r_{i,k}$  doit se faire en prenant peu en compte les zones empreintes d’erreurs. Chacun des points appariés  $q_{i,k,o}$  à  $p_{i,k}$  vont pour cela être pondérés de manière à limiter l’influence des appariements avec des sous-régions “fausses”. Le poids affecté doit donc correspondre à la qualité a priori de l’appariement  $q_{i,k,o}$  avec  $p_{i,k}$ .

Pour noter les appariements, nous disposons de 2 indices statistiques :

- $\sigma_k$  : écart type des résidus  $e_i$ ,
- $\chi_k$  : résidu global du recalage du nuage  $k$  à l’itération précédente.

Nous rappelons que le résidu global  $\chi_k$  vaut :

$$\chi_k = \sqrt{\frac{\sum_i w_i e_i^2}{\sum_i w_i}}$$

Ces 2 indices vont nous donner accès à deux pondérations qui, combinées, fourniront la notation des appariements :

- le premier poids est le poids propre des poids cibles  $w_{i,k,o}$ . En mode surfacique, le poids propre du plus proche voisin correspond à la moyenne barycentrique des poids des sommets de la facette à laquelle appartient le plus proche voisin. Cependant ce poids nous indique uniquement si le point cible est représentatif ou pas d’une perturbation gaussienne du nuage virtuel.
- le second poids  $wm_{i,k,o}$  consiste à voir le nuage source comme un nuage flou (d’autant plus flou que  $\chi_k$  sera important). Le poids est calculé à l’aide d’un estimateur de Tukey avec comme point de rejet  $\lambda'\chi_k$ . On prend en général  $\lambda'=\lambda$  mais ces deux valeurs peuvent être différentes. En calculant ainsi le poids, des ententes minoritaires peuvent apparaître. En effet la majorité des objets ne décident pas de la validité ou non d’une sous-région car l’indicateur statistique  $\chi_k$  n’est pas basé sur la médiane comme  $\sigma_k$ . Il faut par conséquent introduire une contrainte supplémentaire qui imposera d’avoir au moins 50% des appariements ( $p_{i,k}, q_{i,k,o}$ ) (condition (1)) ayant une affinité  $w_i \geq 0,5$  (condition (2)). Cela revient à prendre comme point de rejet de l’estimateur :

$$\max \left( \lambda' \chi_k, \text{med}(e_i) \left( \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{2}-1} \right)^{\frac{1}{2}} \right)$$

La règle de calcul finale, c’est-à-dire le poids de chaque plus proche voisin dans le calcul du barycentre aboutissant au centroïde, est la suivante :

$$w = wm_{i,k,o} w_{i,k,o}$$

Cette règle prend le nom de **consensus médian**. L'algorithme 2 présente le calcul du nuage virtuel à partir du calcul du centroïde tel que nous venons de le présenter. Et la figure 12 illustre la construction du centroïde et du point virtuel à partir des plus proches voisins.

**Entrées :**

- liste des appariements  $(p_{i,k}, q_{i,k,o})$
- le résidu global  $\chi_k$

**Sortie :**

- le nuage virtuel  $V_k$

**Paramètre :**

- la constante  $\lambda'$

**Algorithme :**

1. pour  $(i=1, \dots, N_k)$
2. calcul des distances :  $d_{i,k,o} = |p_{i,k} - q_{i,k,o}|$  - ( $o = 1, \dots, K$  et  $o \neq k$ )
3. calcul de la médiane des distances :  $med = \text{median}(d_{i,k,o})$
4. définition du point de rejet :  
 $\aleph = \max(\lambda' \chi_k, med(\sqrt{2}/(\sqrt{2}-1))^{1/2})$
5. calcul des poids  $wm_{i,k,o}$  à l'aide de l'estimateur de Tukey réglé avec  $\aleph$
6. calcul des poids  $w_{i,k,o}$  comme moyenne barycentrique des poids des sommets de la facette d'appartenance du plus proche voisin
7. calcul du centroïde :  $r_i = \sum w_{i,k,o} wm_{i,k,o} q_{i,k,o} / \sum w_{i,k,o} wm_{i,k,o}$
8. calcul du point virtuel :  $v_{i,k} = K^{-1} p_{i,k} + (K-1) K^{-1} r_i$
9. ajout du point virtuel au nuage virtuel :  $V_k = V_k \cup v_{i,k}$
10. fin pour

*Algorithme 2 - Calcul du nuage virtuel à l'aide du consensus médian.*

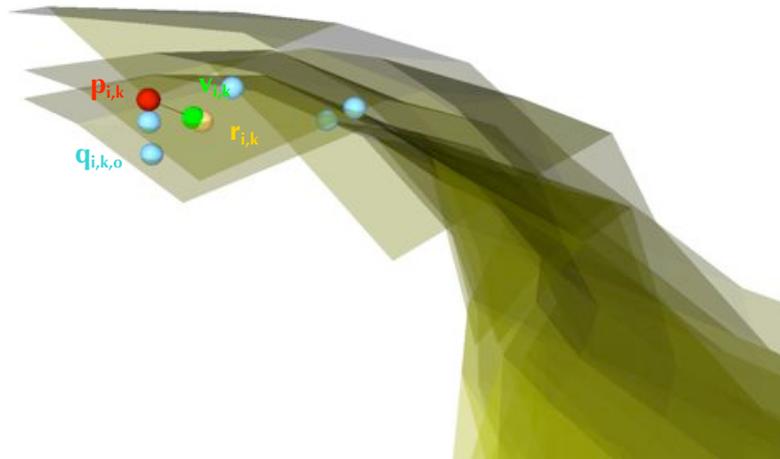


Figure 12 - Exemple de construction d'un point virtuel – les plus proches voisins apparaissent en bleu, le point appelant du nuage mobile en rouge, le centroïde en jaune et le point virtuel en vert. Le point virtuel (vert) est apparié au point appelant du nuage mobile (rouge). Le segment de droite reliant le point appelant et son centroïde apparaît en noir.

La règle de consensus médian fournit une approche robuste de construction d'un nuage virtuel. C'est ce nuage virtuel qui va servir de nuage de référence au nuage mobile (figure 13). Les  $K$  nuages sont tour à tour considérés comme mobiles.

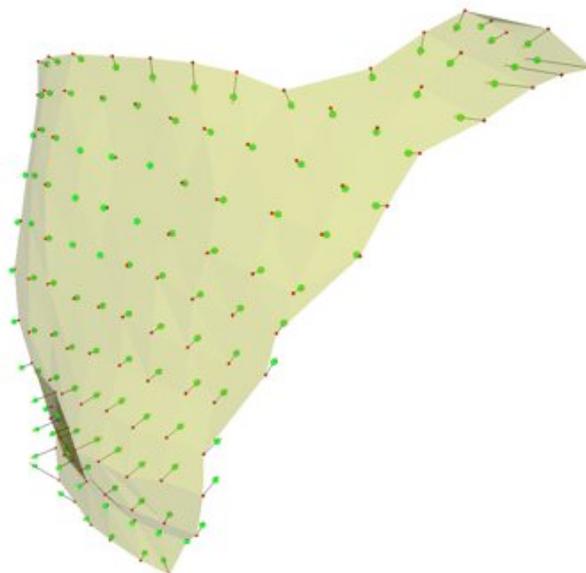


Figure 13 - Nuage virtuel (points verts) servant de nuage de référence au nuage mobile (en transparence) – les sommets du nuage mobile sont en rouge, les centroïdes en jaune et les points virtuels en vert. Les segments de droite reliant les points appelants (les sommets du nuage mobile) et leurs centroïdes apparaissent en noir.

### 1.2.4.3 Processus global de recalage de l'IMCP

L'algorithme 3 présente l'IMCP. Lors d'une itération globale, les  $K$  nuages sont pris tour à tour comme mobile. Pour chaque nuage mobile, un nuage virtuel est construit par consensus médian. Le nuage mobile va ensuite être recalé sur le nuage virtuel pris comme nuage de référence à l'aide de l'ICPr (muni de l'estimateur de Tukey comme fonction de poids). Au cours des itérations, les formes virtuelles de chaque objet convergent vers une même forme. Le processus continue jusqu'à la vérification du critère d'arrêt de la boucle globale.

**Entrées :**

- liste des objets à recalage  $O_k$  ( $i = 1, \dots, K$ )

**Sortie :**

- liste des transformations globales  $T_k$

**Paramètres :**

- les constantes  $\lambda$  et  $\lambda'$
- les critères d'arrêt local  $\Lambda_{local}$  et global  $\Lambda_{global}$

**Algorithme :**

1. faire {
2. initialisation des matrices de transformation locale  $T_{locale,k}$  à l'identité
3. pour ( $k=1, \dots, K$ )
4. faire une copie de l'état des poids  $w_{i,k}$  et de  $\sigma_k$
5. faire {
6. recherche des plus proches voisins  $q_{i,k,o}$  ( $o=1, \dots, K \setminus o \neq k$ ) des points  $p_{i,k}$  ( $i=1, \dots, N_k$ ) sur chacun des  $K-1$  objets.
7. calcul du nuage virtuel (algorithme 2)
8. calcul des indices statistiques  $\sigma_k$  et  $\chi_k$
9. calcul des poids  $w_{i,k}$  notant la fiabilité des appariements
10. estimation de la transformation rigide  $\tau$  qui minimise l'erreur quadratique de la norme (SVD)
11. mise à jour de la position du nuage mobile avec  $\tau$  et de l'estimation globale de la transformation :  

$$T_{locale,k} \leftarrow \tau T_{locale,k}$$
12. } tant que ( $\Lambda_{local}$  est vrai)
13. sauvegarder les  $w_{i,k}$  et  $\sigma_k$  et restaurer leur ancien état.
14. appliquer l'inverse  $T_{locale,k}$  à l'objet mobile pour restaurer son ancienne position.
15. mise à jour de la transformation globale  $T_k \leftarrow T_{locale,k} T_k$
16. fin pour
17. appliquer les transformations  $T_{locale,k}$  aux  $K$  objets et restaurer les valeurs des poids  $w_{i,k}$  et de  $\sigma_k$
18. } tant que ( $\Lambda_{global}$  est vrai)

Algorithme 3 - Iterative Median Closest Point (IMCP).

## 2 Conclusion

Pour conclure cette annexe, nous rappelons les éléments centraux assurant le fonctionnement de l'IMCP :

- l'ICP qui permet dans un même algorithme itératif d'effectuer la mise en correspondance (au sens du plus proche voisin) et le recalage (estimation de la transformation optimale),
- la pondération des appariements en fonction de leur fiabilité à l'aide de l'estimateur robuste de Tukey et ceci afin de rendre l'ICP classique plus robuste aux contaminations et aux déformations,
- le consensus médian qui permet de réaliser un recalage simultané et donc un recalage multi-objets qui s'affranchit des limitations de l'enchaînement séquentiel ou focal tout en mutualisant la redondance d'information apportée par les objets.

ANNEXE

---

# 3 L'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM)

---

1	BASES PHYSIQUES DU FONCTIONNEMENT DE L'IRM .....	244
2	ECHO DE SPIN ET ECHO DE GRADIENT .....	245
3	PONDERATION EN $T_1$ , $T_2$ ET DENSITE DE PROTONS .....	245

---

Cette annexe a pour but de présenter les bases de l'IRM nécessaires à la compréhension du manuscrit. Cette présentation reste très superficielle en raison de la complexité de l'IRM. Le lecteur pourra se rapporter à [KAS06] en français ou [NES96] en anglais qui sont des ouvrages très bien réalisés sur l'IRM.

## 1 Bases physiques du fonctionnement de l'IRM

Chaque noyau d'hydrogène est constitué d'un proton qui a la propriété de tourner sur lui-même. En présence d'un champ magnétique principal statique  $B_0$  (en général 1,5T pour une IRM clinique), les protons des atomes d'hydrogènes s'alignent dans la direction de  $B_0$  en précessant à une vitesse angulaire  $\omega_0$  donnée par l'équation de Larmor :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

avec  $\gamma = 2,675e8$  Hz/T le rapport gyromagnétique

Si le champ magnétique est orienté suivant l'axe  $z$ , alors on obtient une composante longitudinale  $M_z=M$  et une composante transversale  $M_{xy}=0$ . L'application d'un champ magnétique tournant  $B_1$  (ou radio-fréquence RF) perpendiculaire à  $B_0$  permet de faire entrer en résonance le système global (la vitesse de rotation du champ  $B_1$  doit être égale à la fréquence de Larmor). A la fréquence de résonance, le proton est capable d'absorber de l'énergie et de sauter à un état d'énergie quantique supérieur. La résonance permet de faire basculer  $M$  d'un angle d'autant plus élevé que l'excitation est longue et intense.

Une fois que le système a été perturbé et que l'excitation a été arrêtée, il revient progressivement dans son état d'équilibre : il s'agit de la relaxation. L'énergie qui avait été absorbé par le système (les protons) est progressivement retransmise. Le retour à la position d'équilibre est atteint par deux phénomènes simultanés :

- croissance de la composante longitudinale  $M_z$
- décroissance de la composante transversale  $M_{xy}$  selon un mouvement de spirale à la vitesse  $\omega_0$ . Ce phénomène de relaxation est gouverné par les équations de Bloch :

$$M_z = M_0 \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \qquad M_{xy} = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}}$$

**Avec  $T_1$  (temps de relaxation spin-réseau) et  $T_2$  (temps de relation spin-spin)** étant les temps caractéristiques de récupération pour respectivement  $M_z$  et  $M_{xy}$ .

La libération de l'énergie accumulée par le système correspond au retour des protons d'un état d'énergie élevée à un état d'énergie faible (leur état naturel). Ce retour de la magnétisation vers  $M_0$  suivant  $z$  va se traduire par la réémission d'une RF appelé FID (Free Induction Decay). Cependant toute l'énergie ne se libère pas uniquement de cette manière. Une partie de l'énergie va "chauffer" les tissus environnants, le réseau. L'interaction spin-réseau correspond donc au retour d'un système excité à un état d'équilibre thermique. La valeur de  $T_1$  est spécifique à chaque tissu et permet donc de les différencier.

La décroissance de la composante transversale est due au fait qu'en l'absence d'excitation, les protons vont cesser de précesser en phase. En effet, la vitesse de précession d'un proton dépend du champ magnétique qu'il expérimente et donc de son environnement. L'environnement de

chaque proton peut subir de légères et provisoires modifications. Ces modifications aléatoires n'auront pas comme conséquence de modifier durablement la vitesse de précession des protons mais conduira à une perte de phase progressive des spins des protons entre eux. Cette perte de phase résulte en une perte de signal. Il s'agit de l'interaction spin-spin. La valeur de  $T_2$  est elle aussi unique à chaque type de tissu.

## 2 Echo de spin et écho de gradient

Nous avons vu qu'à la fin de l'excitation de la RF, la relaxation va se traduire par une perte progressive de phase (suivant la constante de temps  $T_2$ ). Nous avons pour le moment affirmé que le déphasage était aléatoire. En réalité, de nombreux facteurs (inhomogénéité de champ de l'IRM, différence de susceptibilité magnétique entre les tissus) font qu'une partie du déphasage n'est pas aléatoire. On appelle  $T_2^*$  la somme de ces effets aléatoires et fixes. Si la décroissance du signal due aux effets aléatoires ne peut pas être compensée, ceux fixes peuvent au contraire l'être. Imaginons qu'à un instant TE/2 (Time Echo), on applique une RF de 180°. Les spins vont alors se remettre en phase et au bout d'un autre temps TE/2, ils seront de nouveau en phase. C'est ce que l'on appelle l'écho de spin (SE). Afin d'obtenir une excitation maximale et un rephasage, une séquence d'écho de spin standard utilise une paire d'impulsion RF de 90°-180°. Comme toutes les coupes ne sont pas étudiées en même temps, le processus d'excitation/lecture doit être renouvelé plusieurs fois. Il faut attendre la fin de la relaxation en  $T_1$  à chaque fois. **Les séquences en spin-écho sont par conséquent beaucoup plus longues que celles en écho de gradient** qui peuvent utiliser des angles de bascule beaucoup plus faibles.

Pour le moment, un champ unique (la radiofréquence) était appliqué pour produire l'excitation. Cela a pour conséquence que toutes les zones étudiées vont réémettre une FID à la même fréquence. Il n'est donc pas possible dans l'état de déterminer l'origine du signal. Pour localiser l'origine du signal, un gradient de champ est appliqué dans les 3 directions de l'espace. Ces gradients sont appelés gradients de lecture. Chaque voxel est par conséquent excité par un champ unique et émet une FID elle aussi unique. Il est alors possible de déterminer spatialement l'origine du signal. Les gradients de lecture, en introduisant des inhomogénéités dans le champ, entraînent un déphasage rapide des spins. Afin d'obtenir le maximum de signal lors de la lecture, il est possible de déphaser volontaire préalablement les spins, puis de les remettre en phase (en appliquant un gradient de même valeur mais de signe opposé). Au moment de la lecture, se produit donc un écho et le signal est maximum. Il s'agit de l'écho de gradient (GE). **La principale limitation des séquences en écho de gradient est qu'elles sont très sensibles aux inhomogénéités de champs. Les tissus ayant des susceptibilités magnétiques différentes, des inhomogénéités apparaissent à leur interface. On peut ainsi craindre une surestimation de l'épaisseur de l'os cortical lors d'acquisition en écho de gradient.**

## 3 Pondération en $T_1$ , $T_2$ et densité de protons

Nous avons vu que les constantes  $T_1$  et  $T_2$  sont spécifiques à chaque tissu. De même, tous les tissus n'ont pas la même densité de protons. Cela signifie que chaque tissu ne va pas se comporter de manière identique face au processus de relaxation. L'intensité du signal dans un voxel dépendra donc de l'instant de lecture du signal pendant le processus de relaxation et le contraste de la différence d'avancement de la relaxation entre les tissus. Le but n'est pas d'ici d'entrer dans le détail de fonctionnement des séquences IRM. Nous dirons uniquement que l'ordre de grandeur des temps de relaxation  $T_1$  et  $T_2$  étant différent (Table 1), il est possible de

privilégier une pondération du signal ou l'autre. Certaines séquences permettent aussi de lire un signal qui reflétera la densité de proton dans le tissu. Le point important à retenir est qu'**il est possible de favoriser la visibilité de certaines structures plutôt que d'autres en fonction de la pondération de la séquence.**

Tissus	T <sub>1</sub> (ms)	T <sub>2</sub> (ms)
Graisse	260	84
Liquide céphalo-rachidien	3000	300

*Table 1 - Valeurs approximatives des temps de relaxation pour différents tissus à 1,5T.*

ANNEXE

---

# 4 Résultats de la cohérence articulaire pour 4 sujets

---

1	INFLUENCE DE LA POSITION DE LA NAPPE DE MARQUEURS SUR LA COHERENCE ARTICULAIRE .....	248
2	INFLUENCE DE L'EPICONDYLE LATERAL SUR LA COHERENCE ARTICULAIRE .....	258
3	INFLUENCE DU CHOIX DE LA METHODE DE CORRECTION SUR LA COHERENCE ARTICULAIRE .....	268

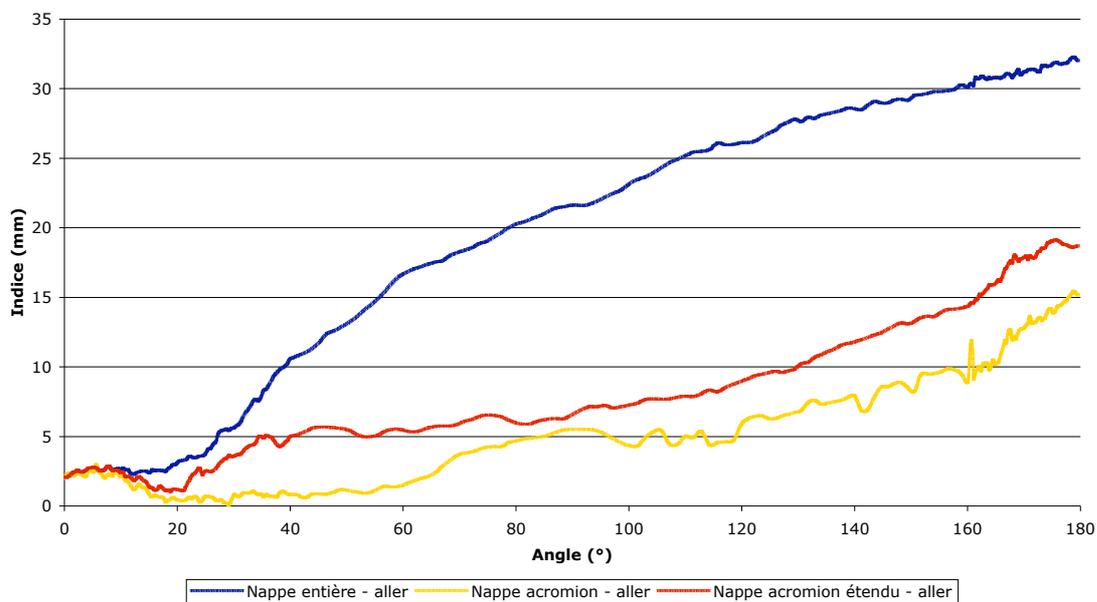
---

**C**ette annexe a pour but de présenter les résultats complets des analyses de cohérence sur les 4 sujets de la population ayant participé à l'étude. Les résultats reprennent également les mesures du sujet 3 déjà présentées dans le chapitre 6.

## **1 Influence de la position de la nappe de marqueurs sur la cohérence articulaire**

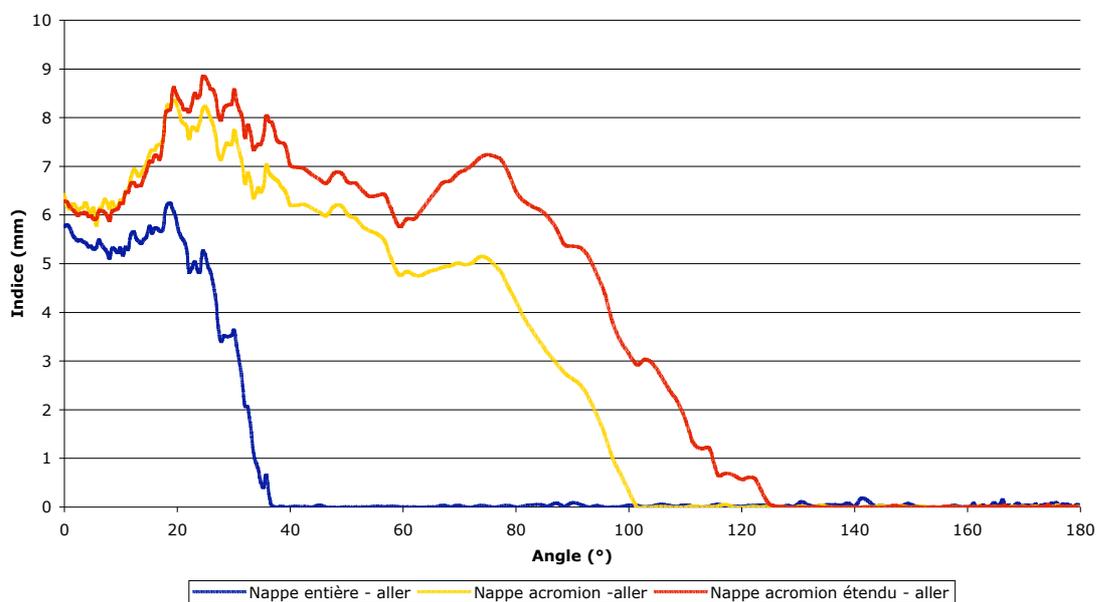
Cette section va étudier l'influence du positionnement des marqueurs sur l'omoplate. Le mouvement de l'humérus sera toujours calculé en prenant en compte l'épicondyle latéral et en utilisant la méthode d'optimisation de Söderkvist [SOD93] (estimation de la matrice de rotation à l'aide d'une SVD). La nappe sur l'humérus étant réduite, il n'y avait pas d'intérêt particulier à utiliser l'IMCP. Le mouvement de l'omoplate est estimé à l'aide de l'IMCP sur les 3 types de nappes : une nappe recouvrant l'ensemble de l'omoplate, une nappe ne recouvrant que la face supérieure de l'acromion et une nappe intermédiaire qui recouvre à la fois l'acromion et le haut de la face postérieure de l'omoplate. **Le seul paramètre qui varie ici est la forme de la nappe de marqueurs pour estimer le mouvement de l'omoplate.** Les résultats pour les 4 sujets sont présentés dans les figures suivantes.

**Sujet 1 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



(a)

**Sujet 1 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)

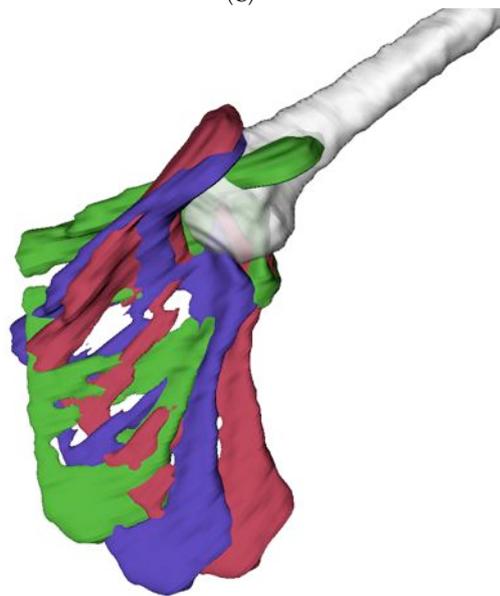
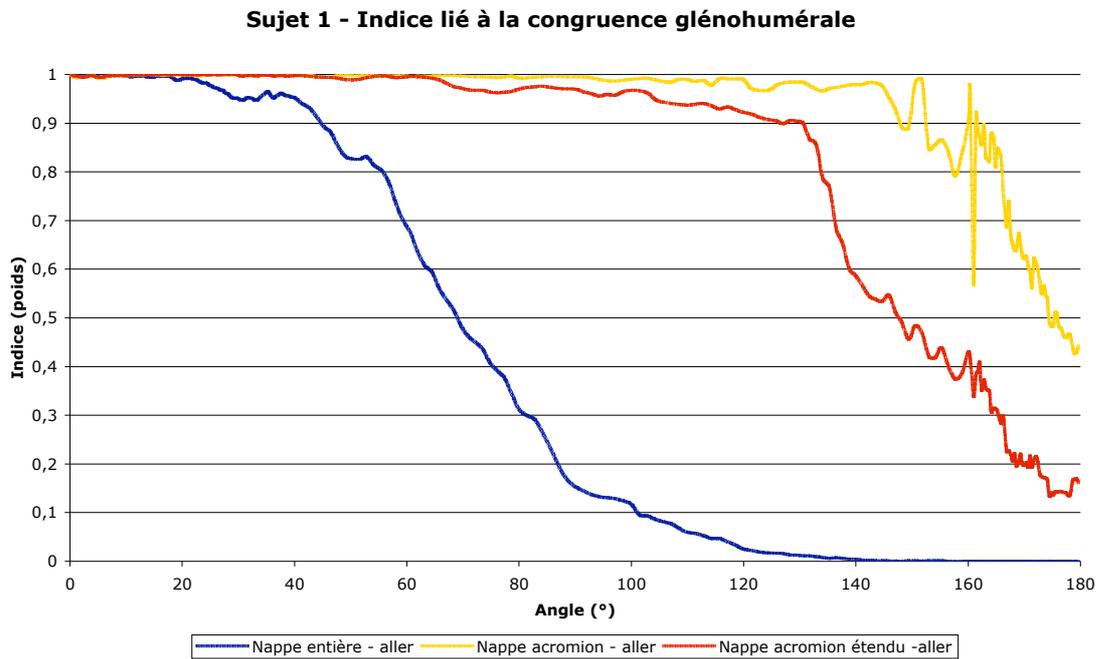
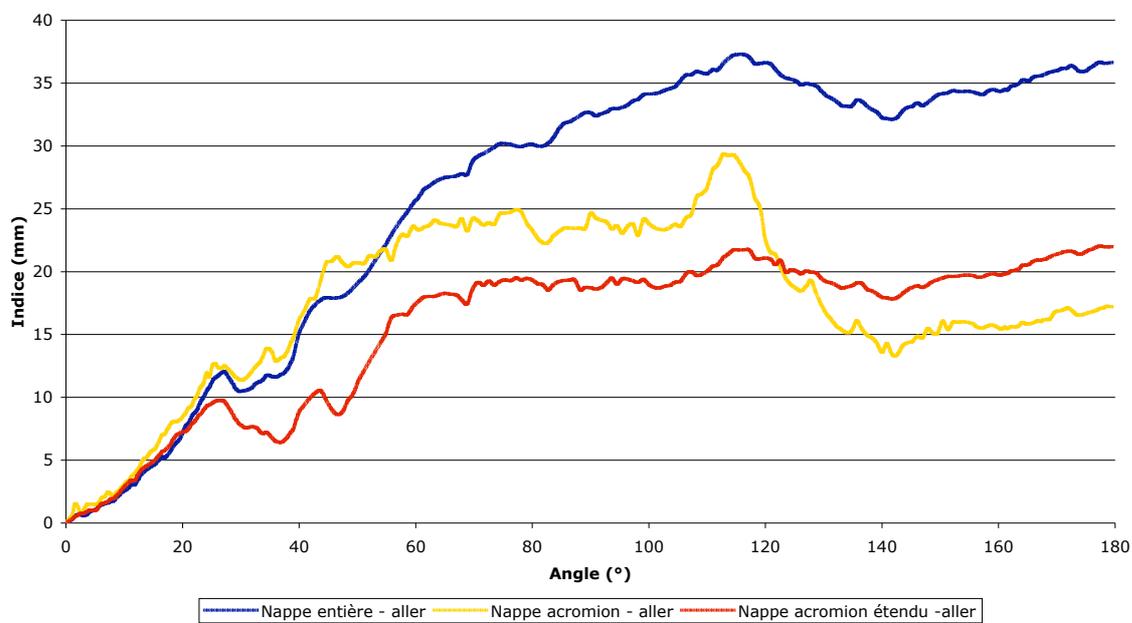


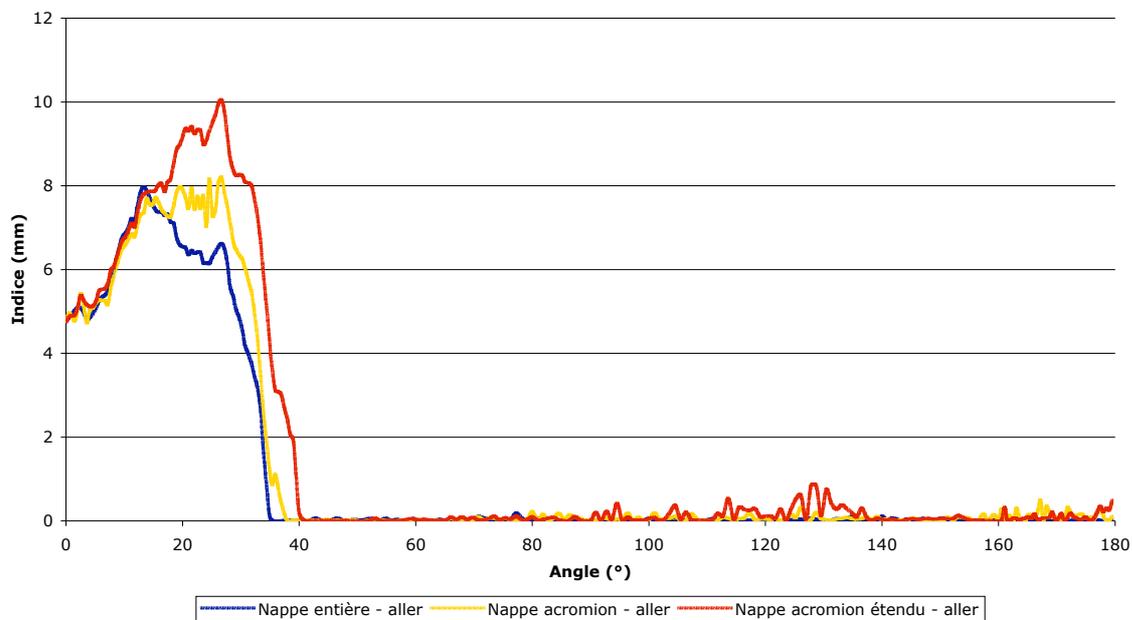
Figure 1 - Résultats de l'influence de la position et de l'étendue de la nappe de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 1 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la nappe entière apparaît en vert, celle estimée avec l'acromion en violet et celle avec l'acromion étendu au haut de la face postérieure de l'omoplate en rouge.

**Sujet 2 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



(a)

**Sujet 2 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)

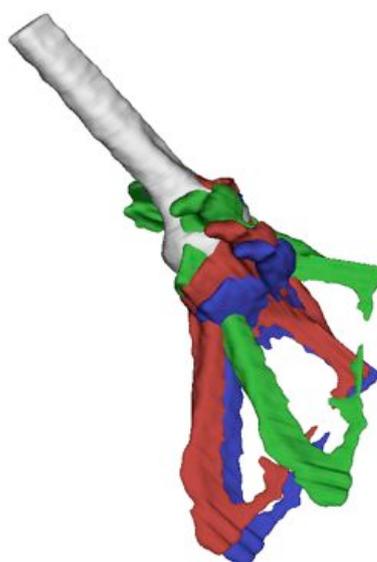
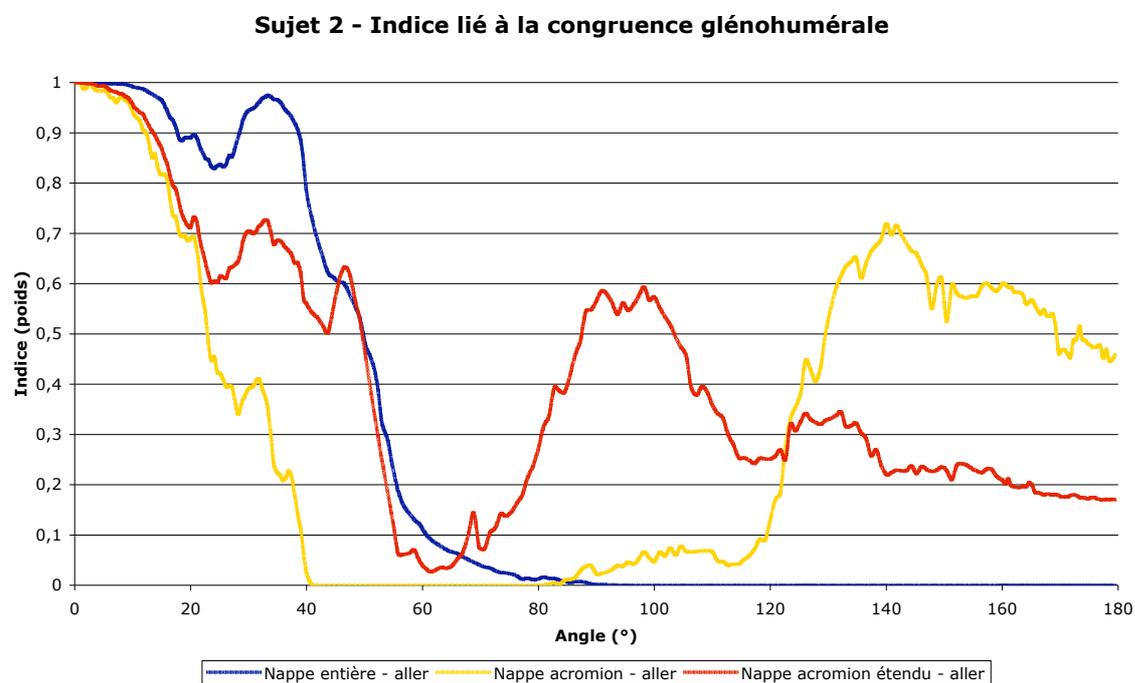
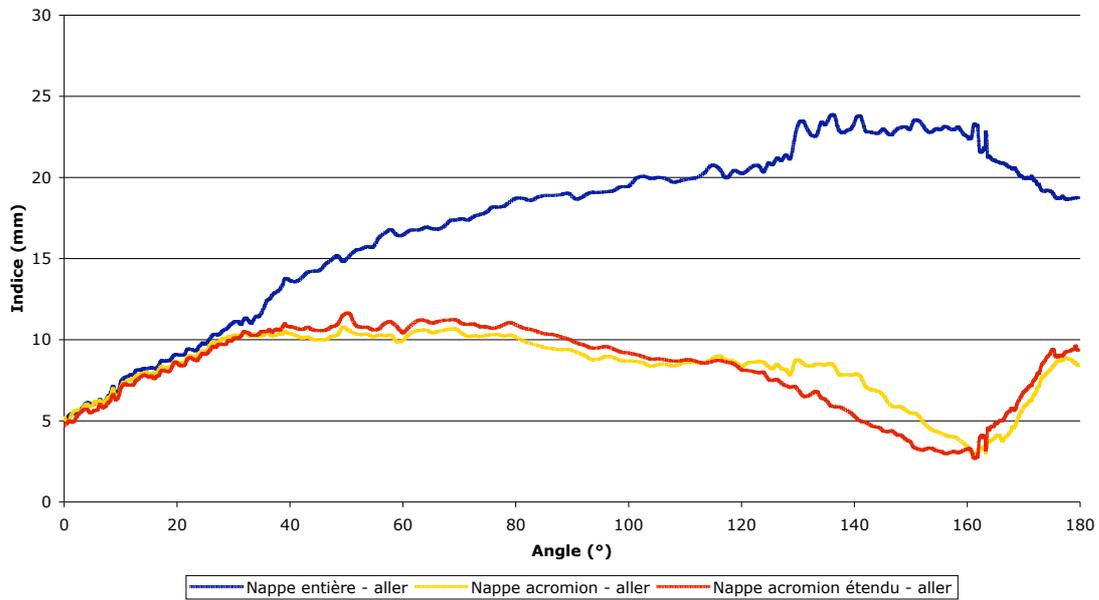
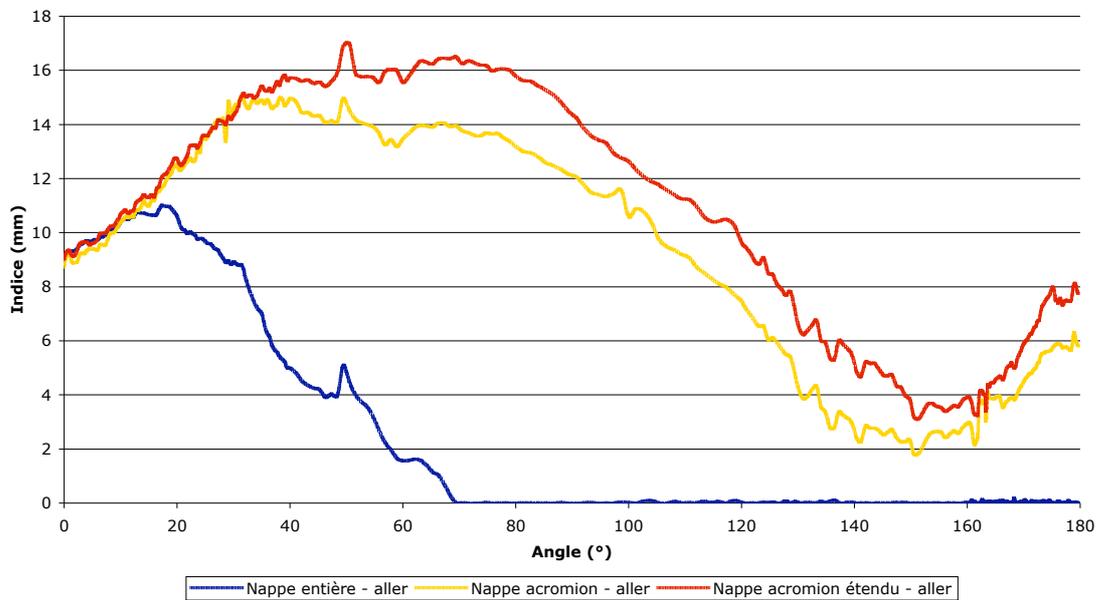


Figure 2 - Résultats de l'influence de la position et de l'étendue de la nappe de l'omoplate la cohérence articulaire pour le sujet 2 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la nappe entière apparaît en vert, celle estimée avec l'acromion en violet et celle avec l'acromion étendu au haut de la face postérieure de l'omoplate en rouge.

**Sujet 3 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



**Sujet 3 - Indice lié à l'espace subacromial**



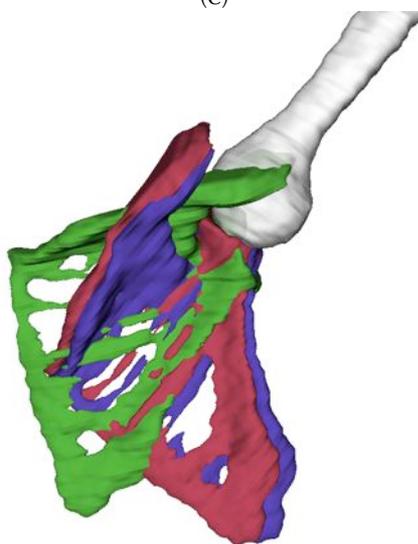
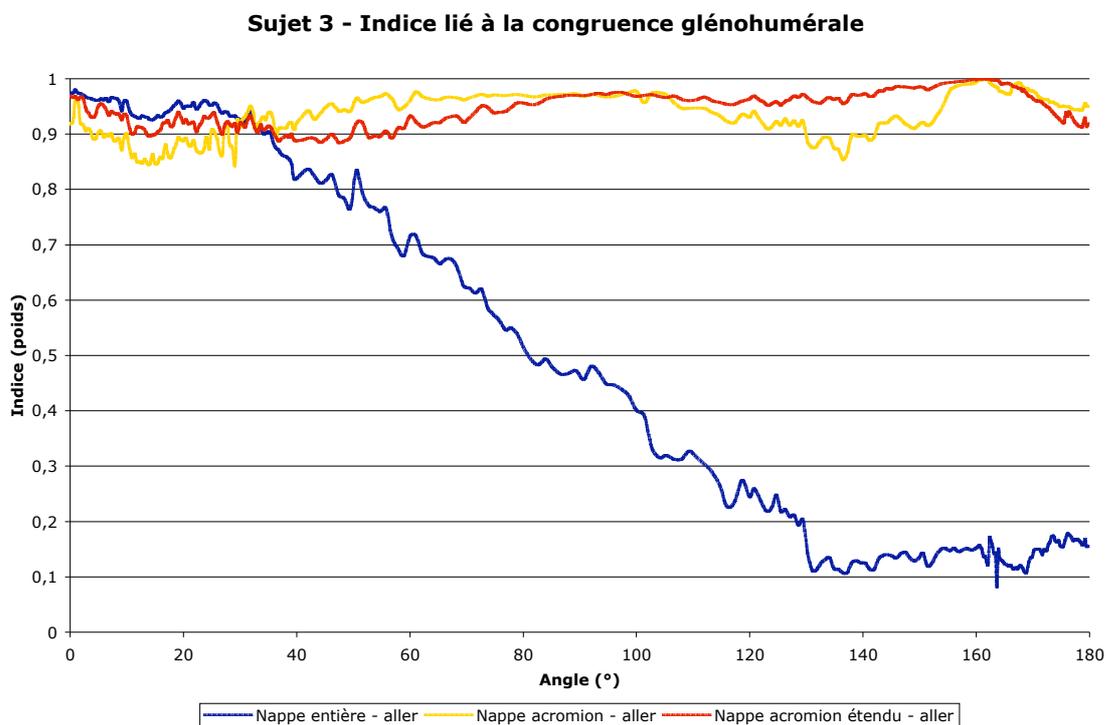
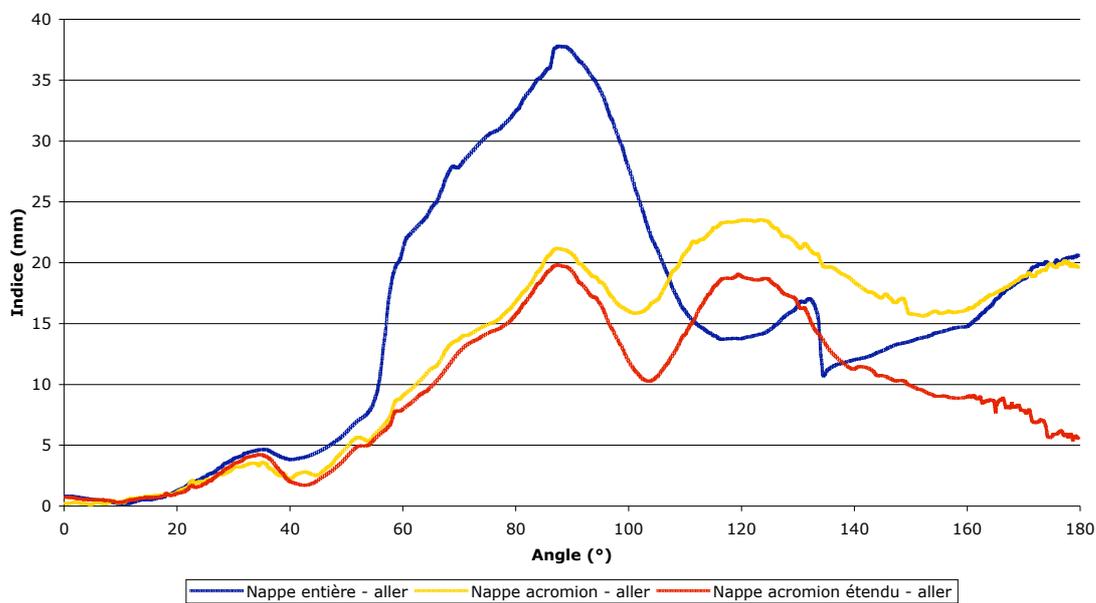


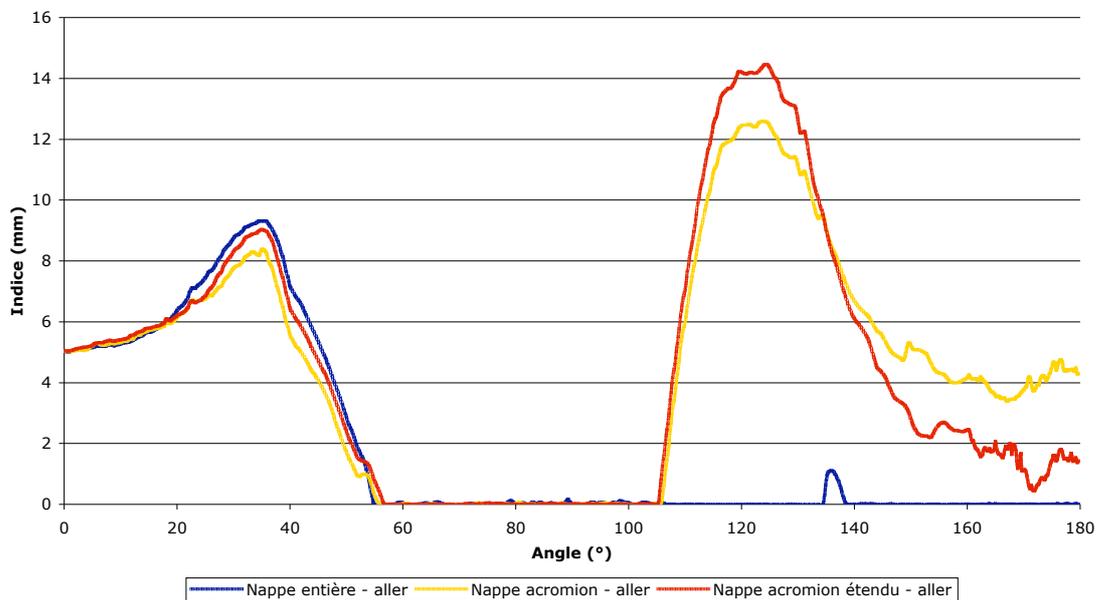
Figure 3 - Résultats de l'influence de la position et de l'étendue de la nappe de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 3 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la nappe entière apparaît en vert, celle estimée avec l'acromion en violet et celle avec l'acromion étendu au haut de la face postérieure de l'omoplate en rouge.

**Sujet 4 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



(a)

**Sujet 4 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)

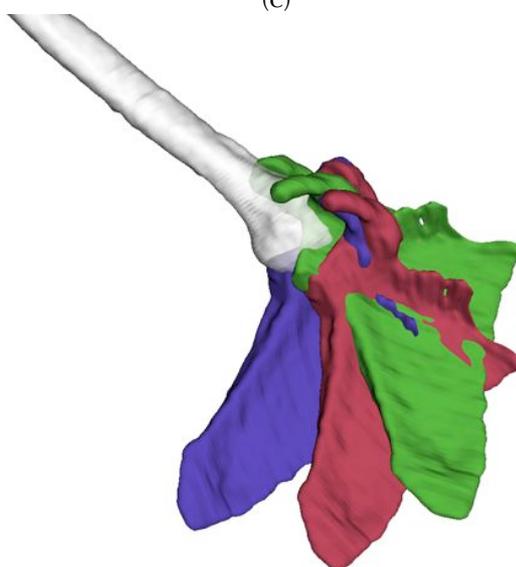
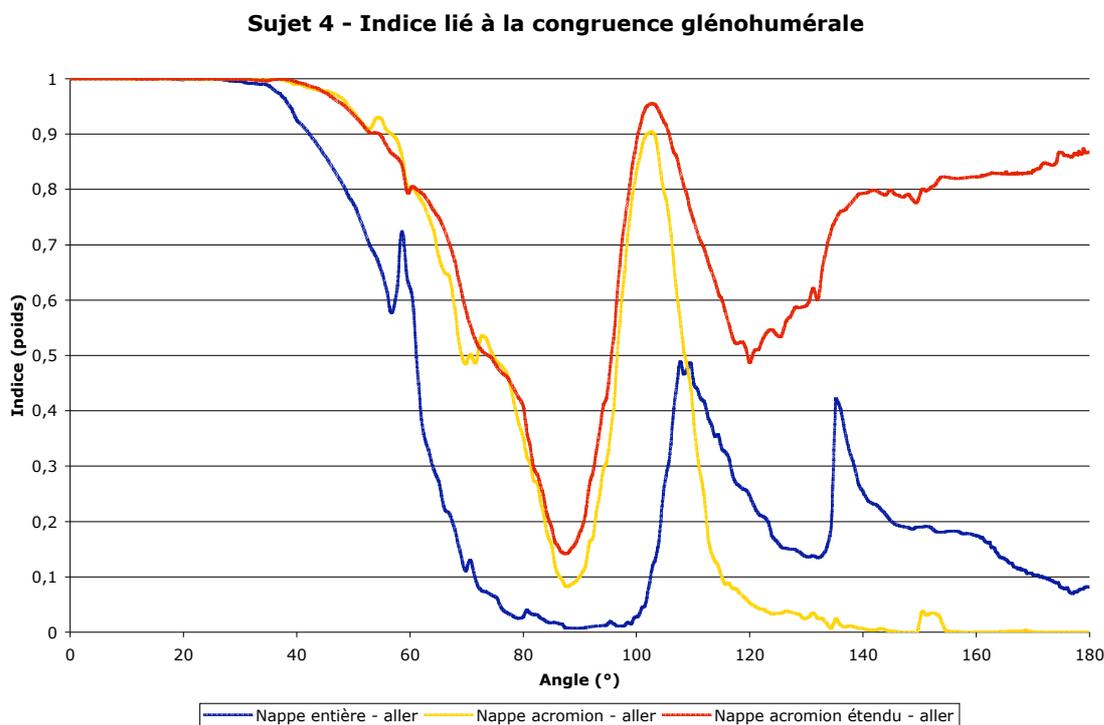


Figure 4 - Résultats de l'influence de la position et de l'étendue de la nappe de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 4 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la nappe entière apparaît en vert, celle estimée avec l'acromion en violet et celle avec l'acromion étendu au haut de la face postérieure de l'omoplate en rouge.

L'étude des courbes (figure 1) du **sujet 1** montre que l'indice lié au modèle est meilleur durant l'ensemble du mouvement lorsqu'il dérive d'une estimation du mouvement de l'omoplate à partir des nappes de l'acromion et de l'acromion étendu. L'écart à la position théorique du centre de la tête humérale est à 180° de 15 mm pour la nappe réduite à l'acromion, 18 mm pour la nappe réduite à l'acromion étendu et de 32 mm pour la nappe entière. Concernant l'indice lié à l'espace subacromial, l'estimation du mouvement avec la nappe entière conduit à une collision entre l'humérus et l'acromion dès 35° contre 100° avec l'acromion et 120 pour l'acromion étendu. Enfin l'indice de congruence glénohuméral présente des valeurs proches de 1 jusqu'à environ 130-140° pour les mouvements estimés à partir des nappes réduites. La décroissance intervient légèrement plus tard avec la nappe réduite à l'acromion seul. La chute de l'indice apparaît dès 50° avec la nappe entière. La figure 1 (d) montre, par ailleurs, à 180° que l'orientation de la glène vis-à-vis de la tête humérale est meilleure lorsque le mouvement est estimé à partir des nappes acromion ou acromion étendu.

Les valeurs des indices du **sujet 2** (figure 2) sont relativement proches pour les 3 formes de nappes étudiées ici. L'indice lié au modèle biomécanique de type rotule montre un écart  $t$  qui atteint environ 20 mm pour les nappes réduites et 35 mm pour la nappe entière lors de l'amplitude de flexion maximal. L'indice lié à l'espace subacromial indique l'existence d'une collision avec l'acromion quelle que soit la nappe qui est utilisée pour estimer le mouvement de l'omoplate et cela dès 40°. La collision rapide de l'articulation entraîne des valeurs faibles pour l'indice lié à la congruence glénohumérale. L'utilisation de la nappe de l'acromion étendu permet cependant une cohérence articulaire légèrement meilleure.

Le **sujet 3** (figure 3), de manière assez similaire aux autres sujets, présente des profils (figure 3) proches pour les mouvements estimés avec la nappe réduite à l'acromion et à l'acromion étendu. L'écart à 180° pour l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule est pour ces 2 indices proche de 10 mm contre près de 20 mm pour le mouvement estimé à partir de la nappe entière. L'indice lié à l'espace subacromial indique l'absence de collision entre l'humérus et l'acromion tout au long du mouvement pour les nappes liées à l'acromion alors que l'utilisation de la nappe entière conduit à une collision dès 70° à l'aller. En ce qui concerne l'indice lié à la congruence glénohumérale, les mouvements estimés à l'aide des nappes de l'acromion et acromion étendu produisent une bonne congruence jusqu'à 180°. L'indice obtenu en utilisant la nappe entière reste moins bon au cours de l'ensemble du mouvement. La valeur de l'indice chute ainsi dès 40°. L'image de la figure 3 (d) montre encore que la position de l'omoplate estimée à l'aide des nappes de l'acromion et de l'acromion étendu permet une meilleure orientation de la glène par rapport à la tête humérale.

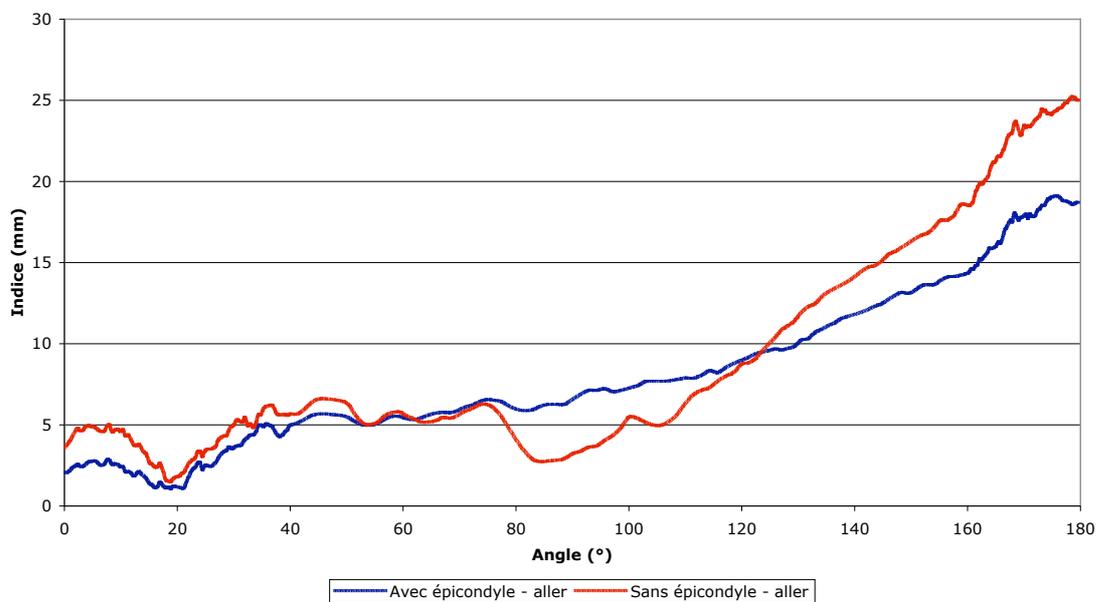
Le **sujet 4** (figure 4), en ce qui concerne l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule, montre que la nappe aboutissant aux meilleures valeurs est cette fois-ci uniquement la nappe utilisant l'acromion étendu avec un écart à 180° égal à environ 6 mm. La nappe entière et celle limitée à l'acromion conduisent à des écarts de 20 mm. Malgré un indice identique, le comportement de ces 2 nappes est évidemment très différent comme le montre la figure 4 (d). La nappe entière conduit à une amplitude faible de mouvement de l'omoplate contrairement à

la nappe de l'acromion qui estime un mouvement de grande amplitude. Les indices liés à l'espace subacromial et à la congruence glénohumérale sont fortement perturbés avec des variations rapides et importantes des valeurs. Pour ce sujet, les 3 nappes ont des comportements très différents. La nappe de l'acromion étendu qui propose un mouvement intermédiaire propose au final la cohérence la meilleure. La nappe de l'acromion tend sûrement à surestimer le mouvement alors que la nappe entière le sous-estime.

## 2 Influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire

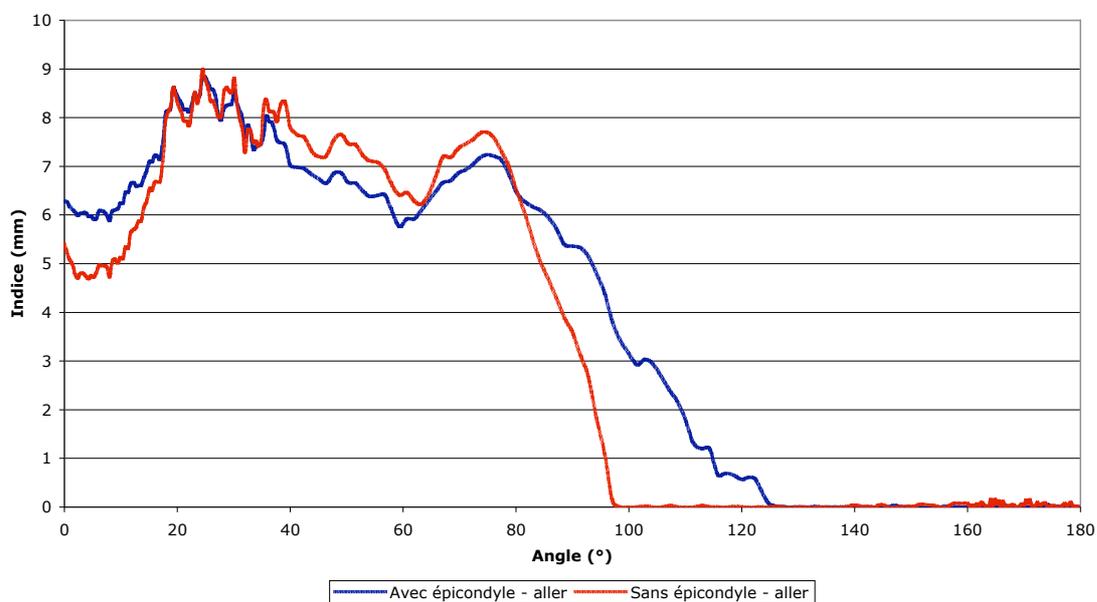
L'objet de cette section est d'étudier l'influence de la prise en compte ou non de l'épicondyle dans l'estimation du mouvement de l'humérus sur la cohérence de l'articulation scapulohumérale. La méthode d'optimisation utilisée pour l'humérus est celle proposé par Söderkvist [SOD93] (estimation de la matrice de rotation à l'aide d'une SVD). Le mouvement de l'omoplate a dans toutes les situations été estimé à l'aide de l'IMCP sur la nappe réduite à l'acromion étendu. **Le seul paramètre qui varie est donc bien l'utilisation ou non du marqueur de l'épicondyle latéral pour estimer le mouvement de l'humérus.** Les résultats pour les 4 sujets sont présentés dans les figures suivantes.

**Sujet 1 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**

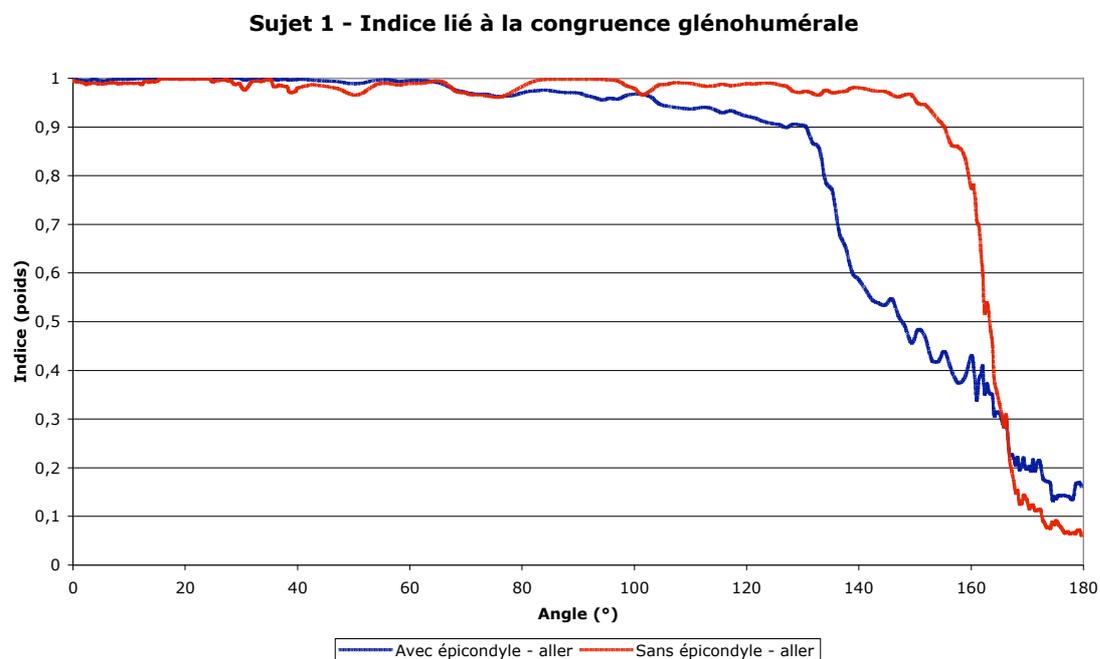


(a)

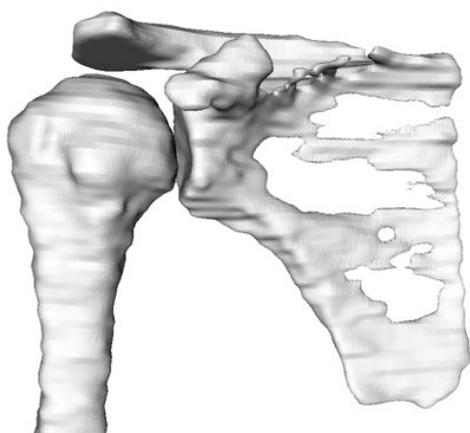
**Sujet 1 - Indice lié à l'espace subacromial**



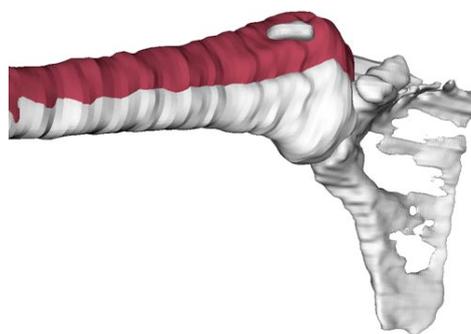
(b)



(c)



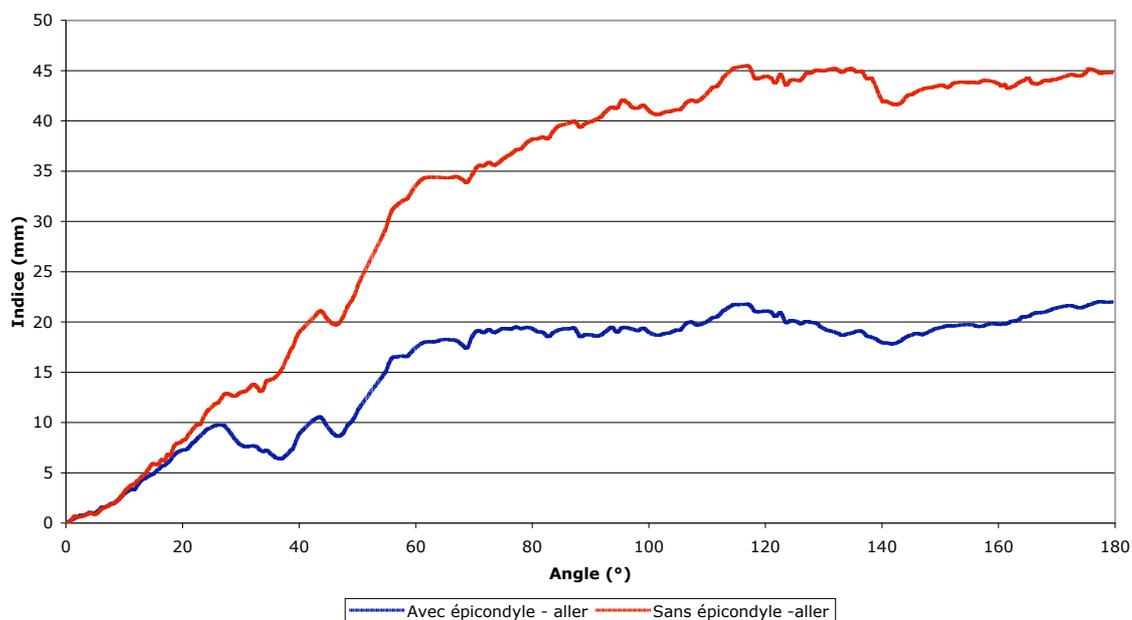
(d)



(e)

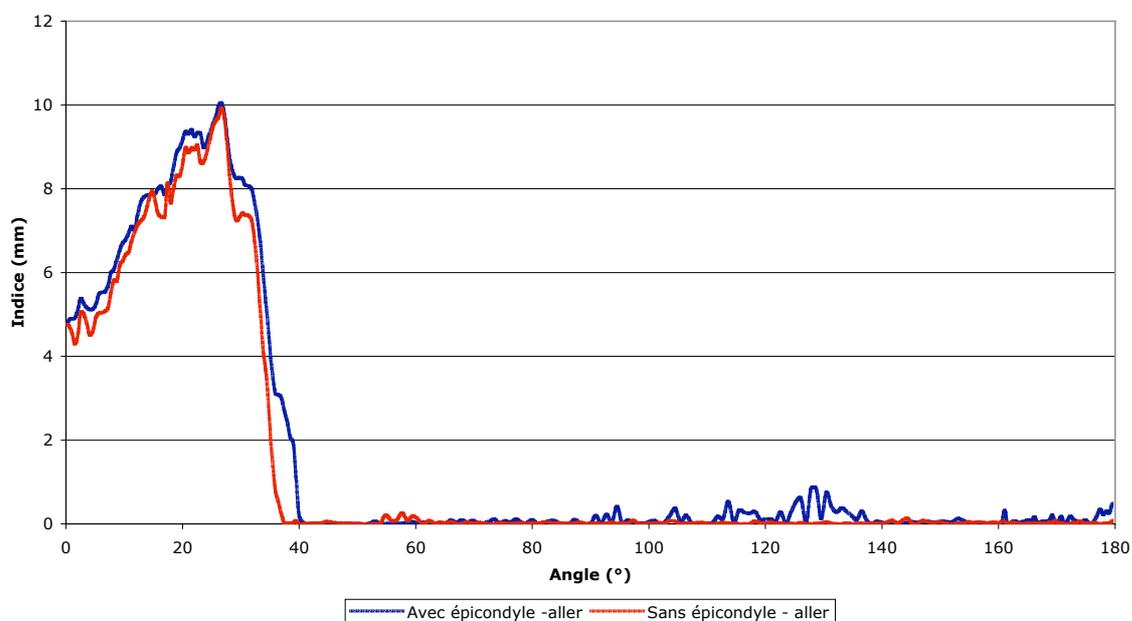
Figure 5 - Résultats de l'influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire pour le sujet 1 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 0° – (e) illustration de la position relative des os à 180° - la position de l'humérus estimée avec l'épicondyle apparaît en blanc et celle estimée sans l'épicondyle en rouge.

**Sujet 2 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**

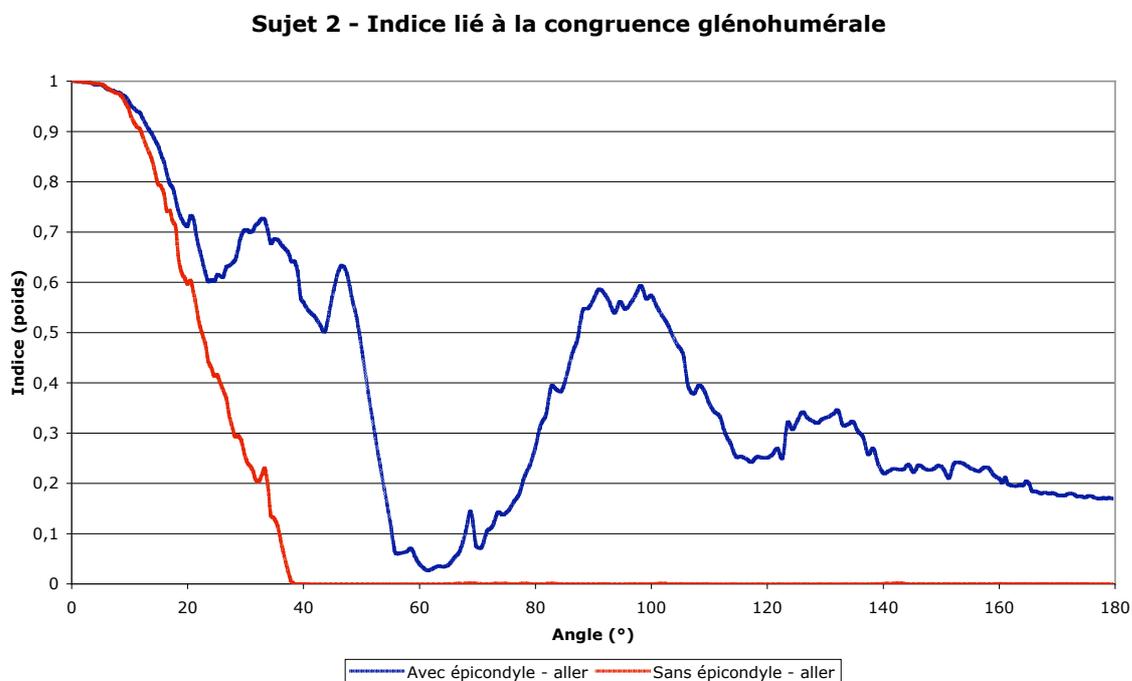


(a)

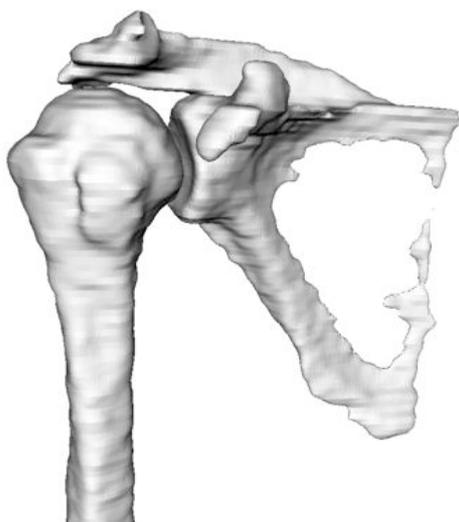
**Sujet 2 - Indice lié à l'espace subacromial**



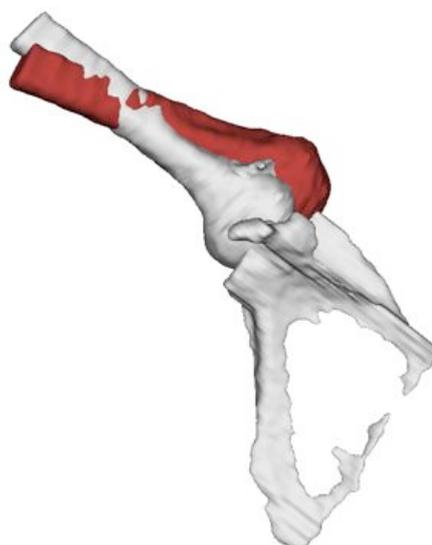
(b)



(c)



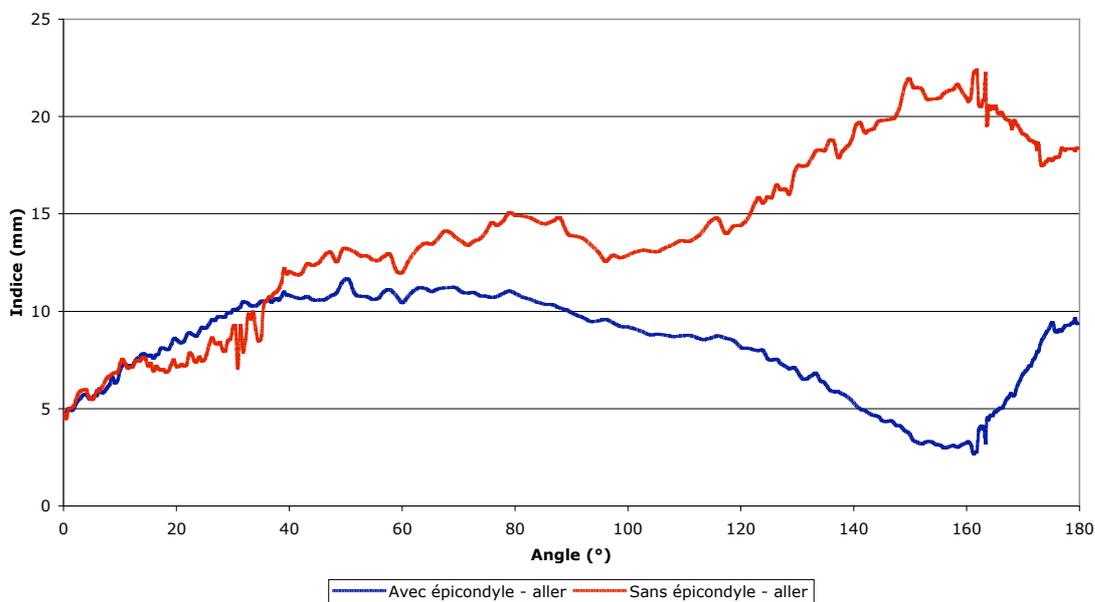
(d)



(e)

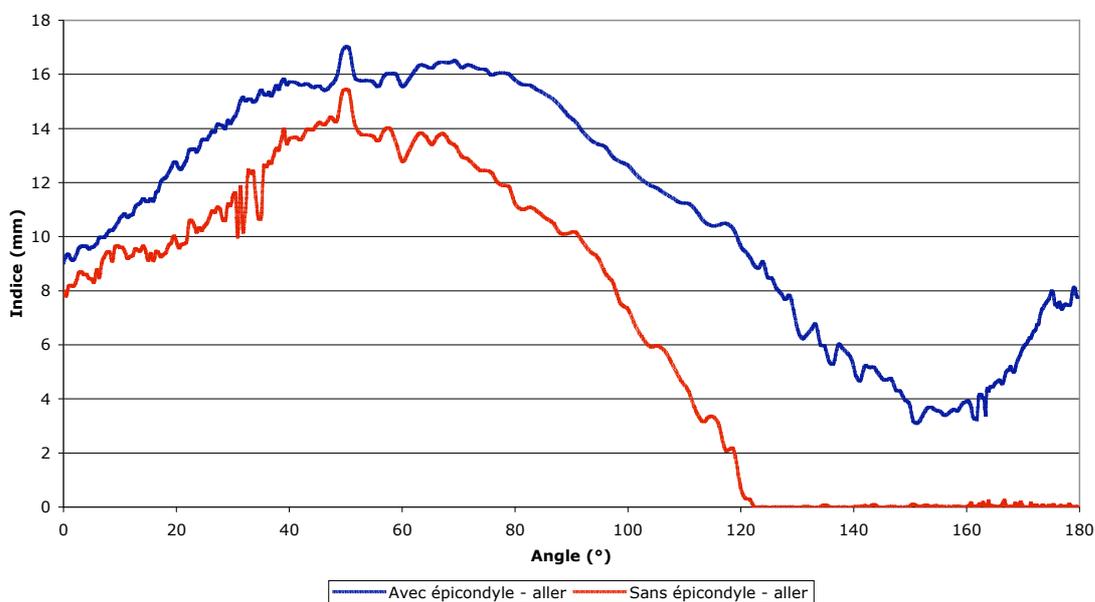
Figure 6 - Résultats de l'influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire pour le sujet 2 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – ((d) illustration de la position relative des os à 0° – (e) illustration de la position relative des os à 180° - la position de l'humérus estimée avec l'épicondyle apparait en blanc et celle estimée sans l'épicondyle en rouge.

**Sujet 3 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



(a)

**Sujet 3 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)

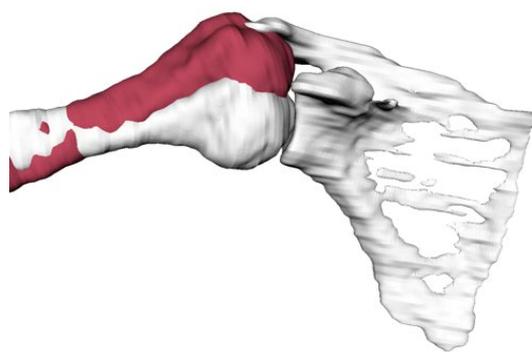
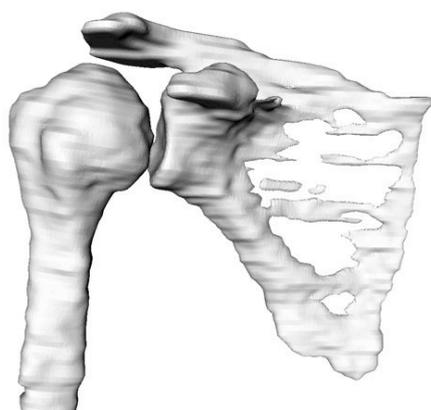
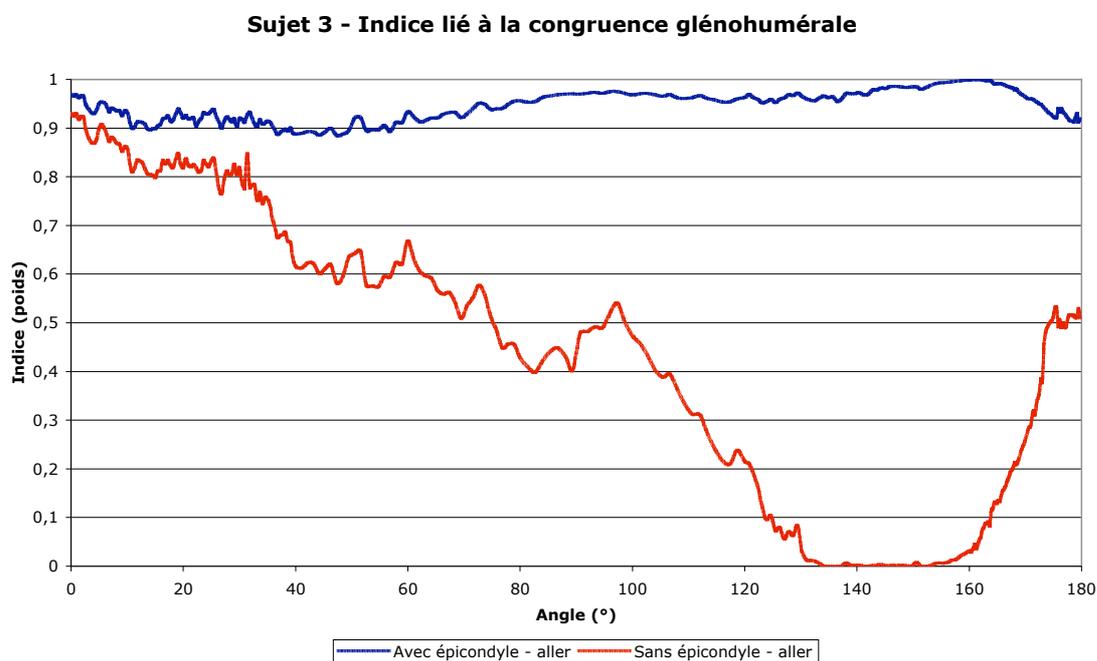
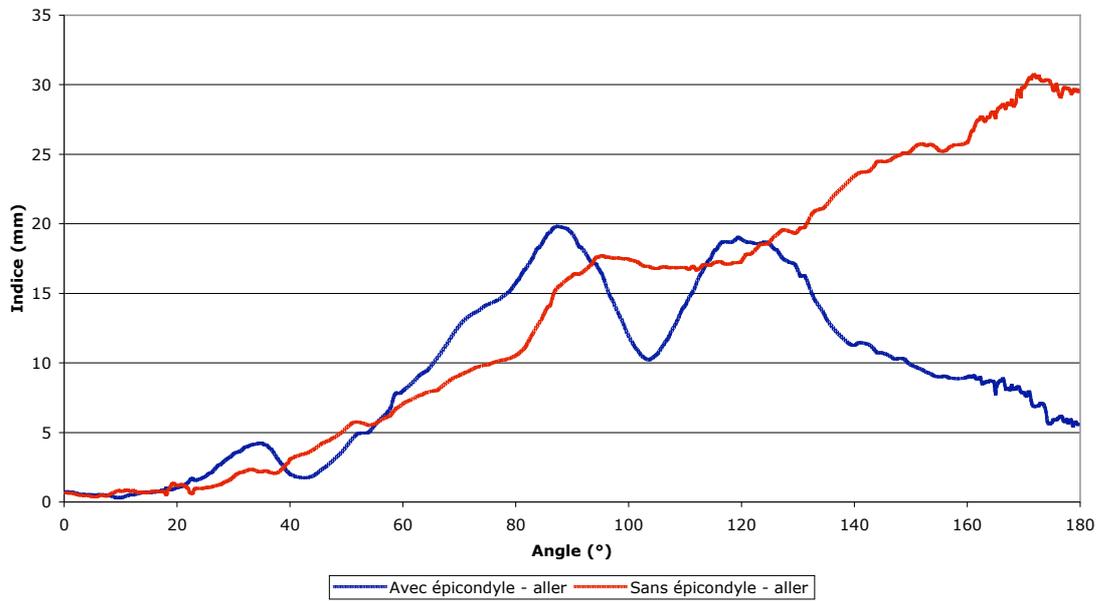


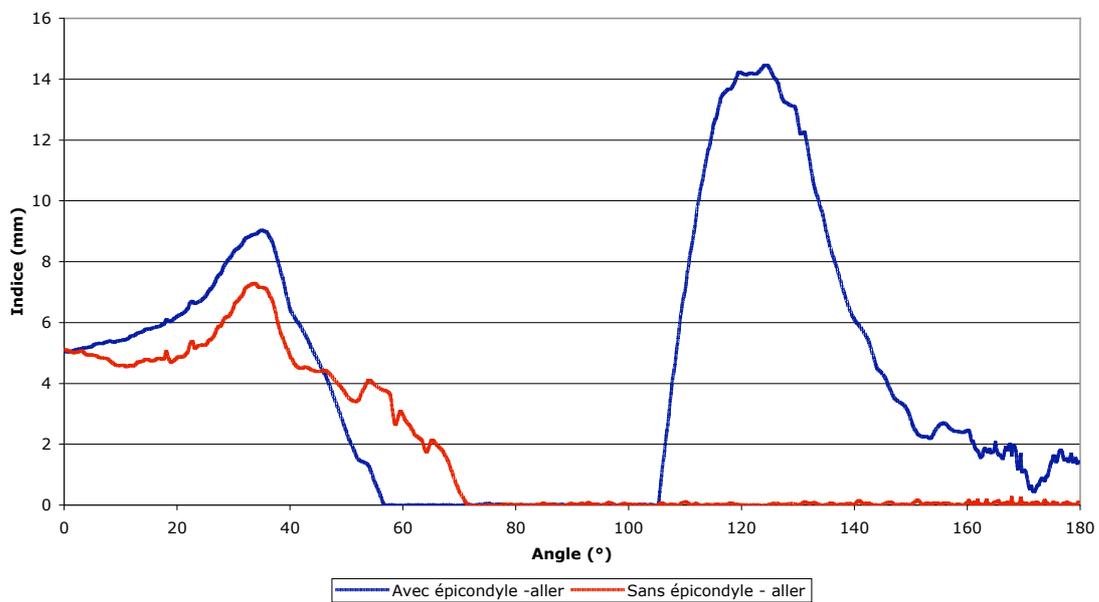
Figure 7 - Résultats de l'influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire pour le sujet 3 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 0° – (e) illustration de la position relative des os à 140° (aller) - la position de l'humérus estimée avec l'épicondyle apparait en blanc et celle estimée sans l'épicondyle en rouge.

**Sujet 4 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**

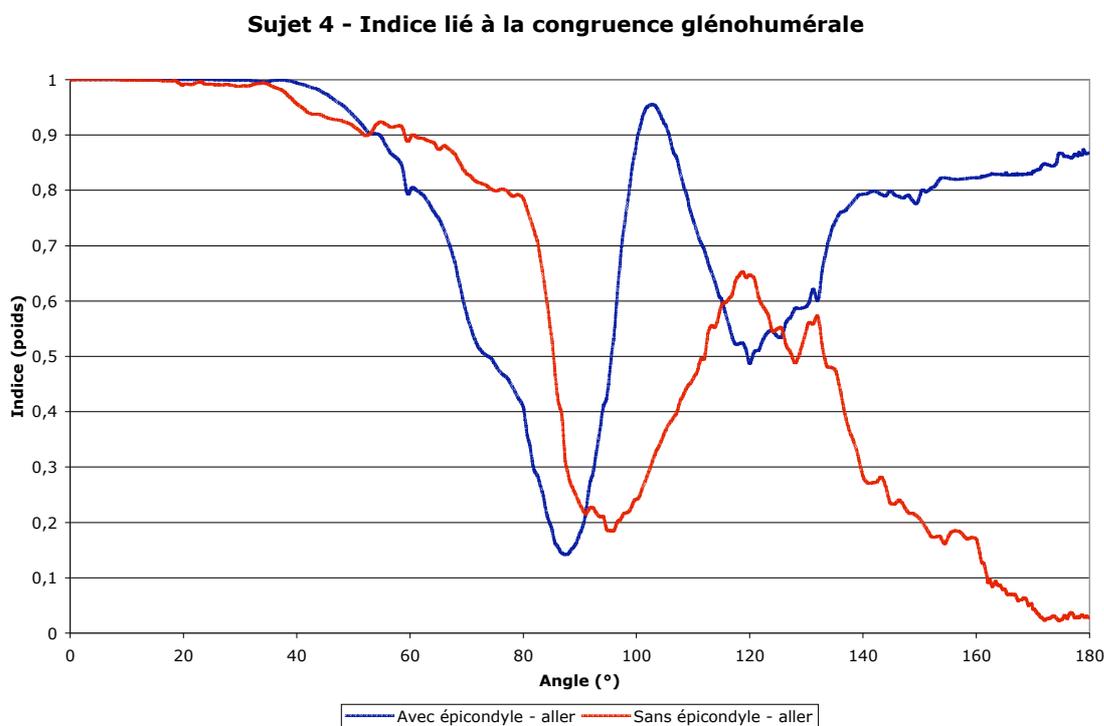


(a)

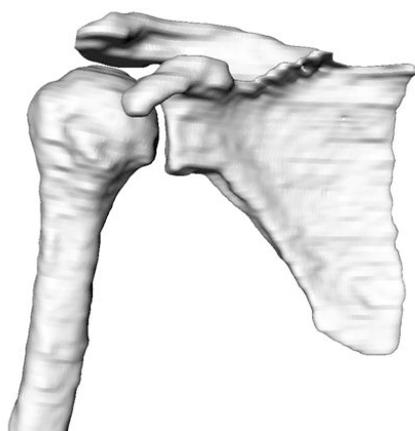
**Sujet 4 - Indice lié à l'espace subacromial**



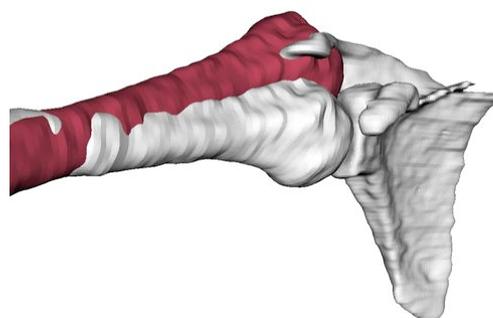
(b)



(c)



(d)



(e)

Figure 8 - Résultats de l'influence de l'épicondyle latéral sur la cohérence articulaire pour le sujet 4 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 0° – (e) illustration de la position relative des os à 180° - la position de l'humérus estimée avec l'épicondyle apparaît en blanc et celle estimée sans l'épicondyle en rouge.

Concernant le **sujet 1** (figure 9), l'indice lié au modèle biomécanique présente des valeurs pour le mouvement avec et sans épicondyle semblables jusqu'à 120°. Ensuite, l'indice est meilleur pour le mouvement avec épicondyle, l'écart atteignant 18 mm à 180° contre 25 mm sans épicondyle. L'indice lié à l'acromion montre que la distance subacromiale reste identique (à 2 mm près) à la valeur initiale jusqu'à environ 80°. Une collision entre l'humérus et l'acromion apparaît à 100° pour le mouvement estimé avec l'épicondyle contre 120° sans. Une fois, que la collision apparaît, l'indice reste égal à zéro et il n'est plus possible de les différencier car nous n'avons pas d'information concernant la profondeur de la collision. En ce qui concerne l'indice surfacique lié à la glène, l'indice est meilleur sans épicondyle à partir de 130°. Dans l'ensemble, les différents indices convergent vers une indication de cohérence articulaire jusqu'à 130° puis une dégradation pour les amplitudes supérieures. Cette dégradation se traduit plus tardivement au niveau de l'indice lié à la congruence glénohumérale en raison d'un déplacement vers le haut de la tête humérale plutôt que vers la glène. Par conséquent, il apparaît une collision moins importante avec la glène mais plus importante avec l'acromion.

Pour le **sujet 2** (figure 10), les courbes estimées avec et sans épicondyle présentent également des différences importantes. L'indice lié au modèle biomécanique de l'articulation montre l'apparition d'un écart très important entre la position théorique du centre de la tête humérale et sa position estimée lorsque le marqueur de l'épicondyle n'est pas utilisé. Cet écart atteint près de 45 mm pour la flexion maximale contre 22 mm avec l'épicondyle. L'indice lié à l'acromion montre une collision dès 40°. L'indice lié à la glène est, sans surprise, mauvais et est égale à zéro dès 40° lorsque le marqueur de l'épicondyle n'est pas pris en compte. Lorsque l'épicondyle sert à l'estimation du mouvement, l'indice est meilleur mais reste inférieur à 0,5 la majorité du temps à partir de 50°. Pour ce sujet les indices montrent que la cohérence articulaire est mauvaise prouvant et par conséquent que le mouvement de l'articulation glénohumérale est mal estimé quelle que soit la méthode choisie.

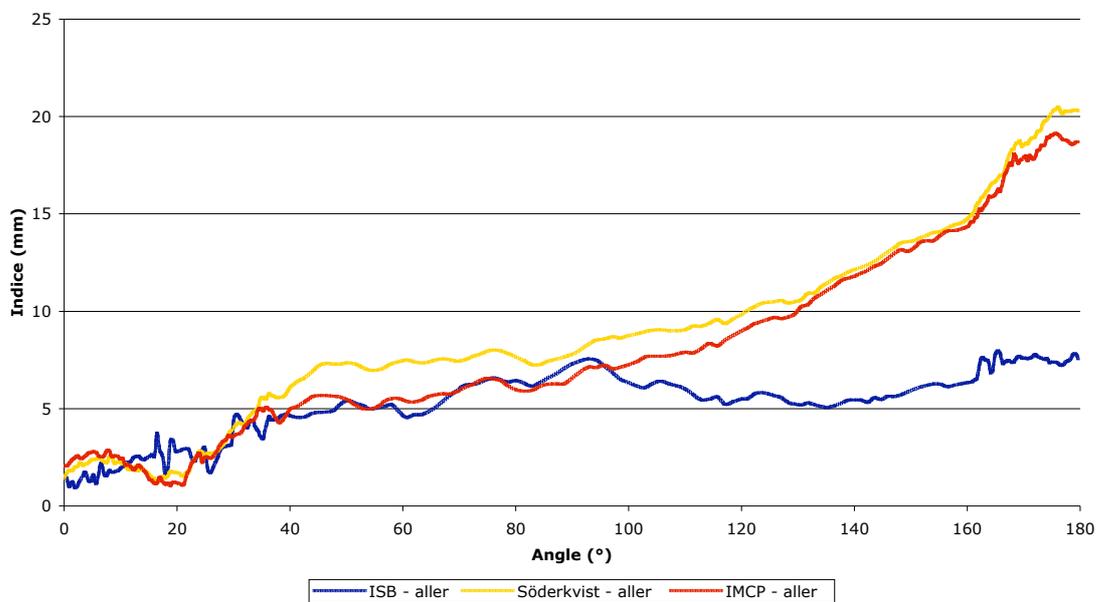
Pour le **sujet 3** (figure 11), l'indice est meilleur pour le mouvement estimé avec l'épicondyle à partir de 60°. A 180° de flexion, l'écart du centre de la tête humérale à sa position théorique est de 10 mm lorsque le mouvement est estimé avec l'épicondyle contre 17 mm sans l'épicondyle. L'indice lié à l'acromion montre une collision de l'acromion et de l'humérus à partir de 120° pour le mouvement estimé sans l'épicondyle. Cela signifie que l'écart mesuré à 180° avec l'indice biomécanique était lié à un déplacement supérieur de l'humérus lorsque le mouvement est estimé sans l'épicondyle. Le mouvement estimé avec l'épicondyle par contre ne présente pas de collision ni de dislocation. L'indice lié la glène reste proche de 1 pour tout le mouvement concernant le mouvement estimé avec l'épicondyle indiquant une conservation de la cohérence articulaire tout au long de l'élévation de l'humérus. Par contre, en l'absence de l'utilisation de l'humérus, la valeur de l'indice décroît progressivement mais de manière significative. Cette décroissance est due à la translation supérieure mise en évidence par l'indice mesurant la distance subacromiale. Pour ce sujet, la cohérence articulaire pour le mouvement estimé avec l'épicondyle est excellente et approche un mouvement réel. Cependant, nous ne pouvons conclure que le mouvement que nous avons estimé correspond réellement au mouvement qui a vraiment été réalisé par l'articulation glénohumérale.

Le **sujet 4** (figure 12) présente un indice lié au modèle biomécanique qui devient meilleur pour le mouvement estimé avec l'épicondyle à partir de 125°. L'écart pour l'amplitude maximale vaut 6 mm pour le mouvement estimé avec l'épicondyle contre 30 mm sans. Il faut cependant noter que les écarts du mouvement estimé avec l'épicondyle atteignent des valeurs proches de 20 mm entre 85° et 125°. Toujours entre 85° et 125, des variations relativement importantes et rapides sont observés pour le mouvement estimé avec l'épicondyle. En ce qui concerne l'indice lié à l'espace subacromial, une collision apparaît dès 55° pour le mouvement estimé sans épicondyle contre 70°. L'indice lié au mouvement estimé avec l'épicondyle subit des variations importantes et rapides entre 105° et 150° pour passer d'une situation de collision à une situation de dislocation et revenir à un état proche d'une collision. Les indices liés à la glène sont également très irréguliers. La tendance générale que l'on peut observer est cependant une diminution progressive de l'indice de 1 à 0 avec l'augmentation de l'angle de flexion du bras pour le mouvement estimé sans épicondyle. Au contraire, l'indice estimé avec l'épicondyle reste relativement correct durant le mouvement. Ce sujet présente des indices de cohérence moins bons que le sujet 3 mais qui restent cependant relativement corrects en particulier pour le mouvement estimé avec l'épicondyle. Cependant les indices subissent des variations rapides et importantes montrant que le mouvement estimé de l'articulation glénohumérale est bruité et peu régulier. Nous rappelons également qu'il s'agit du sujet où le suivi de l'épicondyle avait été difficile et avait rendu nécessaire une interpolation des positions du marqueur.

### 3 Influence du choix de la méthode de correction sur la cohérence articulaire

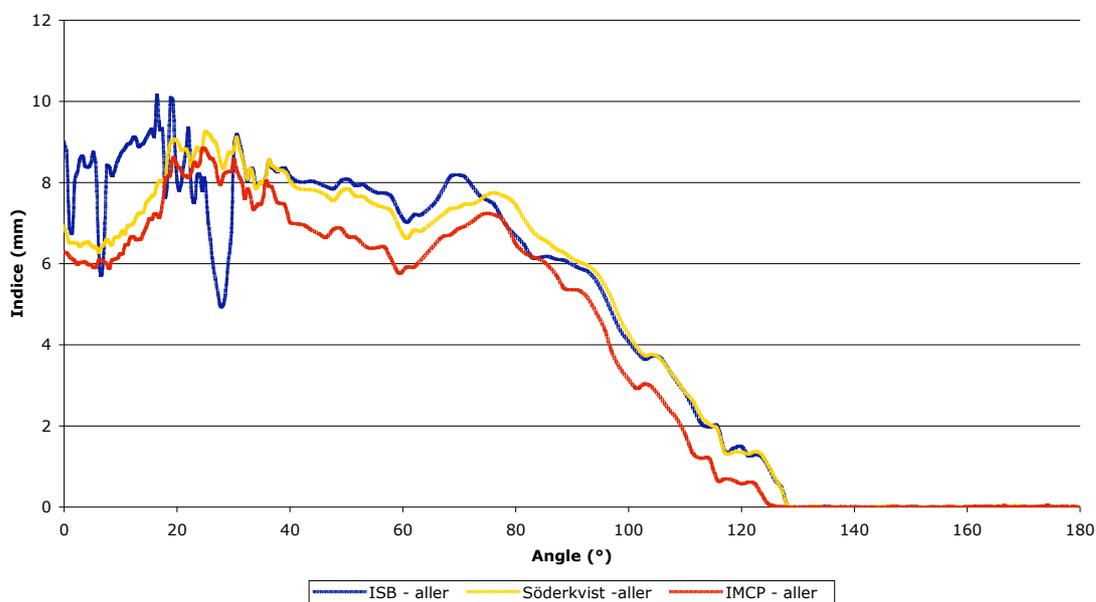
Suite aux 2 parties précédentes, nous avons déterminé un positionnement favorable des marqueurs sur l'humérus et sur la scapula pour l'estimation du mouvement de l'articulation scapulohumérale. L'objectif de cette partie est de comparer différentes méthodes d'estimation du mouvement pour l'omoplate, le mouvement de l'humérus restant toujours calculé en prenant en compte l'épicondyle latéral et en utilisant la méthode d'optimisation de Söderkvist [SOD93]. Le mouvement de l'omoplate est ici estimé soit à l'aide la méthode préconisée par l'ISB c'est à dire l'utilisation de 3 repères anatomiques, soit à l'aide de la méthode d'optimisation de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu, soit à l'aide de la méthode d'optimisation de l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu. La méthode de l'ISB n'utilise donc pas de nappe mais uniquement 3 marqueurs. Elle est tout de même ajoutée à ces tests car elle est une des méthodes les plus utilisée en pratique clinique. **Le paramètre qui varie dans ce test est donc la méthode choisie pour estimer le mouvement de l'omoplate.** Les résultats pour les sujets sont présentés dans les figures suivantes.

**Sujet 1 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



(a)

**Sujet 1 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)

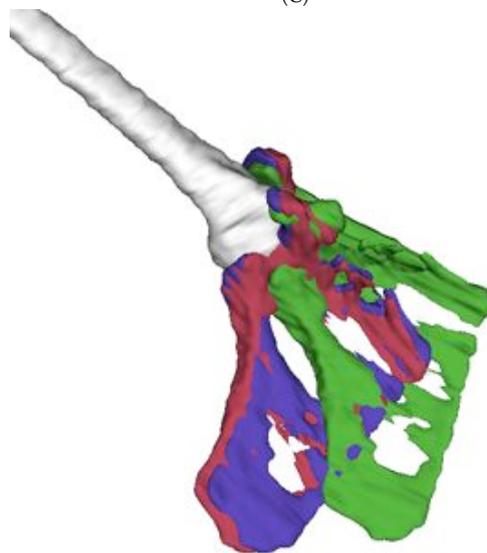
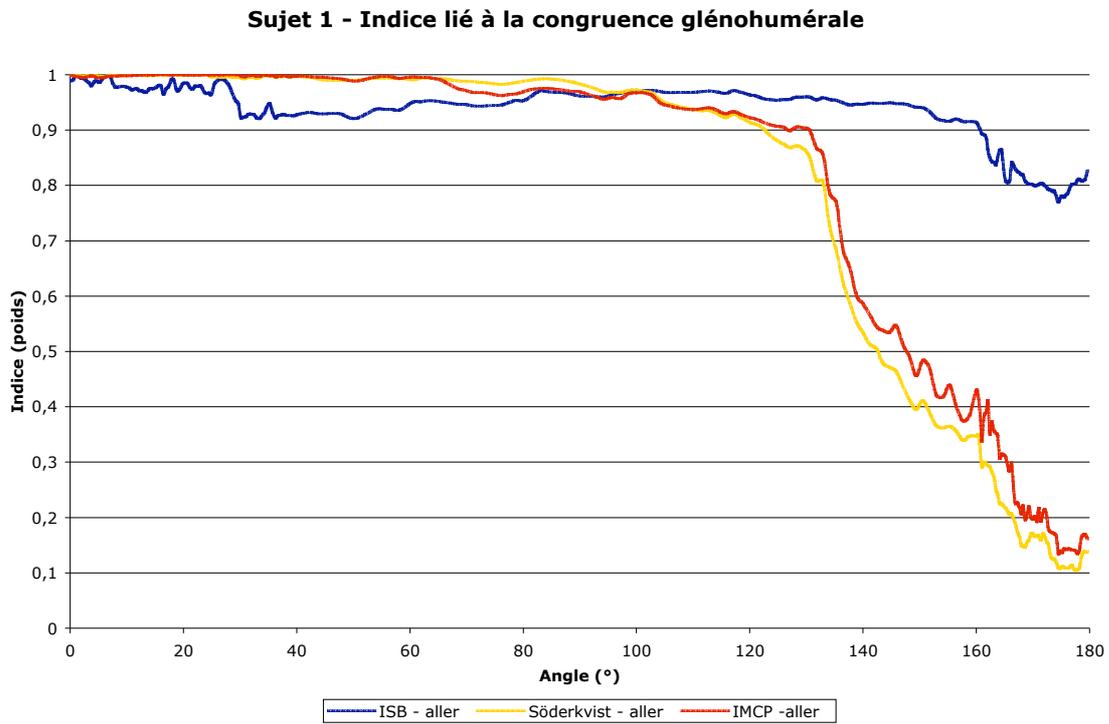
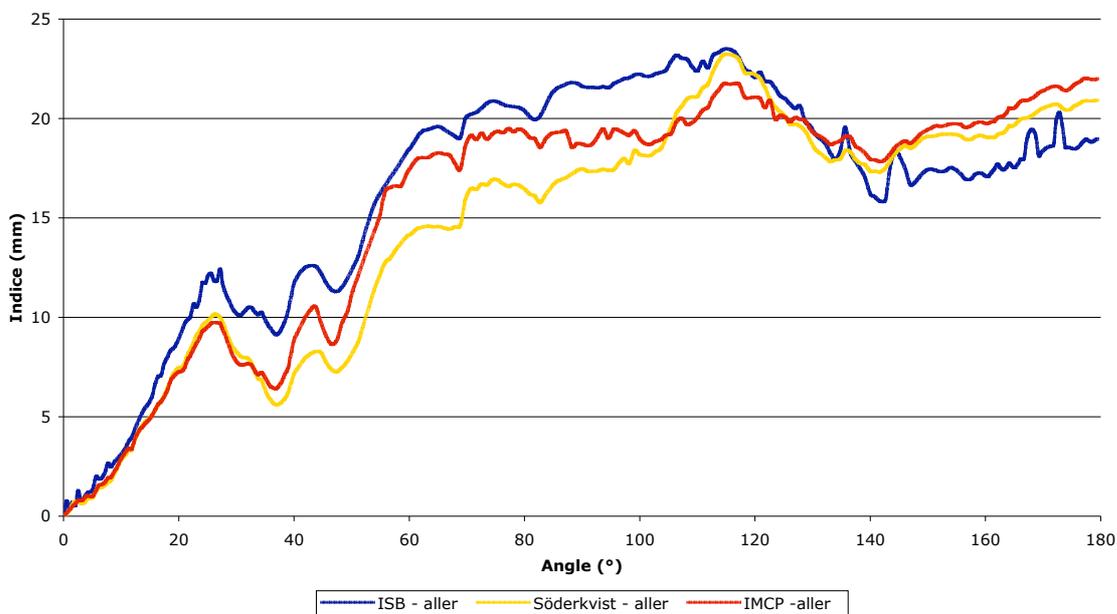


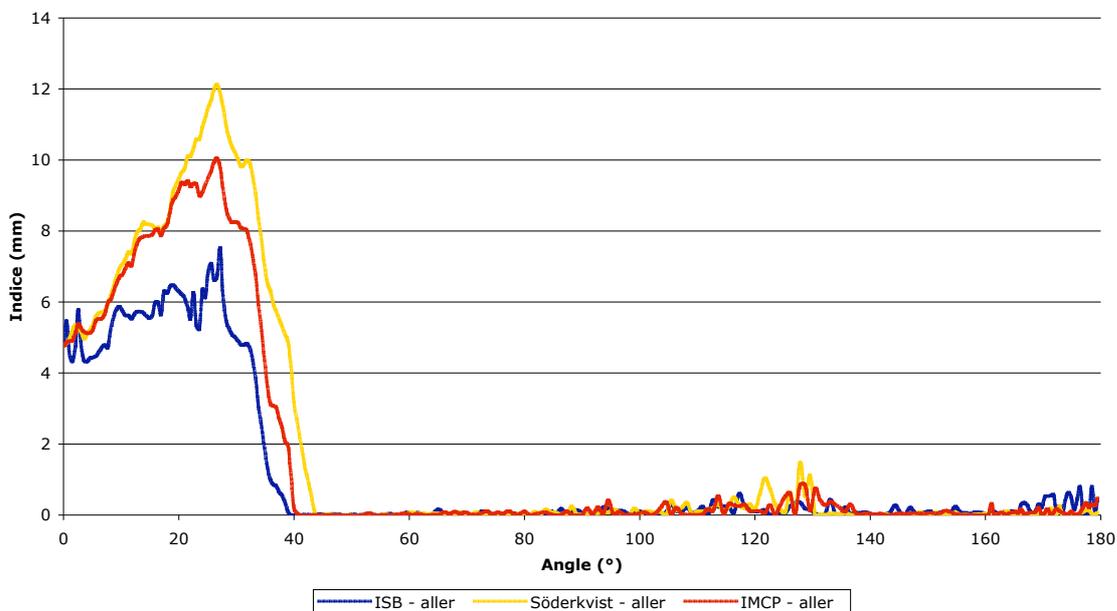
Figure 9 - Résultats de l'influence de la méthode d'estimation du mouvement de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 1 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la méthode de l'ISB apparait en vert, celle estimée avec la méthode de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu en violet et celle avec l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu en rouge.

**Sujet 2 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**



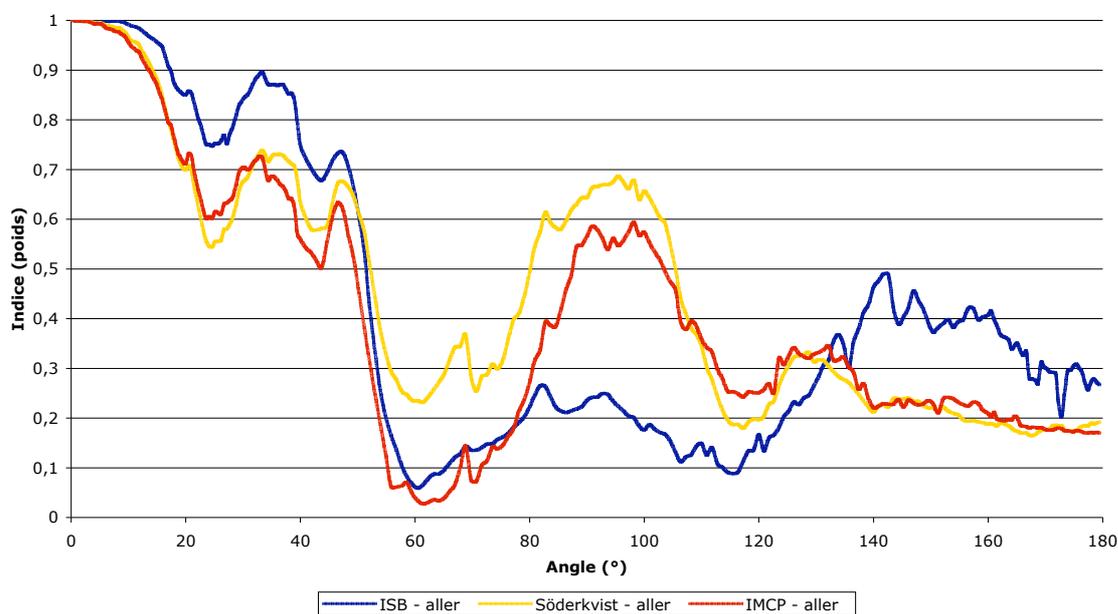
(a)

**Sujet 2 - Indice lié à l'espace subacromial**

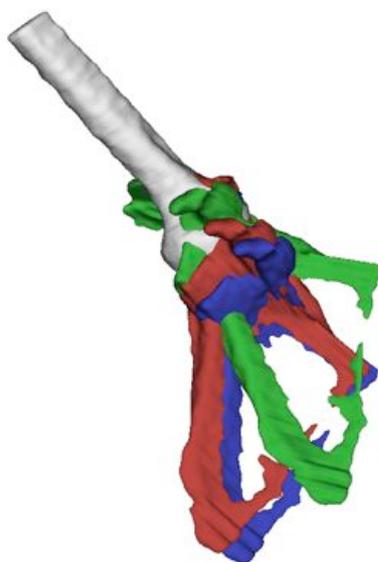


(b)

**Sujet 2 - Indice lié à la congruence glénohumérale**



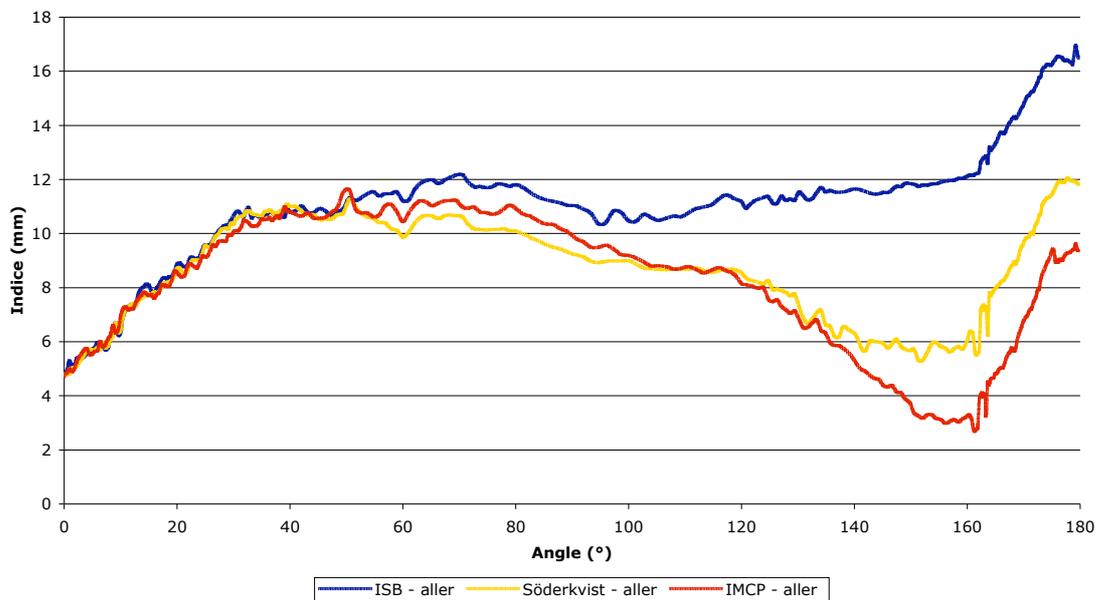
(c)



(d)

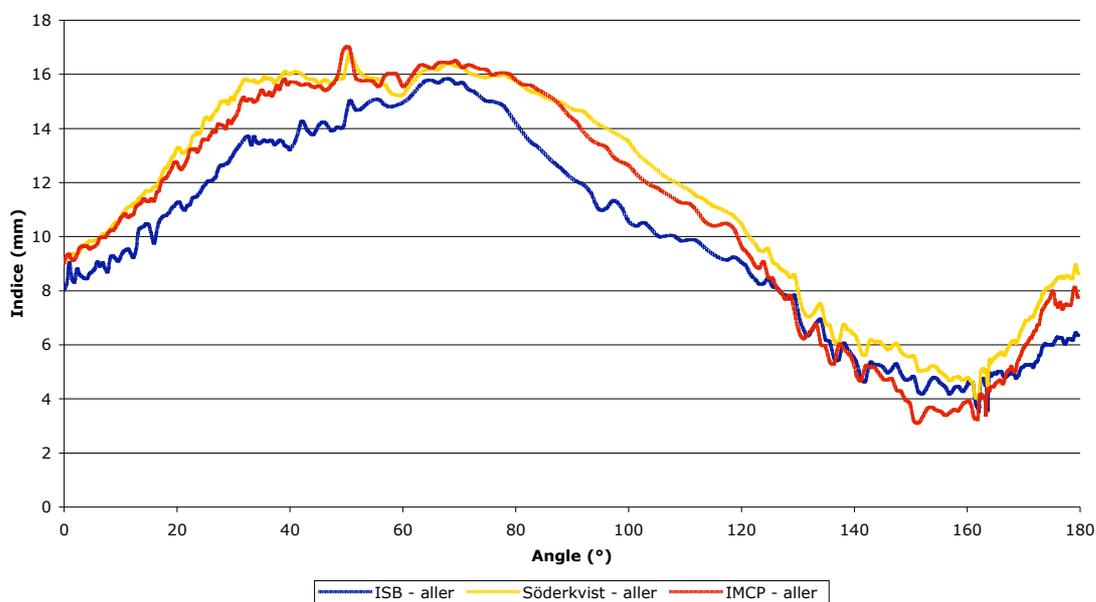
Figure 10 - Résultats de l'influence de la méthode d'estimation du mouvement de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 2 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la méthode de l'ISB apparait en vert, celle estimée avec la méthode de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu en violet et celle avec l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu en rouge.

**Sujet 3 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**

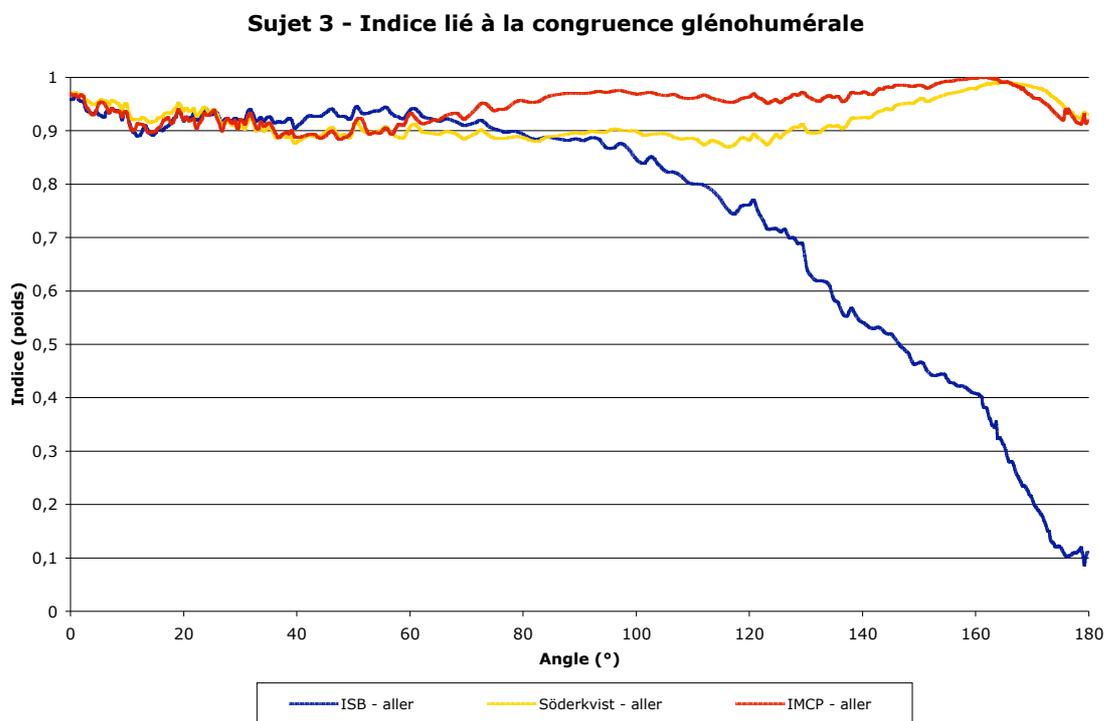


(a)

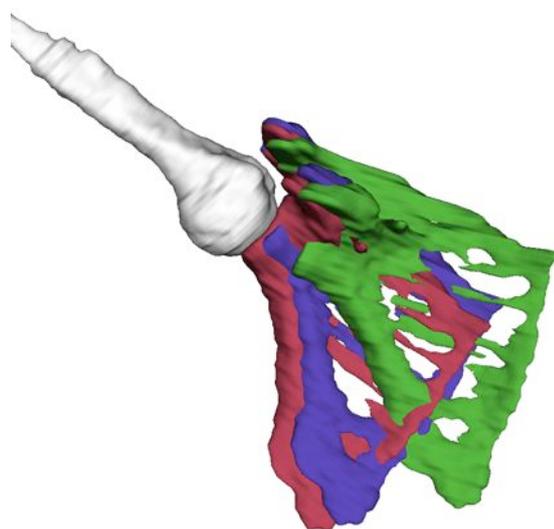
**Sujet 3 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)



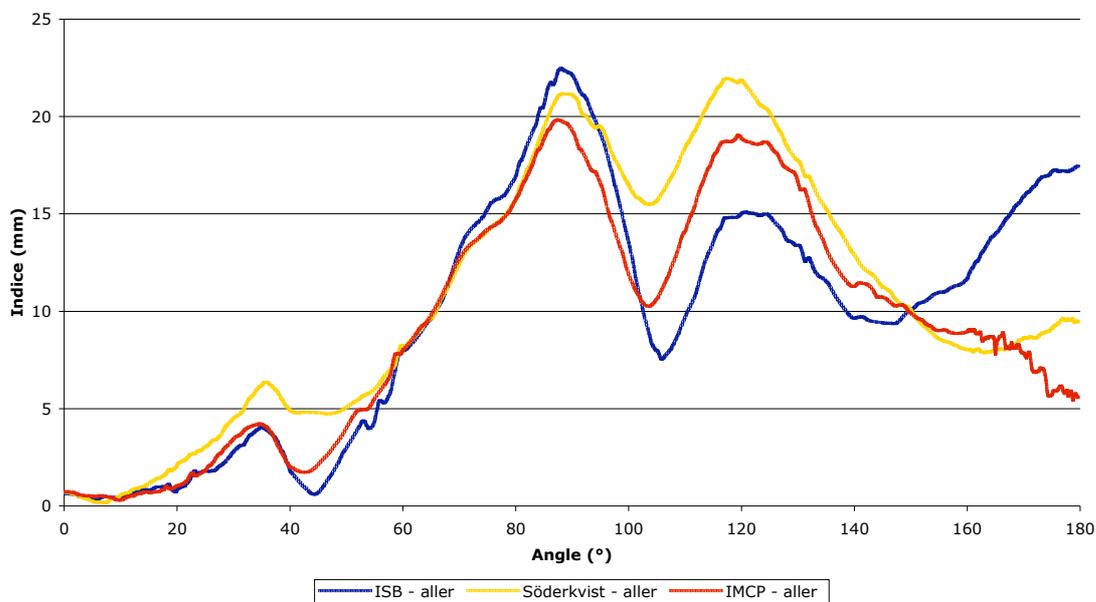
(c)



(d)

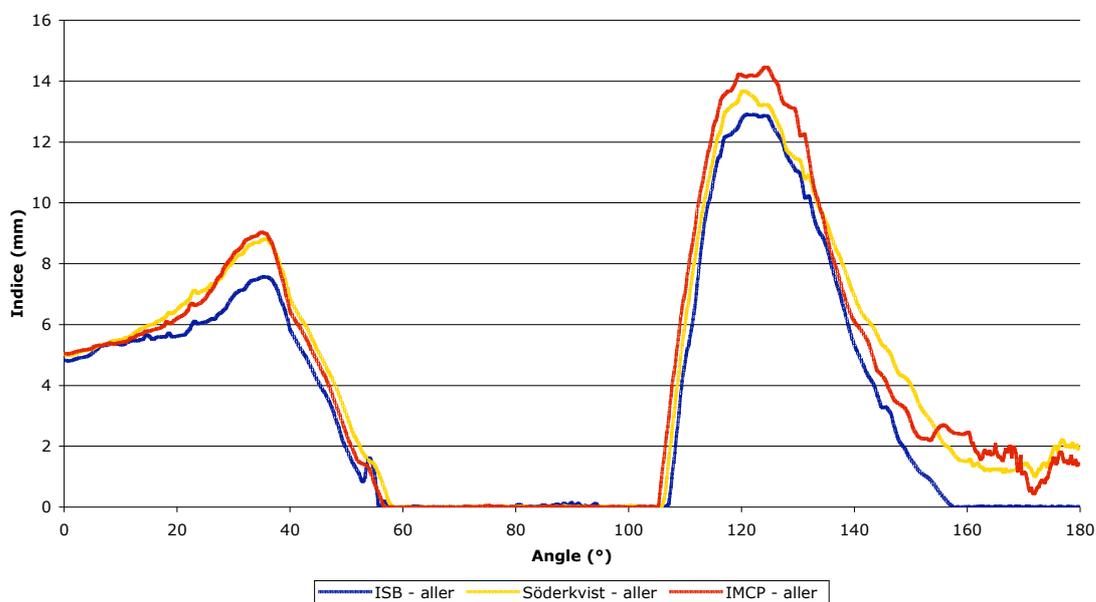
Figure 11 - Résultats de l'influence de la méthode d'estimation du mouvement de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 3 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la méthode de l'ISB apparaît en vert, celle estimée avec la méthode de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu en violet et celle avec l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu en rouge.

**Sujet 4 - Indice lié au modèle biomécanique de type rotule**

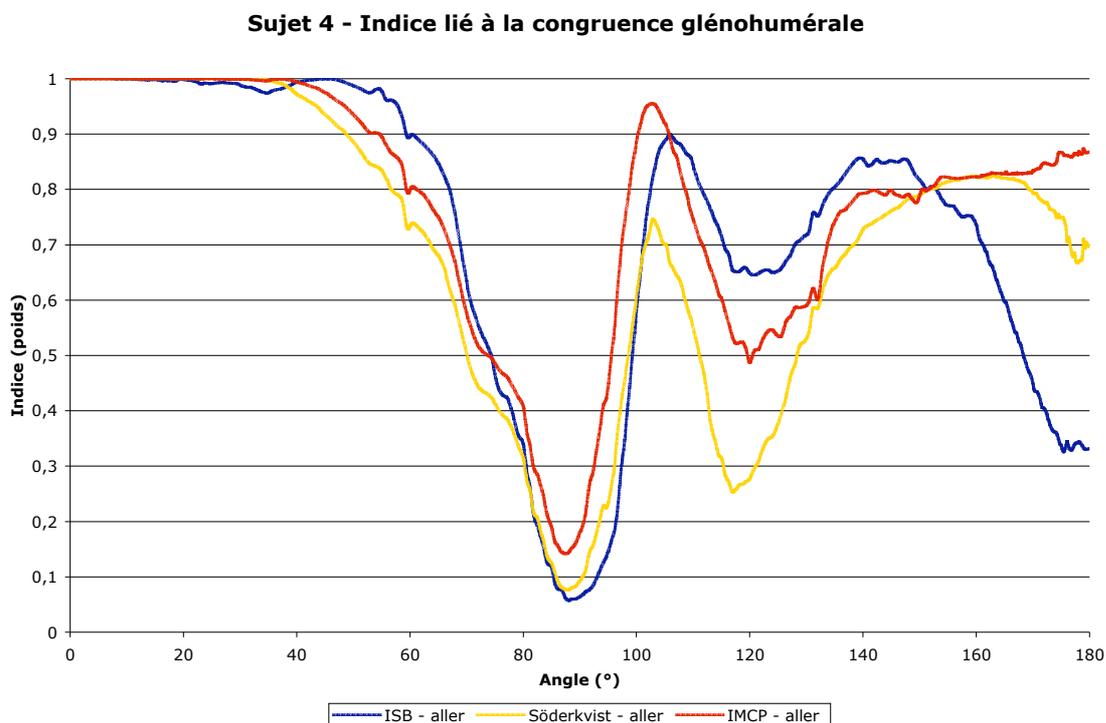


(a)

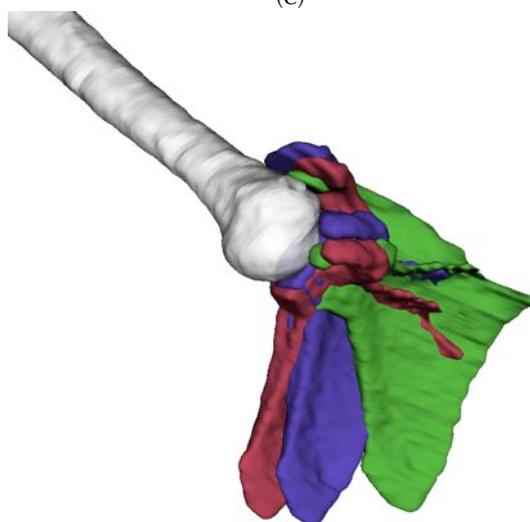
**Sujet 4 - Indice lié à l'espace subacromial**



(b)



(c)



(d)

Figure 12 - Résultats de l'influence de la méthode d'estimation du mouvement de l'omoplate sur la cohérence articulaire pour le sujet 4 – (a) indice lié au modèle biomécanique de l'articulation – indice lié à l'espace subacromial – indice lié à la congruence entre la glène et la tête humérale – (d) illustration de la position relative des os à 180° - la position de la scapula estimée avec la méthode de l'ISB apparaît en vert, celle estimée avec la méthode de Söderkvist sur la nappe de l'acromion étendu en violet et celle avec l'IMCP sur la nappe de l'acromion étendu en rouge.

Pour le **sujet 1** (figure 5), l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule est de manière surprenante meilleure pour l'ISB avec un écart à 180° égal à 8 mm contre 20 mm pour les estimations réalisées avec l'IMCP ou Söderkvist. Les valeurs de l'indice lié à l'espace subacromial sont identiques pour les 3 méthodes. Une collision entre la tête humérale et la glène apparaît à partir de 120°. L'indice lié à la congruence glénohumérale est proche pour les méthodes de Söderkvist et de l'IMCP. La congruence reste bonne jusqu'à 120° puis chute rapidement. L'indice obtenu à partir de l'estimation de la méthode de l'ISB reste par contre supérieur à 0,8 durant le mouvement. Le mouvement estimé par l'IMCP ou Söderkvist conduit à une collision plus importante que l'ISB comme l'a montré l'indice lié au modèle biomécanique. Cependant, l'orientation de la glène vis-à-vis de la tête humérale est moins bonne lorsque le mouvement de l'omoplate est estimé par l'ISB comme le montre la figure 5 (d) à 180°.

Lors de l'étude du **sujet 2** (figure 6), l'indice lié au modèle biomécanique de type rotule présente un écart plus faible entre les mouvements estimés par l'IMCP, Söderkvist et l'ISB. L'écart est cependant est proche de 20 mm à 180° de flexion du bras. L'analyse de l'indice lié à l'espace subacromial met en évidence l'apparition d'une collision de la tête humérale et de l'acromion dès 40° de flexion du bras et cela quelque soit la méthode choisie. L'indice de congruence glénohuméral illustre également la dislocation avec des valeurs assez faibles au cours du mouvement. De manière générale, aucune méthode ne parvient à estimer de manière correcte le mouvement.

Le **sujet 3** (figure 7) présente des écarts faibles pour l'indice lié à l'indice biomécanique de type rotule pour les méthodes d'estimation du mouvement autre que l'ISB. L'écart est supérieur lorsque le mouvement est estimé à l'aide de l'ISB. L'écart entre les 2 groupes de méthode apparaît aux alentours de 110°. Les différences restent cependant réduites. L'indice de l'acromion confirme l'absence d'écarts importants. On notera aussi l'absence de dislocations au cours du mouvement. Concernant, l'indice lié à la congruence glénohuméral, l'indice est proche de 1, jusqu'à la flexion maximale lorsque le mouvement est estimé par l'IMCP ou Söderkvist. L'utilisation du mouvement estimé par la méthode de l'ISB entraîne quant à elle une diminution importante de la cohérence articulaire. La cohérence articulaire pour ce sujet est très bonne tout au long du mouvement. La figure 7 (d) tend encore à montrer une sous-estimation du mouvement par l'ISB qui se traduit par une mauvaise estimation de la glène par rapport à la tête humérale qui est particulièrement visible lors de la flexion maximale. Les indices de l'IMCP et Söderkvist ont des profils similaires.

Les indices du **sujet 4** (figure 8) présentent des profils relativement perturbés en particulier entre 80° et 120°. L'indice lié au modèle biomécanique de type rotule présente des écarts compris entre 6 et 9 mm pour les mouvements estimés par l'IMCP et Söderkvist contre 17 mm pour l'ISB à 180°. Il faut cependant noter que la différenciation entre les courbes ne se fait qu'à partir de 140° c'est-à-dire sur la fin du mouvement. L'indice lié à l'espace subacromial est quasiment identique pour les 3 méthodes avec l'apparition d'une première collision dès 60°. L'indice lié à la congruence glénohuméral est également bruité. La tendance générale est la diminution de la

congruence avec l'augmentation de l'amplitude de la flexion du bras pour l'estimation à l'aide de la méthode de l'ISB. La figure .8 (d) montre que les glènes sont sensiblement au même endroit à 180° pour les 3 méthodes. Cependant, les positions estimées par l'IMCP et Söderkvist présentent une meilleure orientation de la glène par rapport à la tête humérale.