

Université de Montréal

---

MÉTHODE NUMÉRIQUE D'ESTIMATION  
DU MOUVEMENT DES MASSES MOLLES

---

par

Thouzé Arsène

Thèse de doctorat effectuée en cotutelle

au

Département de Kinésiologie

Université de Montréal

Et

Facultés de Sciences Fondamentales Appliquées

Université de Poitiers

Thèse présentée à la Faculté des Études Supérieures et Postdoctorales de l'Université de

Montréal

en vue de l'obtention du grade de Ph. D.

en sciences de l'activité physique

Décembre 2013

© Thouzé, 2013

# THESE

pour l'obtention du Grade de  
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE POITIERS  
(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)  
(Diplôme National - Arrêté du 7 août 2006)

École Doctorale : Sciences et Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Énergétique et  
Aéronautique.

Secteur de Recherche : Biomécanique et Bio-Ingénierie

Présentée par :  
Thouzé Arsène

---

MÉTHODE NUMÉRIQUE D'ESTIMATION DU MOUVEMENT DES MASSES MOLLES

---

Directeur de Thèse : Patrick Lacouture  
Co-directeurs de thèse : Tony Monnet et Mickaël Begon

Soutenue le 18 Décembre 2013  
devant la Commission d'Examen

## JURY

R. Dumas	Directeur de Recherche	Université de Lyon 1	(Rapporteur)
F. Barbier	Professeur	Université de Valenciennes	(Rapporteur)
N. Rezzoug	Maître de Conférences	Université de Toulon	(Examineur)
L. Bosquet	Professeur	Université de Montréal	(Examineur)
M. Begon	Professeur Adjoint	Université de Montréal	(Examineur)
P. Lacouture	Professeur	Université de Poitiers	(Examineur)
T. Monnet	Maître de Conférences	Université de Poitiers	(Examineur)





*À Thérèse*

## Remerciements

Cette thèse s'est effectuée en cotutelle aux seins des laboratoires de Simulation et de Modélisation du Mouvement à l'Université de Montréal et du laboratoire de Robotique Biomécanique Sport et Santé de l'Institut Pprime (UPR 3346) à l'Université de Poitiers. La collaboration passée et présente entre les membres de ces deux équipes ont permis que cette cotutelle s'effectue dans les meilleures conditions possibles, c'est pour cette raison que je commencerai par remercier mes directeurs de thèse à savoir MM. Mickaël Begon, Tony Monnet et Patrick Lacouture avec qui je travaille depuis mon entrée à la maîtrise à l'Université de Poitiers. Je remercie également Mr Floren Colloud pour m'avoir initié à l'analyse du mouvement et à la recherche. Je ne peux pas finir ces premiers remerciements sans citer Mr Paul Allard qui trouve toujours le moyen pour s'amuser dans ce qu'il entreprend, lors de cours ou en recherche. Suivre cet exemple permet de rendre le quotidien plus agréable et plus excitant

Je remercie les membres du jury pour l'intérêt qu'ils accordent à mes travaux : MM. Franck Barbier et Laurent Bosquet Raphaël Dumas et Nasser Rezzoug. J'aimerais également remercier les personnes rencontrées lors de congrès. Leur question m'ont permis de donner un peu plus de sens à mon travail et de voir qu'ils pouvaient intéresser un public d'avertis et de non-initiés.

Je remercie mes collègues de RoBioSS : Arnaud, Franco, Vincent Sébastien, Julien, Chris, Mathieu et souhaite beaucoup de plaisir à Mathieu au sein de cette équipe où j'ai pu évoluer dans une ambiance propice au travail en associant moments d'études et de détente à chacun de mes retours au SP2MI. Je remercie les sujets qui ont participé aux expérimentations nécessaires à ce

travail. J'aurais voulu passer plus de temps avec ces personnes mais le calendrier a fait que j'ai passé plus de temps à Montréal.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à Mickaël pour m'avoir proposé cette aventure scientifique qui avec le temps est devenue une aventure humaine. Pour la bonne et simple raison que ce voyage m'a permis de rencontrer du beau monde. Il y a d'abord mes compagnons de lab.....eur au S2M. Notre petite troupe soudée autour de nos boites à lunch et de Désirée me manque déjà. C'est donc cette troupe composée d'Ariane, Fabien, Joséphine, Landry, Monique, Mr Michaud, Landry, Patrick, Son Altesse Sérénissime, La Ligue des Ingénieurs, Talia et ceux que nous avons adopté : Anne Chou, Doc Caribou, je les remercie pour tous ces moments passés dans et en dehors du labo. On peut dire que ce laboratoire est à l'image de Montréal, un melting-pot de nationalités et de personnalités. Nul doute qu'un jour je reviendrais à Montréal parce que je le Beaubien.

Je finis ces remerciements par les amis et les proches qui m'ont soutenu. Les camarades de récré-gouter du S2M. Les habitants du bloc situé sur Rue St Denis pour avoir partagé leur culture avec moi. Les personnes que j'ai laissées en partant et qui se sont révélés être les amis, les vrais, sincères, chaleureux et accueillants à chacun de mes retours. Je pense donc à Nico, David, Albin, Charlie, Antho, Max et toute la bande du Stade Poitevin qui m'ont toujours supporté pendant ces années jusque dans leur foyer lors de mes séjours en terres pictaves. Je remercie également la famille Brune pour m'avoir offert le gîte et le couvert à chacun de mes séjours en France.

Enfin des remerciements particuliers à Diane qui a su me remotiver quand c'était difficile. Et un immense merci à ma famille, mes sœurs et parents pour leur soutien sans faille. J'aimerais être capable de les remercier à la hauteur du soutien qu'ils m'ont apporté lors de ces années d'études sans toujours comprendre le pourquoi du comment.

## Résumé

L'analyse biomécanique du mouvement humain en utilisant des systèmes optoélectroniques et des marqueurs cutanés considère les segments du corps comme des corps rigides. Cependant, le mouvement des tissus mous par rapport à l'os, c'est à dire les muscles et le tissu adipeux, provoque le déplacement des marqueurs. Ce déplacement est le fait de deux composantes, une composante propre correspondant au mouvement aléatoire de chaque marqueur et une composante à l'unisson provoquant le déplacement commun des marqueurs cutanés lié au mouvement des masses sous-jacentes. Si nombre d'études visent à minimiser ces déplacements, des simulations ont montré que le mouvement des masses molles réduit la dynamique articulaire. Cette observation est faite uniquement par la simulation, car il n'existe pas de méthodes capables de dissocier la cinématique des masses molles de celle de l'os. L'objectif principal de cette thèse consiste à développer une méthode numérique capable de distinguer ces deux cinématiques.

Le premier objectif était d'évaluer une méthode d'optimisation locale pour estimer le mouvement des masses molles par rapport à l'humérus obtenu avec une tige intra-corticale vissée chez trois sujets. Les résultats montrent que l'optimisation locale sous-estime de 50% le déplacement des marqueurs et qu'elle conduit à un classement de marqueurs différents en fonction de leur déplacement. La limite de cette méthode vient du fait qu'elle ne tient pas compte de l'ensemble des composantes du mouvement des tissus mous, notamment la composante en unisson.

Le second objectif était de développer une méthode numérique qui considère toutes les composantes du mouvement des tissus mous. Plus précisément, cette méthode devait fournir une cinématique similaire et une plus grande estimation du déplacement des marqueurs par rapport aux méthodes classiques et dissocier ces composantes. Le membre inférieur est modélisé avec une chaîne cinématique de 10 degrés de liberté reconstruite par optimisation globale en utilisant seulement les marqueurs placés sur le pelvis et la face médiale du tibia. L'estimation de la cinématique sans considérer les marqueurs placés sur la cuisse et le mollet permet d'éviter l'influence de leur déplacement sur la reconstruction du modèle cinématique. Cette méthode testée sur 13 sujets lors de sauts a obtenu jusqu'à 2,1 fois plus de déplacement des marqueurs en fonction de la méthode considérée en assurant des cinématiques similaires. Une approche vectorielle a montré que le déplacement des marqueurs est surtout dû à la composante à l'unisson. Une approche matricielle associant l'optimisation locale à la chaîne cinématique a montré que les masses molles se déplacent principalement autour de l'axe longitudinal et le long de l'axe antéro-postérieur de l'os.

L'originalité de cette thèse est de dissocier numériquement la cinématique os de celle des masses molles et les composantes de ce mouvement. Les méthodes développées dans cette thèse augmentent les connaissances sur le mouvement des masses molles et permettent d'envisager l'étude de leur effet sur la dynamique articulaire.

**Mots-clés** : masses molles ; cinématique inverse; estimation, moindres carrés, saut;

## Abstract

Biomechanical analysis of human movement using optoelectronic system and skin markers considers body segments as rigid bodies. However the soft tissue motion relative to the bone, including muscles, fat mass, results in relative displacement of markers. This displacement is the results of two components, an own component which corresponds to a random motion of each marker and an in-unison component corresponding to the common movement of skin markers resulting from the movement of the underlying wobbling mass. While most studies aim to minimize these displacements, computer simulation models have shown that the movement of the soft tissue motion relative to the bones reduces the joint kinetics. This observation is only available using computer simulations because there are no methods able to distinguish the kinematics of wobbling mass of the bones kinematics. The main objective of this thesis is to develop a numerical method able to distinguish this different kinematics.

The first aim of this thesis was to assess a local optimisation method for estimating the soft tissue motion using intra-cortical pins screwed into the humerus in three subjects. The results show that local optimisation underestimates of 50% the marker displacements. Also it leads to a different marker ranking in terms of displacement. The limit of local optimisation comes from the fact that it does not consider all the components of the soft tissue motion, especially the in-unison component.

The second aim of this thesis was to develop a numerical method that accounts for all the component of the soft tissue motion. More specifically, this method should provide similar kinematics and estimate large marker displacement and distinguish the two components to conventional approaches. The lower limb is modeled using a 10 degree of freedom chain model reconstructed using global optimisation and the markers placed only on the pelvis and the medial face of the shank. The original estimate of joint kinematics without considering the markers placed on the thigh and on the calf avoids the influences of these markers displacement on the kinematic model reconstruction. This method was tested on 13 subjects who performed hopping trials and obtained up to 2.1 times of marker displacement depending the method considered ensuring similar joint-kinematics. A vector approach shown that marker displacements is more induce by the in-unison component. A matrix approach combining the local optimisation and the kinematic model shown that the wobbling mass moves around the longitudinal axis and along the antero-posterior axis of the bone.

The originality of this thesis is to numerically distinguish the bone kinematics from the wobbling mass kinematics and the two components of the soft tissue motion. The methods developed in this thesis increases the knowledge on soft tissue motion and allow future studies to consider their movement in joint kinetics calculation.

Keywords: wobbling mass; inverse kinematics; assessment; least squares algorithm; jump

## Table des matières

Remerciements .....	i
Résumé .....	i
Abstract .....	ii
Table des matières .....	iii
Liste des tableaux.....	vi
Liste des figures .....	viii
INTRODUCTION GÉNÉRALE .....	1
Partie 1 : REVUE DE LITTÉRATURE .....	6
1/ L'analyse cinématique et le problème des masses molles .....	7
1.1/ Mesure de la cinématique par l'imagerie médicale.....	7
1.2/ Mesure de la cinématique de l'os par la voie corticale .....	12
1.3/ Apports des méthodes médicales et corticales .....	16
1.4/ Limites de ces méthodes.....	23
2/ Cinématique par méthodes numériques .....	27
2.1/ Les approches locales.....	27
2.2/ L'approche globale .....	36
3/ Point sur la revue de littérature.....	42
3.1/ Méthodes et apports .....	42
3.2/ Méthodes non-invasives, intérêts et limites.....	45
4/ Problématique générale.....	48
Partie 2 : MESURE EXPÉRIMENTALE DU MOUVEMENT DES MASSES MOLLES.....	51
1/ Introduction .....	52
2/ Matériels et Méthodes.....	55
2.1/ Protocole expérimental.....	55
2.2/ Acquisitions .....	57
2.3/ Construction des repères techniques .....	58
2.4/ Repère anatomique du bras.....	58
2.5/ Évaluation du mouvement des marqueurs du bras.....	63
2.6/ Analyses statistiques .....	65
3/ Résultats.....	68
3.1/ Analyse des valeurs moyennes .....	68
3.2/ Analyse des valeurs maximales.....	71

---

4/ Discussion.....	76
5/ Conclusion .....	81
Partie 3 : MESURE NUMÉRIQUE DU MOUVEMENT DES MASSES MOLLES.....	82
1/ Introduction .....	83
1.1/ D'une mesure corticale à une mesure numérique .....	83
1.2/ Évaluation du mouvement des masses molles sur le membre inférieur.....	84
1.3/ L'importance de distinguer les composantes du mouvement des masses molles.....	86
1.4/ Objectifs et hypothèses .....	88
2/ Modèle numérique d'évaluation du mouvement des masses molles.....	90
2.1/ L'utilisation d'une chaîne cinématique .....	90
2.2/ Reconstruction de la chaîne cinématique par optimisation globale .....	91
2.3/ Nouvelle approche globale .....	94
2.4/ Distinction des composantes .....	97
3/ Matériels et Méthodes.....	102
3.1/Expérimentations .....	102
3.2/ Construction des repères techniques et anatomiques.....	106
3.3/ Construction de la chaîne cinématique .....	108
3.4/ Analyse des données.....	110
3.5/ Statistiques.....	113
4/ Résultats.....	116
4.1 / Analyse cinématique .....	116
4.2/ Évaluation du mouvement des masses molles .....	120
4.3/ Mouvement des masses molles à l'unisson.....	134
5/ Discussion.....	139
5.1/ Points sur les limites de cette étude .....	140
5.2/ Analyse cinématique .....	141
5.3/ Évaluation du mouvement des masses molles .....	144
5.4/ Analyse des composantes du mouvement des masses molles .....	148
6/ Conclusion .....	156
DISCUSSION GÉNÉRALE.....	157
1/ Limites des travaux effectués.....	158
2/ Synthèse des travaux effectués .....	161
3/ Perspectives envisagées à partir de la mesure corticale et numérique .....	166
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	171

---

BIBLIOGRAPHIE .....	174
ANNEXES .....	i
A.1/ Certificats d'éthique pour l'étude menée dans la Partie 2.....	ii
A.2/ Estimation des centres et axes articulaires par méthodes fonctionnelles.....	iv
A.3/ Optimisation des matrices de rotation par optimisation locale.....	ix
A.4/ Résultats complémentaires : Partie 2 : Mesure expérimentale du mouvement des masses molles.....	xii
A.5/ Page libre .....	xiv
A.6/ Certificat d'éthique pour l'étude menée en Partie 3.....	xv
A.7/ Repères techniques du membre inférieur.....	xvi
A.8/ Calcul de la cinématique.....	xviii
A.9/ Statistiques .....	xxi
A.10/ Résultats complémentaires : Partie 3 : Mesure numérique du mouvement des masses molles.....	xxiv

## Liste des tableaux

Tableau 1 : Valeur RMS moyenne du déplacement (mm) des marqueurs sur chaque segment selon les axes antéropostérieur (A-P), proximo-distal (P-D) et medio-latéral (M-L) [6] (avec autorisation). .....	19
Tableau 2: Caractéristiques des sujets .....	56
Tableau 3 : Marqueurs anatomiques.....	56
Tableau 4 : Détails de l'emplacement des marqueurs techniques du bras.....	57
Tableau 5 : Normes moyennes et écart type en millimètres sur l'ensemble des marqueurs, pour chaque sujet, chaque geste obtenus dans les deux conditions d'évaluation du déplacement des marqueurs. Une étoile (*) au-dessus de la colonne des valeurs indique une différence significative entre les sujets.....	68
Tableau 6 : Classements des marqueurs en fonction de leur norme moyenne lors des coups de poing. ....	71
Tableau 7 : Valeurs de $W$ et khi-carré obtenus pour le coefficient de concordance. ....	71
Tableau 8 : Normes maximales et écart type en millimètres, pour chaque sujet, chaque geste obtenus dans les deux conditions d'évaluation du mouvement des masses molles. ....	72
Tableau 9 : Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement maximal lors des coups de poing. ....	74
Tableau 10 : Valeurs de $W$ et de khi-carré obtenues pour le coefficient de concordance. ....	74
Tableau 11 : Nomenclature pour chaque de rotation des masses molles autour des axes anatomiques. ....	98
Tableau 12 : Liste des marqueurs anatomiques placés sur chaque segment .....	104
Tableau 13 : Paramètres et degrés de liberté de la chaîne cinématique. ....	110
Tableau 14 : Exemple de paramètres et degrés de liberté de la chaîne cinématique pour le participant 5. Les longueurs segmentaires sont exprimées en centimètres et les rotations en degrés, chacun de ces paramètres est mesuré alors que le sujet tient une position statique. ....	110
Tableau 15 : Valeurs $RMSd$ et écart type en degrés des différences du calcul entre les trois méthodes utilisées. ....	118
Tableau 16 : Valeurs $RMSd$ et écart type en degrés des différences du calcul entre les trois méthodes utilisées. ....	119

Tableau 17 : Classement des marqueurs de la cuisse en fonction de la méthode de calcul..... 125

Tableau 18 : Classement des marqueurs de la jambe en fonction de la méthode de calcul. .... 129

Tableau A19: Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement moyen lors du geste d'Applaudissements ..... xii

Tableau A20 : Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement moyen lors du geste de Lancers de Balles..... xii

Tableau A21: Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement maximal lors du geste d'Applaudissements ..... xiii

## Liste des figures

Figure 1 : Contributions des différents tissus à la force de réaction au sol [4] (avec autorisation). .....	3
Figure 2 : Dispositif intra-corticaux : a) fixateurs externes [27]; b) tiges intra-corticales [28]; c) traceurs percutanés [7] (avec autorisations). .....	13
Figure 3 : Amplitude et écart-type moyen du déplacement des marqueurs chez deux sujets (noir et gris) pour des tâches de montées de marche (SC), de passage de la position assis-debout-assis (STS), de « step » (SUD) et de flexion du genou contre la gravité (EG) [19] (avec autorisation). .....	17
Figure 4: Illustration de l'interval Deformation Technique et du fixateur utilisé pour la validation [58] (avec autorisation). .....	33
Figure 5 : Schéma récapitulatif des caractéristiques du mouvement des masses molles. ....	44
Figure 6 : Myologie du bras d'après [94]. Les plus importants muscles sont le biceps et le triceps. ....	53
Figure 7: Placement des marqueurs cutanés et corticaux sur les sujets. ....	56
Figure 8: Projection du centre des épicondyles sur l'axe articulaire du coude. ....	59
Figure 9: Repère anatomique de l'humérus centré sur. ....	60
Figure 10: Évaluation de l'incertitude de l'estimation de l'humérus dans l'espace. ....	61
Figure 11 : Valeurs moyennes et écart type du déplacement des marqueurs, une étoile (*) signifie une différence significative au seuil $\alpha=0,05$ . ....	69
Figure 12 : Moyenne et écart-type en millimètre de la norme maximale du déplacement des marqueurs chez les trois sujets. Une étoile (*) signifie une différence significative au seuil $\alpha=0,05$ . ....	73
Figure 13 : Chaîne cinématique du membre inférieur à trois segments : S1 pelvis, S2 cuisse et S3 jambe, développée pour analyser le mouvement des masses molles. ....	91
Figure 14 : Reconstruction de la chaîne cinématique par OG2. Les marqueurs rouges sont les marqueurs conservés pour reconstruire la chaîne cinématique et la position des marqueurs, pour calculer leur déplacement par rapport aux positions enregistrées représentées par les étoiles bleues. ....	96
Figure 15 : Décomposition vectorielle du mouvement des marqueurs. ....	97
Figure 16 : Projection des vecteurs unisson, DU, et propre, DP respectivement représentés en transparence par des vecteurs rouge et vert sur le vecteur totale, DT. ....	100

Figure 17 : Placement des marqueurs sur le bassin et le membre inférieur. Une copie est disponible en annexe A.5 en guise de page libre. ....	103
Figure 18 : Repère anatomique du bassin. ....	107
Figure 19 : Repère anatomique de la cuisse. ....	107
Figure 20 : Repère atomique de la jambe. ....	108
Figure 21 : Cinématique de la hanche (moyenne et écart-type) lors d'un saut de hopping pour les trois méthodes OL, OG1 et OG2. L'instant LA correspond au moment du contact avec le sol, la ligne continue correspond à l'instant du décollage (TO) alors que les lignes pointillées correspondent aux instants de flexion maximale et de milieu de phase aérienne retenus pour l'analyse MANOVA. ....	117
Figure 22 : Cinématique du genou (moyenne et écart-type) lors d'un bon moyen de hopping pour les trois méthodes OL, OG1 et OG2. L'instant LA correspond au moment du contact avec le sol, la ligne continue correspond à l'instant du décollage (TO), les lignes pointillés correspondent aux instants de flexion maximale et de milieu de phase aérienne retenus pour l'analyse MANOVA. ....	119
Figure 23 : Valeurs moyennes et écarts-types du déplacement des marqueurs obtenus par les trois méthodes, les étoiles au-dessus des accolades signifient que les méthodes diffèrent significativement l'une de l'autre. ....	121
Figure 24 : Norme moyenne sur les sujets et écart type du déplacement des marqueurs placés sur la face antérieure de la cuisse pour OL (bleu), OG1 (rouge) et OG2 (vert). ....	122
Figure 25 : Norme moyenne sur les sujets et écart type du déplacement des marqueurs placés sur la face postérieure de la cuisse pour OL (bleu), OG1 (rouge) et OG2 (vert). ....	123
Figure 26 : Valeurs moyennes et écarts-types du déplacement des marqueurs obtenus par les trois méthodes, les étoiles au-dessus des accolades signifient que les méthodes diffèrent significativement l'une de l'autre. ....	126
Figure 27 : Norme moyenne et écart type du déplacement de chaque marqueur pour OL (bleu), OG1 (rouge) et OG2 (vert). ....	128
Figure 28 : Contribution moyenne et écart type (en pourcentage) des composantes du mouvement des masses molles sur le déplacement des marqueurs sur la cuisse et la jambe. ....	130
Figure 29 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la cuisse vue de face. La composante à l'unisson est en noire et la composante propre en gris. ....	131
Figure 30 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la face postérieure de la cuisse. La composante à l'unisson est en noire et la composante propre en gris. ....	132

---

Figure 31 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la jambe vue de face. La composante unisson est en noire et la composante propre en gris. ....	133
Figure 32 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la jambe vue de la face postérieure. La composante à l'unisson est en noire et la composante propre en gris. ....	133
Figure 33 : Mouvement à l'unisson des masses molles moyen sur le segment de la cuisse avec les rotations (gauche) et translations (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage. ....	135
Figure 34 : Mouvement à l'unisson des masses molles de la cuisse pour trois sujets (bleu, rouge, vert) sur le segment de la cuisse avec les rotations (gauche) et translations (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage. ....	136
Figure 35 : Mouvement à l'unisson des masses molles sur le segment de la jambe avec les rotations (gauche) et translations (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage. ....	137
Figure 36 : Mouvement à l'unisson des masses molles de la jambe pour trois sujets (bleu, rouge, vert) sur le segment de la cuisse avec les rotations (gauche) et translation (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage. ....	138
Figure 37 : Résumé du phénomène des artefacts de tissus mous et aspects abordés lors de la Partie 2 en rouge et la Partie 3 en bleu. ....	162
Figure 38 : Perspectives d'évolution du modèle cinématique en rouge. ....	169
Figure 39: Illustration du principe de la méthode <i>SCoRE</i> . ....	iv
Figure 40: Illustration de la méthode <i>SARA</i> . ....	vii
Figure 41: Orientation d'un solide <i>S</i> aux instants $t_0$ et $t_i$ . ....	ix
Figure 42 : Page libre à détacher. ....	xiv
Figure 43 : Repère technique du pelvis (a), de la cuisse (b), de la jambe (c) et du pied (d). Les marqueurs représentés par une croix noire sont les marqueurs de la face postérieure du segment. ....	xvii

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

Les principes généraux de l'analyse du mouvement considèrent le corps humain comme un système poly-articulé constitué de solides rigides représentant les segments du corps humain. Seulement, ces segments sont composés de plusieurs types de matières biologiques et parmi celles-ci nous distinguons les masses molles [1, 2] constituées de la peau, du tissu adipeux et des muscles qui entourent l'os, considéré comme la partie la plus rigide du segment. Lors de l'exécution d'un geste, ces masses molles sont animées de mouvements par rapport à l'os remettant en cause l'hypothèse classiquement retenue qui considère les segments rigides. Ces mouvements sont causés par les contractions musculaires nécessaires à la mobilisation du squelette [3], aux impacts que ce dernier subit [4, 5] et à l'inertie des masses molles accélérées [6, 7].

Le mouvement des masses molles est la principale source d'erreur dans le calcul de la cinématique articulaire du fait qu'il perturbe la position des marqueurs placés sur le segment par rapport à l'os sous-jacent [3]. Des méthodes expérimentales permettent d'obtenir la cinématique de l'os en y fixant directement des marqueurs par des procédures invasives. D'autres méthodes, non-invasives car développées à l'aide d'outils mathématiques, ont pour but de réduire l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire mais ne prennent pas en compte le mouvement des masses molles considérant que celui-ci n'influence pas la dynamique articulaire [8]. Hors les masses molles influencent, bien entendu les paramètres inertiels des segments et de ce fait leur mouvement accéléré impacte les forces de réaction au sol. Selon Pain [9, 10], la déformation du segment provoque une variation du moment d'inertie par rapport à l'axe vertical de la cuisse de 10 à 30% en fonction des sujets. La Figure 1 illustre comment les différents tissus constitutifs des segments agissent sur la force de réaction au sol. Des études [5, 11, 12] basées sur la simulation du mouvement ont comparé la force de réaction au sol produite par un système poly-articulé composé de solides rigides d'une part et composé de solides rigides surmontés de masses mobiles, d'autre part. Pain et

Challis [12] ont ainsi montré que les masses molles ont un effet sur la force de réaction au sol. Avec des masses mobiles, cette force de réaction correspond à 16,2 fois le poids de corps alors qu'elle peut être de 40,5 fois supérieure au poids corporel avec un modèle rigide lors d'une tâche de réception. Ce constat est également visible aux articulations puisque le pic de force verticale à la hanche passe de  $17,1 \times 10^3$  à  $11,1 \times 10^3$  N. L'effet sur le calcul des moments articulaires au genou montrent également une diminution importante entre ces deux modèles, 267 Nm pour un modèle à masses mobiles contre 500 Nm pour un modèle rigide.

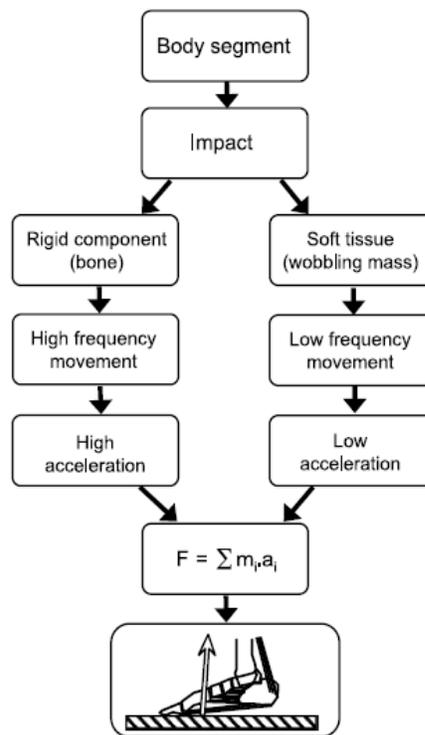


Figure 1 : Contributions des différents tissus à la force de réaction au sol [4] (avec autorisation).

Ainsi, à la lecture de ces articles, le mouvement des masses molles influence de manière significative l'évaluation dynamique du corps en mouvement [4]. En négliger les effets reviendrait à ne considérer que la cinématique osseuse; cependant le développement d'algorithmes de

compensation des artefacts de tissus mous et leurs utilisations permettent de diminuer voire supprimer ces effets sur la cinématique [13], mais le mouvement des masses molles reste encore à une variable à déterminer.

Pour déterminer le mouvement des masses molles, il faut être capable de distinguer celui-ci du mouvement de l'os. Peu de méthodes existent pour évaluer de manière non-invasive en trois dimensions, ce mouvement. Cette évaluation constitue l'objet du travail présenté dans ce mémoire. La revue de littérature suivante fait l'inventaire des méthodes, des solutions expérimentales et numériques existantes pour évaluer le mouvement des masses molles et le comprendre. Une solution numérique abordée dans la revue de littérature sera utilisée dans la deuxième partie de ce mémoire. Cette solution sera comparée à la cinématique de l'os obtenue par l'insertion d'une tige intracorticale. La troisième partie du mémoire exposera le développement d'une nouvelle méthode numérique d'évaluation du mouvement des masses molles pour caractériser un peu plus le phénomène du mouvement des masses molles. Le mémoire s'achèvera sur une discussion relatant l'ensemble des travaux effectués et des résultats obtenus en les confrontant aux connaissances globales sur les artefacts de tissus mous en général.



## **Partie 1 : REVUE DE LITTÉRATURE**

## **1/ L'analyse cinématique et le problème des masses molles**

L'analyse cinématique étudie le mouvement des segments à l'aide de la géométrie analytique qui nécessite de définir un repère dans lequel le mouvement de chaque segment est décrit. Les positions et les orientations de ces segments sont obtenues dans un repère global à partir de la définition de repères locaux. Les axes de ces repères sont créés à l'aide de marqueurs placés sur les segments [14]. Le plus souvent, la position de ces marqueurs est enregistrée à partir d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement. Le calcul de la cinématique segmentaire repose sur l'hypothèse de rigidité des segments ; elle a pour objectif de représenter celle de l'os sous-jacent à la peau.

Seulement le mouvement des masses molles qui entourent l'os perturbe la position des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent ce qui a pour conséquence d'inclure des erreurs dans le calcul de la cinématique articulaire. Néanmoins, il existe des moyens pour quantifier le mouvement des marqueurs par rapport à l'os et obtenir ainsi une cinématique libre de tout artefact des tissus mous. L'imagerie médicale offre plusieurs techniques ; les plus intéressantes sont l'imagerie par résonance magnétique et la fluoroscopie. D'autres techniques utilisent les systèmes d'analyses cinématographiques en fixant directement les marqueurs sur l'os via des tiges intra-corticales, fixateurs externes et traceurs percutanés. Un bref inventaire des études ayant utilisé ces outils est proposé dans cette partie ; les résultats obtenus ainsi que les avantages et inconvénients sont discutés.

### **1.1/ Mesure de la cinématique par l'imagerie médicale**

L'imagerie par résonance magnétique distingue les os des tissus mous en excitant l'hydrogène contenu dans les cellules de ces tissus ; la fluoroscopie utilise les rayons-X et les

propriétés absorbantes des tissus pour obtenir le mouvement de l'os. Nous présentons les questions auxquelles ces outils d'imagerie ont répondu, ainsi que les avantages et les inconvénients de ces technologies.

### **1.1.1/ L'imagerie par résonance magnétique (IRM)**

Selon la Société Française de Radiologie, ces outils et notamment les IRM de type 1.5 et 3 Teslas sont les plus utilisés en recherche. L'arrivée des liaisons numériques entre le tunnel et la station d'enregistrement des images a permis de nets progrès dans le traitement de l'image en termes de rapidité et de potentialité surtout dans l'acquisition d'images. La distinction des différents tissus est une aubaine pour l'analyse du mouvement des masses molles. Sangeux et al. [15] utilisent un IRM 1.5T pour effectuer une mesure non-invasive du mouvement des masses molles lors de quatre instants d'une flexion de genou. Sur chacun des segments du membre inférieur, ils constatent lors de flexion de genou un mouvement commun aux masses molles du membre inférieur. Une relation entre la translation des masses molles et l'angle de flexion du genou est constatée sur la cuisse alors qu'ils n'en constatent aucune sur la jambe. Ils ne constatent pas de relations directes entre la rotation des masses molles et l'angle de flexion du genou. Ces résultats montrent que le mouvement des masses molles est un phénomène complexe, spécifique aux segments et dépendant des muscles sollicités. Le constat d'une telle relation entre la translation des masses molles de la jambe et la flexion de cheville vérifierait cette hypothèse de spécificité, mais l'étude de Sangeux et al. [15] ne considère qu'une seule articulation en raison de l'espace restreint proposé par le tunnel de l'aimant qui ne permet pas d'étudier la cheville en même temps.

En plus de ne permettre l'étude que d'une seule articulation à la fois, ce type d'analyse est restreint à un faible nombre de laboratoires en raison de la disponibilité de cet appareil car les appareils d'IRM 1.5T et 3T ont deux objectifs, la recherche et le diagnostic médical. Les IRM 7T

commencent à faire leur apparition dans les centres hospitaliers et universitaires ; ces derniers ont pour objectif principal de répondre à des questions de recherche. Pour autant, ils sont très évolués par rapport au modèle 1.5T et 3T, ce qui pose un problème de coût. De plus, ce type de technique ne permet d'étudier le mouvement que sur de faibles amplitudes et en quasi-statique. Le champ d'évolution des segments est restreint par le tunnel de l'aimant interdisant l'étude de gestes comme la marche et la course. Dans ces critères d'exclusion, Sangeux et al. [15] précisent que les sujets ne devaient pas dépasser 1,80 m en raison du dispositif expérimental. La dernière limite de ces outils est qu'ils ne quantifient pas la différence entre la cinématique de l'os et celle obtenue à l'aide de marqueurs cutanés car le tunnel ne permet pas de coupler cet appareil avec un système de stéréophotogrammétrie.

En revanche, l'IRM évalue la géométrie exacte du corps et l'utilise pour capturer le maillage de l'os. Ce dernier est ensuite réintégré à l'aide de recalage osseux, lorsque le mouvement de celui-ci est obtenu à l'aide de techniques qui utilisent les rayons X pour enregistrer le mouvement de l'os.

### **1.1.2/ La fluoroscopie**

La fluoroscopie est un système qui émet des rayons X et permet d'acquérir la cinématique du squelette lors de gestes moins standardisés que la flexion de genou. Moins volumineux et de conception différente qu'un appareil à résonance magnétique, cet appareil permet de placer autour un système de stéréophotogrammétrie. Il évalue ainsi le déplacement des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent en plaçant des marqueurs radio-opaques [16] ou en utilisant une prothèse de genou pour calculer le déplacement de marqueurs réfléchissants par rapport à celle-ci [17-19]. Lors de mouvements de flexion-extension enregistrés à 30Hz selon deux plans (frontal et sagittal), Sati et al. [16] mettent en évidence qu'autour d'une même articulation, le déplacement de marqueurs radio-opaques peut varier en fonction de leur éloignement par rapport à l'axe articulaire du genou. Ainsi

plus ceux-ci sont proches de l'axe articulaire et plus ils subissent le glissement de la peau par rapport à l'os sous-jacent.

En attachant un repère segmentaire sur chacune des parties d'une prothèse totale de genou Stagni et al. [19] enregistrent à 50Hz la position et l'orientation du fémur et du tibia lors de mouvements de montée de marche, de « step », de passage de la position assise à debout et de flexion du genou. Le couplage avec un système de stéréophotogrammétrie permet de mesurer le déplacement des marqueurs et d'estimer leur effet sur la cinématique articulaire. La mesure du déplacement des marqueurs donne une cartographie de la cuisse et de la jambe identifiant sur chaque segment les zones les plus sensibles aux artefacts de tissus mous. Ils constatent que les marqueurs placés sur la cuisse subissent plus le mouvement des masses molles que ceux placés sur la jambe. En cinématique, les degrés de rotation les plus affectés par le mouvement des masses molles sont ceux de l'abduction-adduction et les rotations internes et externes. L'analyse sur la cinématique articulaire montre que l'effet du mouvement des masses molles sur les résultats dépend également du choix de l'emplacement des marqueurs. Seulement, l'emplacement afin d'obtenir la meilleure estimation de la cinématique articulaire varie d'un geste à l'autre.

L'effet du mouvement des masses molles sur le calcul des angles d'abduction-adduction et de rotation interne-externe de la jambe entraîne, selon Garling et al. [20], une surestimation des valeurs de 12°. Ils ont aussi montré que cette différence évolue avec les degrés de flexion-extension et qu'il n'existe pas de relation linéaire entre la cinématique de l'os et celle obtenue avec les marqueurs. Néanmoins la différence entre les cinématiques diminue lorsque la jambe passe de la position fléchie à tendue. Ce résultat est contradictoire avec ceux obtenus par Sangeux et al. [15] mais, à la différence de ces derniers, Garling et al. [20] effectuent cette analyse lors d'un mouvement continu.

La fluoroscopie couple deux systèmes d'acquisition du mouvement, mais elle permet aussi de reconstruire l'os. Cette reconstruction de l'os est possible par un enregistrement préalable de sa géométrie à l'aide de CT-scan [21]. C'est en reconstruisant cette géométrie de l'os qu'Akbarshahi et al. [6] ont mesuré le déplacement de marqueurs cutanés et son effet sur la cinématique articulaire du genou. Ils cherchent à déterminer le placement de marqueurs le plus proche de la cinématique du squelette. Ils ont ainsi montré que le placement de marqueurs le plus précis varie d'un geste à l'autre. Le découpage du cycle de marche en deux phases (contact et aérienne) montre que l'erreur induite par les mouvements de peau est plus importante lors de la phase aérienne traduisant ainsi la part non négligeable de l'inertie des tissus mous tout en émettent une hypothèse de sous-estimation du déplacement des marqueurs lors de cette phase en raison de la faible résolution du dispositif expérimental. Leurs résultats rejoignent ceux de Stagni et al. [19], à savoir : des mouvements de masses molles spécifiques aux sujets et à la tâche. La différence de ces travaux avec ceux de Stagni et al. [19] réside dans le fait qu'ils ont été menés sur une population saine à l'inverse d'une population pathologique (prothèse totale du genou).

Les études citées précédemment nécessitent d'effectuer des gestes à faible vitesse d'exécution en raison des faibles fréquences d'acquisition autorisées par les dispositifs utilisés. Les fréquences utilisées dans ces études variaient de 30 à 50Hz [6, 16, 19]. Ces fréquences sont suffisantes pour étudier le mouvement de marqueurs par rapport à l'os sous-jacent. Seulement Pain et Challis [12] recommandent d'utiliser une fréquence d'acquisition dépassant les 200Hz afin d'étudier le mouvement des masses molles dans leur globalité. Cette limite liée à la fluoroscopie a été dépassée par Miranda et al. [22] qui enregistrent des mouvements de fentes latérales à 250Hz. Cette étude utilise à la fois la fluoroscopie bi-planaire et un système d'analyse du mouvement tout en recalant la géométrie de l'os obtenue par CT-scan. Ils appliquent aux marqueurs cutanés une

procédure de solidification numérique [23] dans le but de déterminer le mouvement de groupes de marqueurs placés sur la cuisse et la jambe par rapport à l'os recalé ; ils déterminent ainsi l'effet sur la cinématique articulaire du genou. Ils montrent que, pour des gestes à grandes vitesses et à fort impact, les segments montrent un comportement spécifique en matière de mouvements des masses molles mais aussi que ce mouvement est plus important après l'impact avec le sol.

Même si Miranda et al. [22] ont résolu le problème lié à la fréquence d'acquisition, le champ d'acquisition disponible à l'aide de la fluoroscopie reste faible puisqu'ils comparent le volume d'acquisition disponible à celui d'un ballon de basket-ball. Ce volume n'autorise l'étude que d'une seule articulation mais la fluoroscopie présente l'avantage de ne pas être limitée par la taille des sujets [15]. Sangeux et al. [15] considèrent que la fluoroscopie reste une technique invasive en raison de l'utilisation de rayons-X. Cette dose de rayons-X émise lors de l'acquisition conditionne le degré de précision des acquisitions et des résultats nécessitant de faire un compromis entre dose à émettre et résolution.

Il est possible d'obtenir la cinématique de l'os sans utiliser de système d'imagerie médicale. Ces techniques permettent d'enregistrer le mouvement à la fréquence d'acquisition nécessaire pour analyser le mouvement des masses molles et son effet sur plusieurs articulations à la fois. Pour cela il existe des outils pour acquérir la cinématique des os en utilisant des systèmes optoélectroniques et des marqueurs fixés directement sur l'os.

## **1.2/ Mesure de la cinématique de l'os par la voie corticale**

Le seul moyen d'obtenir la cinématique osseuse avec des systèmes optoélectroniques est de fixer des marqueurs directement à l'os. Pour cela, des outils médicaux comme les fixateurs externes ont été utilisés pour obtenir la position et l'orientation de l'os [3]. Les tiges intra-corticales qui

positionnent les fixateurs externes ont été détournées de leur fonction principale [24, 25] ; des traceurs percutanés [7, 26] ont été utilisés pour obtenir la cinématique de l'os sous-jacent. Ces différents outils sont illustrés dans la Figure 2.

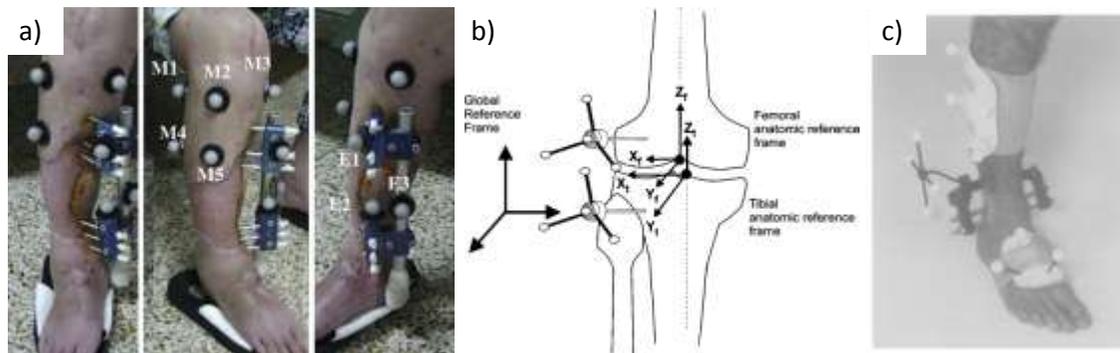


Figure 2 : Dispositif intra-corticaux : a) fixateurs externes [27]; b) tiges intra-corticales [28]; c) traceurs percutanés [7] (avec autorisations).

### 1.2.1/ Les fixateurs externes

Les fixateurs externes (Figure 2a)) sont des dispositifs utilisés pour réduire une fracture ou corriger la longueur d'un segment par rapport à son homologue. Ce dispositif soigne une personne tout en lui permettant de se déplacer. Dès lors, placer des marqueurs sur ce dispositif représente une réelle opportunité pour obtenir le mouvement de l'os.

Le déplacement de marqueurs cutanés placés sur la cuisse et la jambe a été mesuré par Angeloni et al. [29] lors de mouvements de marche, pédalage et de flexion-extension. Peu importe le geste étudié, les marqueurs placés au niveau du grand trochanter et du condyle latéral sont ceux qui se déplacent le plus par rapport à l'os sous-jacent, ce déplacement pouvant aller jusqu'à 40 mm sur l'axe antéropostérieur du segment.

À l'aide de ces fixateurs, Cappozzo et al. [3, 14] ont montré que le mouvement des masses molles représente la source d'erreur principale en analyse du mouvement et que le déplacement des

marqueurs varie en fonction de leur emplacement (proches des articulations, ventre du muscle). Les amplitudes de déplacement peuvent atteindre 30 mm sur l'axe antéropostérieur du segment cuisse ; cette erreur se propage dans le calcul de la cinématique faisant varier l'angle de rotation interne-externe de la hanche de 6 à 28°.

### **1.2.2/ Les tiges intra-corticales**

Au bout de tiges de métal vissées directement dans l'os (Figure 2b)) sont placés des marqueurs réfléchissants ou des capteurs électromagnétiques pour mesurer directement le mouvement de l'os. Ces tiges sont à l'origine les moyens de fixations des fixateurs externes et ont d'abord permis de quantifier le déplacement de marqueurs par rapport à l'os avec les travaux de Lafortune [30, 31]. Mais, comme pour les fixateurs externes, elles ont surtout servi à quantifier la différence entre la cinématique de l'os et celle obtenue avec les marqueurs cutanés subissant le mouvement des masses molles. Ces études ont été menées pour évaluer et comprendre le mouvement des masses molles sur des sujets sains.

Ainsi Fuller et al. [32] constatent un mouvement de masses molle cyclique, dépendant de la tâche mais il montrent également qu'il n'est pas possible de distinguer une fréquence propre aux artefacts par rapport à celle de l'os. L'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique ne peut donc pas être corrigé par des filtres conventionnels (Butterworth, passe-haut, passe-bas) [33].

En plaçant trois [25, 34] à six marqueurs réfléchissants [32] sur deux tiges intra-corticales placées sur les condyles fémoraux et tibiaux, Reinschmidt et al. [25, 34] et Benoit et al. [24] ont montré que si le déplacement des marqueurs était spécifique aux sujets et à la tâche, c'était aussi le cas pour l'erreur induite dans le calcul de la cinématique. Elle varie d'un geste à l'autre (marche, course, fentes latérales) et touche principalement le calcul des degrés d'abduction-adduction et rotations interne et externe.

Andersen et al. [28] mettent en évidence deux composantes du mouvement des marqueurs. La première est dite à l'unisson; ce mouvement est la conséquence du mouvement des masses sous la peau. La seconde composante est due aux propriétés élastiques de la peau et est qualifiée de composante propre. À l'aide d'un modèle linéaire et d'une analyse géométrique du mouvement des marqueurs par rapport à l'os, ils étudient [28] le rapport entre ces deux composantes lors de la marche, de fentes latérales et de bonds répétitifs (hopping). Ils montrent ainsi que le mouvement des marqueurs est plus le fait de la composante à l'unisson que de la composante propre. Une mesure de ces composantes permettrait de prendre en compte le mouvement des masses sous-jacentes dans le calcul de la dynamique articulaire et d'élaborer des algorithmes de compensation.

### **1.2.3/ Les traceurs percutanés**

Les traceurs percutanés percent la peau et le périoste pour se planter dans l'os (Figure 2c)). Ces traceurs sont essentiellement conçus pour la cheville. Les pointes se placent au niveau des malléoles et des marqueurs placés sur le dispositif pour connaître la position et l'orientation de l'os auquel ils sont rattachés.

Dans une étude traitant de l'effet du mouvement des marqueurs sur le calcul de la dynamique articulaire, Holden et al. [7] utilisent ce système pour quantifier le mouvement de marqueurs placés sur la jambe. Ils étudient aussi l'erreur propagée par les artefacts liés aux mouvements des masses molles de la jambe sur le calcul des efforts articulaires calculés par dynamique inverse.

Ce système a également été utilisé pour déterminer un placement de marqueurs optimal. C'est pour cette raison que Manal et al. [26] l'utilisent sur la jambe lors de la marche. Ils identifient trois facteurs de placement des marqueurs : proximo-distal, médio-latéral et disposés à même la peau ou sur une bande élastoplaste contraignant ainsi le mouvement des masses molles. Ils montrent

ainsi que l'erreur induite dans le calcul de la cinématique du genou est moins importante quand le mouvement des masses molles est contraint par une bande d'élastoplaste et que les marqueurs sont placés sur la partie distale de la face latérale de la jambe.

### **1.3/ Apports des méthodes médicales et corticales**

Les méthodes pour obtenir la cinématique de l'os ont donné les premiers éléments sur l'analyse des artefacts liés aux mouvements des masses molles. Selon Peters et al. [35], deux types de résultats se dégagent. Ces résultats sont dits directs et indirects. Les premiers sont relatifs au déplacement des marqueurs par rapport à une référence. Les résultats indirects quantifient la propagation de l'erreur provoquée par le déplacement des marqueurs dans le calcul de la cinématique articulaire.

Ces différents résultats ont permis de caractériser le mouvement des masses molles en montrant qu'il est tout d'abord spécifique au sujet et à la tâche. Rappelons qu'il est la conséquence des contractions musculaires, des impacts subis par le corps et de l'inertie des masses molles. Les mouvements de peau, de tissus musculaires et adipeux varient d'un segment à l'autre. Ces résultats ont aussi montré que le mouvement des masses molles sur un même segment est le fait de deux composantes. La première de ses composantes est dite à l'unisson et reflète le mouvement global des masses sous-jacentes à la peau [36] alors que la composante propre est liée au mouvement aléatoire de chacun des marqueurs. Le mouvement des masses molles varie d'un segment à l'autre mais il varie également sur ces mêmes segments qui présentent des zones plus ou moins sensibles à ce phénomène.

### 1.3.1/ Résultats directs : déplacement des marqueurs

#### 1.3.1.1/ Spécifique aux sujets

L'analyse du déplacement des marqueurs montre que la quantité de déplacement des marqueurs varie d'un sujet à l'autre. Ainsi, Stagni et al. [19] obtiennent des amplitudes et des écart-types moyens de déplacements de marqueurs différents d'un sujet à l'autre. Ces résultats sont illustrés à la Figure 3. Ils expliquent cette différence par un tonus musculaire différent d'un sujet à l'autre. Benoit et al. [24] constatent également que pour une même tâche, le déplacement des marqueurs, mesuré avec une tige intra-corticale, est différent d'un sujet à l'autre. Avec la fluoroscopie Akbarshahi et al. [6] obtiennent différentes amplitudes de déplacement d'un sujet à l'autre. Ces constats sont établis à partir de groupes d'âges différents, mais ils existent également au sein d'un même groupe d'âge. En comparant les valeurs obtenues dans l'étude de Stagni et al. [19] réalisée sur des sujets âgés de 64 et 67 ans et celles disponibles dans Akbarshahi et al. [6] dont les sujets ont 31 ans d'âge moyen, il s'avère que les sujets âgés présentent de plus grandes amplitudes de déplacements que les jeunes. Cette différence suggère que les propriétés et la proportion des différents tissus est une cause de différence entre les sujets.

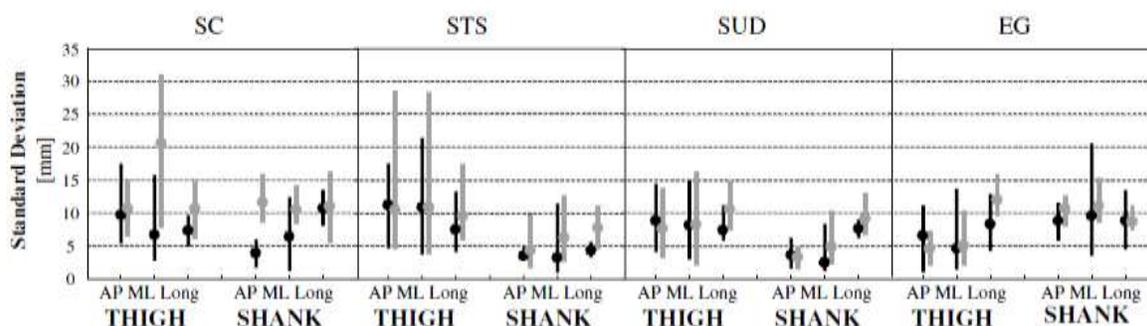


Figure 3 : Amplitude et écart-type moyen du déplacement des marqueurs chez deux sujets (noir et gris) pour des tâches de montées de marche (SC), de passage de la position assis-debout-assis (STS), de « step » (SUD) et de flexion du genou contre la gravité (EG) [19] (avec autorisation).

Sans utiliser de méthodes invasives mais en évaluant la position et l'orientation de triades de marqueurs les uns par rapport aux autres au cours du mouvement, Gao et al. [37] étudient la différence de déplacement de ces triades chez des sujets de sexes différents. Ils montrent ainsi que les triades de marqueurs subissent moins de translation mais plus de rotations les uns par rapport aux autres chez les femmes que chez les hommes. Le sexe semble donc être un facteur de différence supplémentaire entre les sujets. Dans une étude sur le placement de marqueurs optimal sur le thorax, ce constat est également fait par Armand et al. [38]. Cette différence entre les sujets est donc commune à l'ensemble des segments.

Peters et al. [39] tiennent compte de l'indice de masse corporel et montrent une association minimale entre l'anthropométrie des sujets et l'évolution de la distance inter-marqueurs. En prenant en compte la différence de propriétés des tissus soulevées par Akbarshahi et al. [6], la faible association entre anthropométrie et déplacement de marqueurs [39], on peut supposer que des différences de déplacement entre les sujets seraient obtenues en comparant des morphotypes différents même si à ce jour aucune étude n'a encore effectué ce genre de comparaisons.

#### **1.3.1.2/ Spécifique à la tâche**

Les études citées précédemment ont analysé les différences de déplacements de marqueurs d'une tâche à l'autre. Ces analyses ont montré que les marqueurs se déplacent par rapport à l'os sous-jacent plus ou moins en fonction de la tâche exécutée par les sujets. La Figure 3 issue de Stagni et al. [19] est un exemple des amplitudes des déplacements obtenues sur les deux segments pour deux sujets sur quatre tâches différentes. Ces valeurs sont exprimées en fonction de l'amplitude et de l'écart type moyen du mouvement de l'ensemble des marqueurs sur la cuisse. Akbarshahi et al. [6] calculent la différence *RMS* moyenne entre la position de chaque marqueur par rapport à l'os et son

déplacement au cours du mouvement. Les différences *RMS* moyennes sont résumées dans le Tableau 1 pour chaque segment du membre inférieur et pour chaque geste étudié.

Tableau 1 : Valeur *RMS* moyenne du déplacement (mm) des marqueurs sur chaque segment selon les axes antéro-postérieur (A-P), proximo-distal (P-D) et medio-latéral (M-L) [6] (avec autorisation).

Axe	Flexion du genou en chaîne ouverte			Rotation axiale de hanche			Marche			Step		
	A-P	P-D	M-L	A-P	P-D	M-L	A-P	P-D	M-L	A-P	P-D	M-L
Cuisse	6,8	9,6	8,6	8,1	2,4	10,1	6,2	7,6	9,7	5,9	12,6	10,7
Jambe	5,5	2,5	8,6	3,4	1,3	4,3	6,0	3,3	8,4	4,3	2,7	6,9

La Figure 3 comme le Tableau 1 montrent que le déplacement des marqueurs par rapport à l'os varie d'une tâche à l'autre. Les raisons de ces différences sont anatomiques, puisque chaque mouvement nécessite une contraction musculaire spécifique. Ces mouvements ont également des caractéristiques différentes ; en effet Stagni et al. [19], tout comme Akbarshahi et al. [6], ont alterné les tâches comportant ou non des impacts. Ces deux éléments montrent également qu'en fonction de la tâche ce ne sont pas sur les mêmes axes que les marqueurs montrent un plus grand déplacement.

### 1.3.1.3/ Spécifique aux segments

Pour obtenir la cinématique articulaire, il est nécessaire de placer des marqueurs sur les segments proximal et distal. Les études citées plus tôt ont toutes montré que les marqueurs subissent plus ou moins de déplacement en fonction du segment sur lesquels ils sont placés. La Figure 3 comme le Tableau 1 montrent les déplacements de marqueurs mesurés sur chacun des segments. Ainsi la cuisse est le segment du membre inférieur sur lequel les marqueurs montrent le plus de déplacement par rapport à l'os sous-jacent [17, 19, 35, 36]. Cette différence entre les segments s'explique du fait que la cuisse est un segment plus volumineux que la jambe. Le modèle anthropométrique de De Leva [40] estime que la cuisse représente 14% de la masse totale du corps humain alors que la jambe représente seulement 4%. Le modèle anthropométrique de Winter [41] quant à lui estime la cuisse à 10% de la masse corporelle totale alors que la jambe compte pour 4,6%.

En plus d'être spécifique aux segments, le déplacement des marqueurs varie d'un emplacement à l'autre sur les segments. La carte établie par Stagni et al. [19] montrent différentes zones de déplacements de tissus mous. Peters et al. [39] montrent que les marqueurs placés sur la face médiale de la jambe sont moins sensibles aux mouvements des masses molles, car c'est une zone dépourvue d'insertions musculaires. De manière générale, il a été montré que les marqueurs sont plus sensibles aux mouvements des masses molles lorsqu'ils sont placés sur le ventre du muscle et aux abords des reliefs osseux [3, 34]. Par exemple Sati et al. [16] montrent qu'un marqueur placé sur l'axe articulaire du genou peut se déplacer de 40 mm sur l'axe antéropostérieur par rapport à l'os sous-jacent alors que Cappozzo et al. [3] constatent un déplacement antéropostérieur de 30 mm lorsque le marqueur est placé sur le grand trochanter.

Le déplacement des marqueurs est causé par plusieurs facteurs et son amplitude varie d'un sujet, d'une tâche, d'un segment à l'autre mais aussi d'une zone segmentaire à une autre. En identifiant sur les segments les zones les plus sensibles aux mouvements des masses molles (e.g reliefs osseux et ventre du muscle), les résultats recommandent des placements de marqueurs pour diminuer l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique. Cet effet sur la cinématique est quant à lui quantifié par les résultats indirects.

### **1.3.2/ Résultats indirects : Propagation de l'erreur sur le calcul de la cinématique**

Plusieurs études montrent l'effet de la propagation des erreurs sur le calcul de la cinématique articulaire. Ces études comparent la cinématique de référence à une cinématique calculée à partir de marqueurs cutanés. Cappozzo et al. [3, 14] ont été les premiers à quantifier la différence entre la cinématique du squelette et celle obtenue avec des marqueurs cutanés, en montrant notamment une variation de 6° à 28° sur la rotation interne-externe de hanche. Comme dans la partie précédente,

nous verrons que la différence obtenue entre la cinématique de référence et celle calculée à partir de marqueurs cutanés est due à de multiples facteurs.

#### **1.3.2.1/ Spécifique au sujet**

L'erreur propagée dans le calcul de la cinématique, comme le déplacement des marqueurs, varie aussi d'un sujet à l'autre [36]. Akbarshahi et al. [6] constatent de plus grandes différences sur le calcul de la flexion-extension du genou chez deux des sujets par rapport aux deux autres et inversement sur le calcul des angles d'abduction. Les écarts types observés sur les six sujets qui ont participé à l'étude de Benoit et al. [24] témoignent de cette variabilité entre les sujets. Ils observent des écart-types d'amplitude comparable à la moyenne des différences constatées entre la cinématique de référence et celle obtenue avec des marqueurs. Lors de fentes latérales, cet écart-type est de 6° pour une moyenne de 8° sur la différence *RMS* calculée sur l'abduction-adduction du genou.

Selon certaines études [7, 34], une méthode de compensation de l'effet du mouvement des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent par une méthode numérique devra prendre en compte les caractéristiques individuelles de chaque sujet pour compenser cet effet. Parmi les facteurs à prendre en compte, ils citent la composition corporelle et le rapport masse musculaire/masse adipeuse et la mobilité de ces différents tissus qui varient d'un sujet à l'autre.

#### **1.3.2.1/ Spécifique à la tâche**

Parmi les études qui ont quantifié la différence entre la cinématique de l'os et celle obtenue par des marqueurs cutanés, certaines calculent la cinématique articulaire avec un seul placement de marqueurs [24, 25, 34] alors que d'autres cherchent à comparer différents placements de marqueurs [19]. Les premières déterminent si une tâche provoque plus d'erreur qu'une autre. Ainsi Benoit et al. [24] constatent que peu importe les instants (pose du pied, milieu de l'appui et décollage du pied)

lors de la marche et de fentes latérales, les différences *RMS* sont plus importantes lors des fentes latérales.

Les secondes, qui comparent les placements de marqueurs entre eux [6, 19], cherchent à déterminer lesquels d'entre eux réduisent l'erreur liée au mouvement des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent. Elles concluent que pour un même sujet, le placement le plus précis varie d'une tâche à l'autre [19]. Alors que Akbarshahi et al. [6] constatent également que ce placement varie d'un angle de rotation à l'autre pour une même tâche.

Cette analyse sur chacun des angles de rotation montre un peu plus la complexité de l'erreur propagée par le mouvement des masses molles par rapport à l'os sous-jacent. On sait d'ores et déjà que l'erreur propagée dans le calcul de la cinématique varie d'un sujet à l'autre comme d'une tâche à l'autre. Cependant les résultats directs ont montré que le déplacement des marqueurs varie d'un segment à l'autre, la question maintenant est de savoir si la variation d'un segment à l'autre influence la cinématique articulaire.

#### **1.3.2.2/Spécifique au segment**

Il serait plus correct de dire que la propagation de l'erreur est spécifique à l'articulation plutôt que spécifique au segment. En fonction de l'articulation étudiée, l'écart entre la cinématique de référence et celle obtenue par des marqueurs cutanés varie d'une articulation à l'autre. Ainsi, Reinschmidt et al. [25] constatent que les marqueurs cutanés permettent de donner une bonne estimation de la cinématique de la cheville par rapport à la référence obtenue par des tiges intracorticales avec une différence *RMS* maximale de 5° sur le calcul des degrés d'inversion-éversion alors qu'elle peut dépasser 10° sur le calcul des degrés de rotation interne-externes du genou.

Cette différence entre les articulations est liée aux segments de l'articulation considérée. Ces mêmes travaux [25] quantifient l'erreur introduite par chaque segment dans la cinématique. Dans le cas du genou, la cuisse induit respectivement jusqu'à 5, 10 et 5° d'erreur sur les angles de flexion-

---

extension, rotations interne et externes et d'abduction-adduction alors que la jambe induit sur les trois angles des erreurs inférieures à 2,5°. La cuisse semble être la cause principale de l'erreur dans l'analyse de la cinématique du genou, ce sont les conclusions de nombreuses études [24, 25, 34-36]. La cause principale de cette erreur est la différence de quantités des masses molles sur les segments qui provoquent de plus grands déplacements de marqueurs sur ce segment par rapport à l'os en comparaison d'autres segments tel que la jambe (c.f 1.3.1.3).

Finalement, peu importe le type de résultats (directs, indirects), le déplacement des marqueurs et l'erreur induite dans le calcul de la cinématique articulaire sont spécifiques à une tâche et varient d'un sujet à l'autre [7, 18, 24, 32, 34, 35]. Ces études ont également montré que l'inertie était une cause non négligeable du mouvement des masses molles [3]. Andersen et al [28] ont montré que le déplacement des marqueurs et l'erreur induite dans la cinématique sont principalement causés par le mouvement à l'unisson de ces marqueurs. Toutes les études s'accordent à dire que le mouvement des masses molles représentent un problème majeur et inhérent en analyse cinématique [24]. Ces études posent les bases de la connaissance sur le mouvement des masses molles, mais la voie médicale comme corticale, comme outils d'évaluation est soumise à de nombreuses limites.

## **1.4/ Limites de ces méthodes**

L'usage de tiges intra-corticales reste pour le moment, le moyen le plus performant pour étudier la cinématique de l'os. Cette méthode permet d'analyser un plus grand nombre de gestes par rapport à l'imagerie médicale. Cependant, elle nécessite des précautions particulières en raison du caractère invasif et des risques engendrés par ces outils [42]. En effet chacune des études citées

précédemment précisent qu'au moins un sujet a éprouvé de la douleur lors des essais. De plus les tiges intra-corticales peuvent plier sous l'effet de l'interaction avec les tissus [43].

Le risque de plier des traceurs percutanés est moins important voire nul. Contrairement aux tiges vissées dans l'os, ce sont des pointes qui s'insèrent de part et d'autre de l'articulation en perçant le périoste. Ce tissu est riche en cellules nerveuses, ce qui peut provoquer de la douleur au cours de la pose et une sensation de gêne lors du mouvement. Ces dispositifs doivent être placés dans l'os par un chirurgien orthopédiste dans un milieu médicalisé pour des raisons d'hygiène et de sécurité.

À l'inverse des deux outils précédents, les fixateurs externes ne sont pas des outils conçus pour l'analyse du mouvement. Ils sont prescrits aux enfants et adolescents lorsqu'il s'agit de corriger la longueur d'un os ; ils sont placés sur des adultes pour une réduction de fracture. Les sujets de ces études sont avant tout des patients et représentent l'opportunité d'obtenir la cinématique de l'os au cours d'un acte thérapeutique. Cette différence entre sujets et patients apporte de nouvelles considérations éthiques et protocolaires (geste à effectuer).

Dans le contexte d'une évaluation du mouvement des masses molles, ces outils peuvent être utilisés mais les résultats devront tenir compte de la contrainte qu'exercent ces dispositifs sur le mouvement des masses molles puisqu'ils atteignent l'os en passant entre les muscles et tendons [34, 36, 42]. Le placement d'une tige nécessite donc de prendre en compte les muscles à contourner pour atteindre un relief osseux. Par exemple, pour atteindre l'humérus la tige intra-corticale passe à travers le tendon du deltoïde. Concernant le membre inférieur, le moyen et petit fessier s'attachent au niveau du grand trochanter [32]. Ces muscles sont recouverts par le tenseur du fascia-lata et une couche de tissu adipeux. Cela représente une importante quantité de tissus pouvant interagir avec la tige insérée dans le relief osseux.

Dans les laboratoires d'analyse du mouvement classique, le volume du champ d'acquisition est restreint par le nombre de caméras ou par le compromis à faire sur le nombre de marqueurs à placer dans le cas des marqueurs actifs [44]. Les études de Fuller et al. [32], Reinschmidt et al. [25, 34], Andersen et al. [28] et de Benoit et al. [24] ont utilisé respectivement deux, trois et quatre caméras. Les études de Holden et al. [7], Manal et al. [26] ont quant à elles, été menées avec six caméras. En théorie, seulement deux caméras sont nécessaires pour connaître la position tridimensionnelle d'un marqueur, mais la pratique en recommande un nombre supérieur pour réduire le phénomène d'occlusions des marqueurs, autre source d'erreur en analyse du mouvement humain [2]. Ce plus grand nombre de caméras permet un gain de précision dans la reconstruction des positions enregistrées [45]. Il est possible de corriger le phénomène d'occlusions en appliquant des « splines » sur les coordonnées enregistrées. Ces « splines » sont, de nos jours, intégrées dans les logiciels d'analyse du mouvement ou appliquées *a posteriori* comme l'ont fait Reinshmidt et al. [25, 34] et Fuller et al. [32]. Ce type de traitement peut être remplacé par l'application d'un ou plusieurs filtres sur les coordonnées enregistrées [24, 28, 46]. Ce traitement provoque une interpolation des trajectoires effectuant ainsi un lissage des données enregistrées, ce qui a pour conséquence de supprimer de l'information. Le faible nombre de caméras dont disposaient ces études imposait ce traitement des données. Seulement, la comparaison d'une position interpolée par rapport à celle de l'os peut induire un biais dans les résultats, par rapport à la valeur réelle du déplacement des marqueurs. L'utilisation de caméras permet de diversifier les gestes d'études et d'étudier plusieurs articulations mais ne permet pas pour autant d'augmenter le champ d'évolution des sujets si le nombre de caméras est faible. À l'image de la fluoroscopie, un champ d'évolution restreint par le nombre de caméras limite l'étude de la totalité d'un geste. Ainsi Benoit et al. [24] avec quatre

caméras seulement, n'ont pu enregistrer que la pose du pied et la phase d'appui du cycle de marche ce qui interdit l'étude de l'effet de l'inertie des masses molles lors de la phase oscillante de ce cycle.

Les tiges intra-corticales permettent d'obtenir la cinématique de gestes tels que la course sans modifier celle-ci d'un point de vue de la cinématique et de la dynamique lorsque celle-ci est effectuée à une faible vitesse [47]. Néanmoins des études ont montré que des douleurs peuvent être ressenties lors de l'exécution d'une tâche [35, 36]. L'utilisation de ce genre d'outils lors d'examen de la marche n'est pas envisageable chez des patients adoptant des attitudes antalgiques alors que cet examen est sensé diagnostiquer des désordres fonctionnels. Le développement de méthodes numériques pour diminuer et évaluer le mouvement des masses molles apparait alors comme une solution nécessaire.

La dernière limite de ces études est qu'elles s'intéressent plus à l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique qu'à quantifier ce mouvement. Si le mouvement des marqueurs reflète les déformations internes du segment [36] alors les études faites avec des tiges intra-corticales omettent de quantifier ces déformations qui représentent la variable d'intérêt de ce mémoire de doctorat.

## 2/ Cinématique par méthodes numériques

Dans la majorité des laboratoires, la cinématique des segments s'obtient par l'utilisation de marqueurs actifs ou passifs placés à même la peau. Ces marqueurs définissent les systèmes d'axes nécessaires pour obtenir les matrices de rotation de chaque segment et obtenir ainsi la cinématique articulaire. Des outils mathématiques ont été élaborés pour diminuer l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire ; ces techniques devraient donc être en mesure d'évaluer ce mouvement par rapport à l'os sous-jacent.

Il existe deux types d'approches numériques pour compenser les effets du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire [36, 48]. La première de ces approches est dite locale. Elle consiste à traiter les segments indépendamment les uns des autres. La seconde, dite globale, considère tous les segments dans une chaîne cinématique.

### 2.1/ Les approches locales

L'*International Society of Biomechanics* a émis des recommandations quant à la construction des repères segmentaires et le placement des marqueurs [49, 50]. Le repère segmentaire de la cuisse est construit à partir du centre articulaire de la hanche et des marqueurs placés sur les condyles fémoraux. En pratique on ajoute également un marqueur sur le grand trochanter, ainsi ces trois marqueurs représentent globalement la géométrie de l'os sous-jacent. Le repère segmentaire une fois construit définit la position et l'orientation de la cuisse dans l'espace pour calculer la cinématique de la hanche et du genou. Or, Sati et al. [16] ont montré que le déplacement des marqueurs est plus important lorsque le marqueur est placé sur l'axe articulaire du genou. À l'image des marqueurs placés sur les condyles fémoraux, le marqueur placé sur le grand trochanter est sujet à un important

mouvement des masses molles, jusqu'à 30 mm selon Cappozzo et al. [3]. Ainsi, du fait du déplacement des marqueurs par rapport au relief osseux qu'ils identifient, le segment ne peut pas être considéré comme un solide rigide. C'est pour minimiser ce problème que diverses approches locales ont été développées.

### **2.1.1/ Les procédures de calibrations anatomiques**

La méthode *CAST* pour « Calibrated Anatomical System Technique » proposée par Cappozzo et al. [14] conduit à diminuer l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique en enregistrant la position de marqueurs anatomiques dans un repère local créé à partir de marqueurs techniques dispersés sur l'ensemble du segment. Cette calibration se fait alors que le sujet est immobile et la position des marqueurs anatomiques est reconstruite par la suite grâce à leurs coordonnées dans le repère technique. Cappello et al. [51] proposent de répéter la méthode *CAST* dans deux positions statiques différentes. Cette double calibration diminue l'erreur (*RMS*) de reconstruction des marqueurs à partir de leurs coordonnées dans le repère technique. La comparaison des cinématiques obtenues après simple et double calibration avec celle obtenue par un fixateur externe montre qu'une double calibration diminue l'erreur dans le calcul de la position et l'orientation de l'os dans l'espace de 2°.

Un autre moyen de diminuer cet effet sur la cinématique est de mettre en place une méthode de compensation des artefacts liés au mouvement des masses molles. Cette compensation part du constat d'un mouvement global des marqueurs qui varie en fonction des angles articulaires [52]. Cette compensation se fait au cours du mouvement et a pour données d'entrées la cinématique articulaire et la position des marqueurs anatomiques dans le repère technique de chaque segment. Lucchetti et al. [52] mettent en place une telle méthode qui replacent les marqueurs anatomiques en fonction de la cinématique articulaire. L'effet de cette méthode sur la cinématique réduit l'erreur de

2° sur les trois angles de rotations. Seulement, les angles articulaires sont obtenus avec les marqueurs anatomiques avant que la procédure de compensation ne soit appliquée. C'est cette limite que Ryu et al. [27] mettent en avant pour proposer une autre méthode de compensation sur les marqueurs techniques placés sur chacun des segments du membre inférieur. À l'aide de fixateurs externes, ils constatent une relation entre le mouvement des marqueurs placés sur les reliefs osseux et celui des marqueurs techniques. Ils proposent donc de faire une compensation, non pas en fonction de la cinématique articulaire mais en fonction du mouvement de ces repères techniques par rapport à l'os. Cette compensation réduit l'erreur de 25 à 58% par rapport à la compensation faite à l'aide des angles articulaires.

Les méthodes de calibration anatomique représentent un moyen méthodologique de diminuer l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire et représente plus un moyen de correction que d'évaluation du mouvement des masses molles. Cette procédure allonge le temps d'expérimentation puisqu'il faut effectuer plusieurs calibrations alors que le sujet tient différentes positions en statique. Les méthodes de compensation doivent être répétées pour chaque mouvement d'analyse en raison de la spécificité du mouvement des masses molles en fonction de la tâche. De plus, ces méthodes nécessitent d'être améliorées pour caractériser le mouvement des masses molles [36].

### **2.1.2/ Les procédures de solidification**

Un autre moyen de diminuer l'effet du mouvement des masses molles est d'appliquer à chacun des segments une procédure de solidification pour obtenir une matrice de rotation optimale pour chacun des segments considérés. On ne considère plus les marqueurs en fonction de leurs coordonnées dans un repère technique, mais on y applique des formulations mathématiques ayant pour but de solidifier la géométrie des marqueurs placés sur chacun des segments. Chèze et al. [53]

proposent une méthode de solidification qui consiste à déterminer parmi plusieurs marqueurs sur un segment les trois qui représentent au mieux un corps rigide. Cette procédure calcule un triangle rigide moyen à partir des triangles formés à chaque instant par les marqueurs placés sur les segments. Cette technique améliore de 20 à 25% les paramètres de rotation et translation par rapport à des techniques de filtrage avec des contraintes sur les distances inter-marqueurs [54].

La distance entre les positions de marqueurs « solidifiés » et les positions enregistrées de ces mêmes marqueurs est un premier moyen d'évaluer le mouvement des masses molles. Seulement d'autres approches locales ont été développées par la suite. Ces techniques sont basées sur la redondance d'informations en augmentant le nombre de marqueurs sur les segments. Ce plus grand nombre de marqueurs augmente la précision du calcul de la matrice de rotation [23].

### **2.1.3/ Les procédures basées sur la redondance d'informations**

Ces techniques cherchent elles aussi à conserver une géométrie fixe de marqueurs au cours du temps. Ces méthodes ne se restreignent pas au minimum de marqueurs nécessaires pour calculer la matrice de rotation. En effet, sur la base des résultats de Challis [23], elles augmentent le nombre de marqueurs pour calculer la matrice de rotation optimale. On peut distinguer deux sortes de procédures basées sur ce principe de redondance d'informations. Les premières cherchent d'abord à obtenir une géométrie fixe de marqueurs alors que les secondes appliquent des algorithmes d'optimisation en fonction d'une géométrie de référence.

#### **2.1.3.1/ Conservation d'une géométrie de marqueurs**

Les techniques de solidification comme celles proposées par Andriacchi et al. [55] et Taylor et al. [56] fonctionnent sur le premier principe. Andriacchi et al. [55] attribuent des pondérations aux marqueurs dans une méthode de solidification appelée *Point Cluster Technique*. Ces pondérations s'ajustent au cours du temps en fonction de la déformation subie par le marqueur afin d'obtenir le centre géométrique de ces marqueurs et reproduire la géométrie des marqueurs enregistrée lors

---

d'une statique. Le test de cette méthode sur une cinématique simulée et soumise à un bruit aléatoire montre un gain de précision sur le calcul de la cinématique articulaire mais les auteurs ne l'ont pas testé sur des sujets.

Tout comme la *Point Cluster Technique* d'Andriacchi et al. [55], la méthode d'*Optical Common Shape Technique* (OCST) [56] a été développée pour reproduire une géométrie de marqueurs. Celle-ci se base sur une méthode venant de l'analyse statistique de forme [57] qui définit une géométrie moyenne des marqueurs à partir de toutes celles constatées au cours du temps. Taylor et al. [56] considèrent que la comparaison avec des données simulées est inappropriée et testent cette nouvelle méthode sur des moutons pour la comparer avec la méthode de *Point Cluster Technique*. Les résultats montrent que le calcul d'une matrice de rotation optimale d'un instant à l'autre permet une meilleure estimation de la cinématique osseuse par rapport à celle obtenue par la *Point Cluster Technique* [55]. Taylor et al. [56] montrent également qu'il est préférable d'appliquer une procédure d'optimisation à l'ensemble des marqueurs placés sur le segment plutôt que de considérer les marqueurs un par un.

L'attribution de pondérations à chacun des marqueurs placés sur les segments et l'utilisation des statistiques assurent une géométrie de marqueurs reproductible au cours du geste. Seulement, l'utilisation de ces méthodes ne peut se faire que sur des gestes à faibles impacts avec l'environnement. Ainsi la forme géométrique moyenne n'est pas influencée par les grandeurs extrêmes pouvant intervenir lors d'impact. Elles ne sont donc pas applicables à des gestes sportifs. D'autres méthodes d'optimisation locale ont été développées pour diminuer l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire. Ces méthodes utilisent une situation de référence pour mettre en place leurs algorithmes d'optimisation.

### **2.1.3.2/ L'utilisation d'algorithmes d'optimisation**

L'*Interval Deformation Technique* proposée par Alexander et Andriacchi [58] enregistre la position des marqueurs dans un repère local technique et dans un repère local anatomique (Figure 4)

---

alors que le sujet tient une position statique. Le repère anatomique peut être défini par l'acquisition de la position des marqueurs par rapport à l'os obtenue à l'aide d'un IRM ou d'un CT-Scan ou bien en plaçant des marqueurs sur les reliefs osseux. L'hypothèse de base est d'assimiler la déformation comme l'addition d'un déplacement par rapport à la référence auquel s'ajoute un bruit aléatoire propre à chacun des marqueurs. Ce bruit sur les marqueurs est assumé gaussien. À partir de cette hypothèse, les chercheurs utilisent un processus stochastique basé sur la probabilité du déplacement du marqueur corrigeant ainsi la position de chaque marqueur dans le repère local et anatomique. Cette procédure de correction a été testée en simulation et sur un sujet équipé d'un fixateur externe. Dans les deux cas, cette procédure est capable de réduire l'erreur moyenne sur la position des marqueurs dans le repère anatomique mais aussi de réduire l'erreur d'orientation du repère lié à l'os obtenu avec fixateur externe. Seulement plusieurs limites sont à mettre en avant. Le fixateur externe, illustré par la Figure 4, est un dispositif qui entoure complètement la jambe la perçant sur chacune de ces faces limitant grandement le mouvement des masses molles. Cette méthode nécessite de créer deux repères locaux différents, le premier à partir de marqueurs techniques, le deuxième à partir de l'os qu'il faut obtenir par mesures invasives ou par imagerie médicale. L'alternative proposée est de placer les marqueurs sur les reliefs osseux. Cette procédure risque néanmoins d'apporter de l'erreur dans le calcul de la cinématique articulaire et du mouvement des marqueurs par rapport à l'os. En effet, il est parfois difficile de localiser précisément ces reliefs [59, 60]. De plus, il ne paraît pas judicieux de construire un repère de référence à partir de marqueurs sensibles au mouvement des masses molles [3, 16, 35, 36]. L'hypothèse d'une trajectoire et d'un bruit indépendant pour chacun des marqueurs est une limite supplémentaire à cette méthode car elle ne prend pas en compte la composante à l'unisson du mouvement des marqueurs.

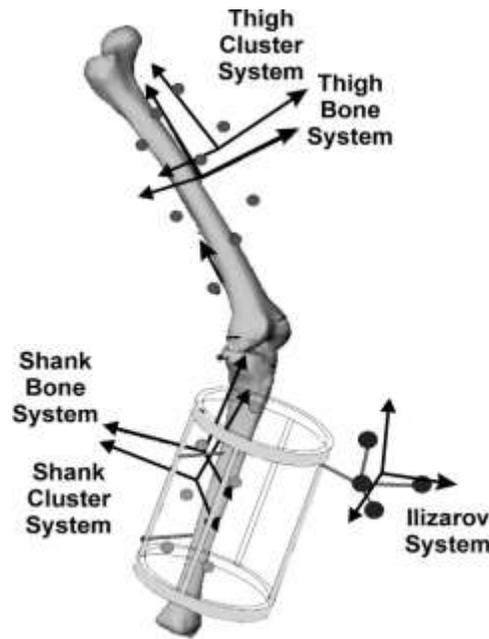


Figure 4: Illustration de l'interval Deformation Technique et du fixateur utilisé pour la validation [58] (avec autorisation).

D'autres méthodes d'optimisation locale ont été développées et prennent comme référence la position des marqueurs enregistrée dans un repère local lors d'une statique. Ensuite, les algorithmes pour calculer la matrice de rotation cherchent à minimiser la fonction suivante (Équation 1) :

$$f(\mathbf{v}, \mathbf{R}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\mathbf{R} \mathbf{x}_i + \mathbf{v} - \mathbf{y}_i)^T (\mathbf{R} \mathbf{x}_i + \mathbf{v} - \mathbf{y}_i) \quad \text{Équation 1}$$

où  $\mathbf{R}$  est la matrice de rotation du segment,  $n$ , le nombre de marqueurs placés sur le segment,  $\mathbf{x}_i$  et  $\mathbf{y}_i$  sont les coordonnées locales de point placés sur un solide rigide lors de deux images de référence et  $\mathbf{v}$  est le vecteur translation du repère local [23].

L'une des premières procédures de ce type est celle développée par Spoor et Veldpaus [61]. Afin de déterminer la matrice de rotation optimale ils utilisent un multiplicateur de Lagrange.

Alexander et Andriacchi [58] ont comparé leur technique d'*Interval Deformation Technique* avec celle de Spoor et Veldpaus pour constater un gain de précision dans le calcul de la cinématique et de la reconstruction de marqueurs. Malgré les limites citées plus tôt, ils constatent que l'orientation des repères locaux dans l'espace diffère de  $2,7^\circ$  par rapport à celle de l'os sous-jacent, ce qui représente une faible erreur comparée aux  $6^\circ$  d'erreur obtenue à la hanche par Cappozzo et al [3]. Challis [23] se base quant à lui sur les propriétés des matrices de rotation et calcule la matrice de rotation optimale à l'aide d'une procédure de décomposition en valeur singulière. Cette méthode a été utilisée par Miranda et al. [22] pour obtenir le mouvement des masses molles autour du genou par rapport à l'os. Une autre approche développée par Bouby et al. [62] est basée sur l'utilisation du gradient et du gradient conjugué pour calculer la matrice de rotation optimale. Cette technique permet de n'utiliser que des additions et multiplications évitant ainsi l'inversion d'une matrice [23], considérée comme un calcul délicat [63].

#### **2.1.4/ Bilan sur les approches locales et leurs applications**

Dans une revue de littérature, Leardini et al. [36] font l'inventaire de ces méthodes locales. Ces méthodes d'optimisation ont été testées soit à partir de données simulées auxquelles ont été rajoutées un bruit artificiel [23, 53, 55, 58] soit à partir de données in-vivo en comparant avec la cinématique sous-jacente [56, 58]. Les études qui utilisent un nombre de marqueurs supérieur ou égal à trois considèrent une géométrie de marqueurs la plus fixe possible ce qui supprime le bruit aléatoire sur chacun des marqueurs [64]. Cette section expose les études qui ont appliqué ces techniques pour constater l'effet de ces méthodes locales sur des problématiques liées à l'analyse du mouvement humain.

Les techniques basées sur la redondance d'information ont été testées par Gao et al. [65] et comparées aux techniques de simple et double calibration à l'aide d'une tige intra-corticale vissée

dans la jambe de cadavres. Les techniques de Point Cluster Technique [55] et celles optimisant la matrice de rotation en passant par les moindres carrées [61] se révèlent être plus performantes que la simple et double calibration.

L'effet de la technique d'optimisation *OCST* [56] sur la précision de l'estimation du centre articulaire par une méthode fonctionnelle a été testé par Heller et al. [66]. Le calcul du « *SCORE residual* » utilisé par Ehrig et al. [67] comme un indice de précision a montré un effet significatif dans l'estimation du centre articulaire lorsqu'une procédure d'*OCST* est appliquée sur les marqueurs placés sur les segments d'intérêt améliorant ainsi l'estimation de la position des centres articulaires.

Une approche locale développée par Bouby et al. [62] a été utilisée par Monnet et al. [68] pour évaluer le mouvement des marqueurs par rapport à une position de référence acquise en statique. Lors d'essais de marche et de réceptions, les marqueurs sont classés en fonction de leur mouvement par rapport à leur position de référence. Cette analyse montre que le classement des marqueurs, en fonction de leur déplacement, est reproductible d'un sujet à l'autre pour les deux mouvements testés, ce qui permet de recommander de placer les marqueurs sur les faces antérieure et latérale au milieu de la cuisse. Cette étude a également montré qu'une approche locale peut être utilisée pour évaluer le mouvement des marqueurs.

L'utilisation de ces méthodes apporte un gain de précision par rapport aux techniques de calibration, une meilleure estimation des centres articulaires et permet d'évaluer le mouvement des masses molles. Ces méthodes sont néanmoins limitées par la composante à l'unisson du mouvement des masses molles. Cette composante provoque des interpénétrations segmentaires, aussi connues sous le nom de dislocation articulaire [36]. Cette géométrie de marqueurs est donc mobile par rapport à l'os sous-jacent. Leardini et al. [36] estiment que le déplacement de cette géométrie de

marqueurs fixes par rapport à l'os peut être interprété comme la somme des déformations internes au segment, c'est à dire le mouvement des masses molles sous-jacentes.

Un moyen de supprimer le mouvement à l'unisson est d'insérer les segments dans une chaîne cinématique dans laquelle les segments sont liés entre eux par des articulations dont les degrés de liberté peuvent être contraints. La reconstruction de cette chaîne cinématique dans l'espace est faite par une méthode d'optimisation globale.

## **2.2/ L'approche globale**

L'optimisation globale [69] consiste à déterminer la position et l'orientation des segments dans l'espace. Cette méthode a été testée sur des essais de marches simulés et comparée à une méthode d'optimisation locale et une méthode de calcul de la cinématique dite directe, n'appliquant aucune procédure sur les marqueurs. Les résultats montrent une diminution significative de l'erreur sur le calcul des angles de rotation de la hanche et du genou par rapport aux deux autres méthodes testées. Afin d'obtenir cette cinématique, les segments sont inclus dans une structure arborescente nommée chaîne cinématique. Le premier segment de cette chaîne est appelé le segment racine. On dit de lui qu'il est le segment parent de tout segment qui lui est lié par une articulation. Tout segment attaché à la racine peut à son tour être le parent d'un autre segment à condition que ce dernier lui soit lié par une quelconque articulation. Ces articulations sont définies en fonction des degrés de libertés qu'elles permettent, elles peuvent donc varier d'une liaison à l'autre. Des contraintes sont définies afin de respecter les amplitudes anatomiques des articulations et surtout garantir des longueurs segmentaires constantes au cours du temps [36, 69]. Lorsque l'on utilise des coordonnées naturelles, ces contraintes articulaires et longueurs segmentaires représentent les contraintes cinématiques que la reconstruction du modèle doit garantir en respectant l'équation suivante :

$$\Phi(\mathbf{q})=0 \quad \text{Équation 2}$$

où  $\mathbf{q}$  est le vecteur des coordonnées naturelles et  $\Phi(\mathbf{q})=0$  est l'équation des contraintes cinématiques [70]. Quand la chaîne cinématique est paramétrée au moyen de coordonnées généralisées alors ces contraintes sont implicites au modèle de cinématique directe.

Cette chaîne cinématique est reconstruite dans l'espace à l'aide de ce qu'Ausejo et al. [71] appellent « contraintes directrices », ces contraintes directrices sont les marqueurs placés sur les segments dont les positions sont enregistrées dans les repères locaux des segments sur lesquels ils sont placés. Ces contraintes directrices sont notées  $\mathbf{T}$ . Ainsi la chaîne cinématique est reconstruite en minimisant l'équation suivante (Équation 3). Il s'agit là de minimiser la distance quadratique entre la position reconstruite ( $\mathbf{T}$ ) et la position enregistrée ( $\mathbf{M}$ ) des marqueurs.

$$f(q) = \min \frac{1}{2} (\mathbf{T}_i - \mathbf{M}_i)^T (\mathbf{T}_i - \mathbf{M}_i) \quad \text{Équation 3}$$

La reconstruction de la chaîne cinématique se fait donc à partir des marqueurs placés sur les segments. Lors de certains mouvements comme les mouvements de coups de poing et de réceptions, les marqueurs placés sur les segments subissent d'importantes déformations liées à l'impact. Ces déformations ont une influence sur la reconstruction de la chaîne cinématique [36, 70-72]. Le mouvement des marqueurs variant d'un segment à l'autre et d'une partie à l'autre de ces segments [3, 19], les marqueurs les plus sensibles au mouvement des masses molles influencent cette chaîne cinématique même lors de la marche. L'influence de ces déformations peut être estompée par l'introduction d'une matrice de pondération  $\mathbf{W}$  qui regroupe les pondérations accordées à chacun des marqueurs. L'Équation 3 devient alors :

$$f(\mathbf{q}) = \min \frac{1}{2} (\mathbf{T} - \mathbf{M})^T \mathbf{W} (\mathbf{T} - \mathbf{M}) \quad \text{Équation 4}$$

Cette matrice de pondération a été utilisée sur le membre supérieur [72], les membres inférieurs [70] et le tronc et le membre supérieur [71]. Seulement, aucune de ces études ne spécifie le mode d'attribution des pondérations et l'effet de celles-ci sur la reconstruction de la chaîne cinématique.

L'avantage de l'optimisation globale par rapport à l'optimisation locale est qu'elle supprime toutes les composantes du mouvement des masses molles (propre et unisson). Les longueurs segmentaires prédéfinies sont alors conservées et le phénomène de dislocation articulaire supprimé. Elles peuvent ainsi être appliquées aux membres inférieurs et supérieurs ou à l'ensemble du corps humain.

### **2.2.1/ Exemples d'application des approches globales**

Préalablement développée et testée sur le membre inférieur, Roux et al. [72] ont testé l'optimisation globale sur le membre supérieur. Ils enregistrent la position de marqueurs à l'aide d'un système d'analyse du mouvement classique et y rajoutent un bruit aléatoire. Bien qu'ils ne comparent avec aucune autre méthode d'optimisation, ils montrent que l'erreur diminue significativement sur le calcul des angles de rotation des articulations thoraco-humérale et du coude. En appliquant des bruits de différentes amplitudes sur les différents essais enregistrés, ils montrent que l'optimisation globale obtient des résultats similaires. Ce qui donne à cette méthode l'avantage de ne pas faire d'hypothèses préalables sur les artefacts liés aux mouvements de peau rendant inutile la modélisation du mouvement des masses molles comme une quelconque fonction mathématique.

Le calcul des angles par rapport à une position de référence ou non a été l'objet d'une étude menée par Jackson et al. [73]. Une chaîne cinématique du membre supérieur a été développée afin de comparer les angles obtenus par rapport à une référence ou non. L'objectif de ce travail étant de

savoir si les angles obtenus par rapport à une référence sont plus facilement interprétables que lorsqu'ils sont calculés à partir des recommandations de l'International Society of Biomechanics [49] où les repères locaux sont alignés en ajustant la position initiale du repère lié au segment distal. Cette étude suggère que l'interprétation des angles obtenus est plus aisée lorsqu'ils sont exprimés en fonction de la position de référence. Cette dernière est plus facile à conceptualiser qu'une situation où les repères locaux sont alignés aussi bien dans le domaine de la recherche que celui de l'analyse clinique [73].

### **2.2.1.1/ Application de l'optimisation globale en clinique**

Selon certains auteurs [18], l'optimisation globale en clinique est peu utilisée à cause de deux limites. La première concerne l'estimation des centres articulaires par des méthodes fonctionnelles. Ces méthodes d'estimation nécessitent l'acquisition d'essais particuliers. Ces essais consistent en une série de mouvements fonctionnels autour des trois axes anatomiques de l'articulation. L'acquisition d'essais supplémentaires est souligné comme chronophage [18, 74]. La deuxième limite consiste à dire qu'en milieu clinique, les patients ne sont pas forcément capable d'effectuer les gestes recommandés pour l'estimation des centres articulaires [75]. Il faut alors estimer les centres articulaires en utilisant des équations de régression dont les données d'entrées sont les marqueurs placés sur les segments. Ces méthodes ont l'avantage d'être applicables à tout le monde mais ont l'inconvénient d'être moins précises que les méthodes fonctionnelles [76].

Cependant, il est possible d'utiliser l'optimisation globale en analyse clinique. Cette approche a été utilisée par Desailly [77] lors de ses travaux de thèse sur l'analyse de la marche chez l'enfant déficient moteur. Charlton et al. [78] ont développé une méthode d'optimisation globale permettant d'éviter l'estimation des centres articulaires par des méthodes fonctionnelles. Cette méthode permet de reconstruire dans la même procédure la position des segments et des centres articulaires. Testée sur plusieurs physiothérapeutes utilisant le placement de marqueurs proposé par le Helen Hayes

Hospital pour l'analyse de la marche, cette méthode d'optimisation permet de diminuer la variabilité inter-sessions et inter-utilisateurs. Cette méthode présente l'avantage de diminuer la variabilité des longueurs segmentaires au cours du temps et de diminuer la variabilité dans la mesure des angles de rotation sur les trois articulations du membre inférieur par rapport à un modèle d'analyse classique.

### **2.2.1.2/ Application de l'optimisation globale à l'analyse du geste sportif**

L'analyse cinématique investit également le milieu sportif pour l'analyse des techniques sportives [79, 80]. L'optimisation locale étant soumise au mouvement à l'unisson des marqueurs, l'optimisation globale est une solution envisagée pour l'analyse de gestes sportifs. C'est ce qu'ont prouvé Begon et al. [79] en reconstruisant la cinématique d'un gymnaste autour d'une barre fixe. Ils montrent que cette méthode est également capable de reconstruire la cinématique du gymnaste à l'aide d'un nombre réduit de marqueurs. Les résultats de ce travail ont permis de reconstruire la cinématique d'un gymnaste à la barre fixe à l'aide d'une chaîne cinématique à 12 degrés de liberté avec seulement 11 marqueurs.

### **2.2.2/ Limites et bilan sur les approches globales**

La qualité de reconstruction de la chaîne cinématique est dépendante de la chaîne cinématique prédéfinie [81]. Ainsi les contraintes appliquées aux articulations vont jouer un rôle majeur dans la reconstruction. Les articulations peuvent être considérées comme des axes de rotation, des rotules ou encore comme des articulations libres autorisant respectivement un, trois et six degrés de libertés. Ce choix peut avoir une incidence sur la cinématique articulaire. Ainsi Andersen et al. [82] ont montré que de considérer le genou comme une articulation sphérique implique une plus grande différence avec la cinématique du squelette sous-jacent que si on le considère comme un axe de révolution.

Une fois le type d'articulation sélectionné, il faut y ajouter les contraintes, ou butées, articulaires choisies en fonction de l'amplitude de mouvement du geste étudiée. Duprey et al. [81]

ont montré que le calcul de la flexion-extension du genou et de la cheville dépend significativement du nombre de degrés de libertés accordées aux articulations ainsi que des amplitudes accordées sur chacun ces degrés de liberté.

Les contraintes et butées articulaires introduites dans la reconstruction d'une chaîne cinématique par optimisation globale supprime le phénomène de dislocation articulaire rencontré avec l'optimisation locale. Les applications citées montrent que l'optimisation globale peut être utilisée aussi bien en laboratoire [69, 72] qu'en milieu clinique [77, 78]. Elle offre de belles perspectives en analyse du geste sportif en permettant de diminuer le nombre de marqueurs [79]. Cette amélioration n'est pas négligeable dans la mesure où l'analyse de geste sportif souffre du manque de recommandations relatives aux placements de marqueurs et du phénomène d'occlusions.

Tout comme l'approche locale, l'approche globale permet de fixer la géométrie des marqueurs placés sur les segments du corps humain en supprimant la composante propre du mouvement des marqueurs. La reconstruction de la chaîne cinématique par optimisation globale permet d'obtenir la position et l'orientation des segments dans l'espace grâce aux marqueurs qui y sont placés. L'optimisation globale a pour avantage de respecter les longueurs segmentaires en interdisant la dislocation articulaire car l'optimisation globale supprime la composante à l'unisson du mouvement des marqueurs.

### **3/ Point sur la revue de littérature**

#### **3.1/ Méthodes et apports**

Dans un premier temps, la cinématique peut être obtenue par des méthodes d'imagerie médicale ou des techniques corticales qui permettent d'accéder directement à la cinématique de l'os. Cette cinématique dite de référence est obtenue sans que celle-ci ne soit perturbée par le mouvement des masses molles. Afin de passer les limites de coût et de disponibilité des dispositifs d'imagerie médicale et du caractère invasif de la voie corticale, des méthodes numériques ont été développées pour réduire l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire.

Toutes les méthodes en question ont permis d'aboutir à deux types de mesures [35]. Une première dite directe qui quantifie le déplacement des marqueurs par rapport à l'os. Les méthodes d'imagerie médicales ont mesuré ces déplacements de marqueurs [6, 16, 19] comme l'ont fait les méthodes corticales utilisant des fixateurs externe ou des tiges intra-corticales [3, 30]. Les méthodes numériques comme celle de Bouby et al. [62] ont été utilisée pour classer les marqueurs en fonction de leur déplacement par rapport à une référence [68].

Le second type de mesures faites à partir de ces méthodes quantifie la propagation de l'erreur liée au déplacement des marqueurs dans le calcul de la cinématique articulaire. Le dispositif d'imagerie médicale permettant de quantifier cette erreur est la fluoroscopie puisque c'est le seul moyen qui permet d'acquérir des images dynamiques du squelette dans le même temps que l'enregistrement de la position des marqueurs par un système optoélectronique [6, 17, 19-22, 83]. Cette propagation de l'erreur est également quantifiée par les méthodes corticales quel que soit le dispositif utilisé [3, 6, 24, 25, 27, 34]. Les méthodes numériques quant à elles ne permettent pas de mesurer la propagation de l'erreur, mais seulement de la réduire [55, 56, 58, 65].

---

Qu'il s'agisse de méthodes médicales, corticales et/ou numériques, les résultats de ces travaux, directs et indirects, ont permis de caractériser le mouvement des masses molles en matière de déplacement de marqueurs et d'effets sur la cinématique. Les caractéristiques du mouvement des masses molles sont illustrées dans la Figure 5. Ce phénomène est la conséquence des contractions musculaires, de l'inertie des masses molles et des impacts subis par le corps humain. Ce mouvement des masses molles varie d'un sujet à l'autre comme d'une tâche à une autre. Il est le fruit de deux composantes. La première dite à l'*unisson* qui correspond au mouvement global des masses situées entre l'os et la peau. L'autre composante est dite *propre* qui elle est fonction de la zone sur les segments et des propriétés élastiques de la peau. Ce constat est général à l'ensemble des segments du corps humain. Seulement l'amplitude du mouvement des masses molles varie d'un segment à l'autre. Ainsi la cuisse apparaît comme le segment qui montre le plus de mouvement des masses molles, représentant la source d'erreur majeure dans le calcul de la cinématique articulaire du genou [25, 34]. En matière d'erreur introduite dans la cinématique articulaire les degrés d'abduction-adduction et de rotation interne-externe sont les plus affectés par la propagation de l'erreur.

Les revues de littératures et les articles traitant du mouvement des masses molles s'intéressent, pour la quasi-totalité, au membre inférieur [35, 36]. Les applications médicales telles que le développement d'orthèses, l'étude sur l'effet de la prescription d'une prothèse de genou [84] ou de hanche [85] et l'analyse quantifiée de la marche justifient les efforts faits sur ce membre pour assurer des diagnostics de plus en plus précis. Ces études ont montré que les marqueurs les plus soumis aux mouvements des masses molles sous-jacentes sont ceux placés aux abords des reliefs osseux et sur le ventre des muscles [3, 16, 19, 39].

Il en est tout autre pour le membre supérieur dont tous les degrés de liberté sont sollicités pour le moindre geste de la vie quotidienne [86]. Les données sur le mouvement des masses molles

du membre supérieur sont peu nombreuses alors que le problème est tout aussi à complexe à évaluer et à compenser [87]. De plus les grandes amplitudes de mouvements du membre supérieur et la forme des os notamment de la clavicule et de la scapula augmentent l'effet du glissement de la peau. Cutti et al. [88] ont évalué l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique du bras et constatent que les erreurs peuvent atteindre 35° sur la rotation axiale de l'humérus. L'algorithme de compensation qu'ils mettent en place par la suite permet de réduire l'erreur *RMS* de 9 à 3° en fonction des sujets [89]. Cette méthode numérique n'est valable que pour les gestes de cette étude, où l'angle de flexion du coude devait rester le plus stable possible. Ces gestes sont standardisés et éloignés des mouvements de la vie quotidienne. C'est pourquoi il est plus intéressant de développer des méthodes applicables à des gestes plus quotidien que ceux testés par Cutti et al [88, 89].

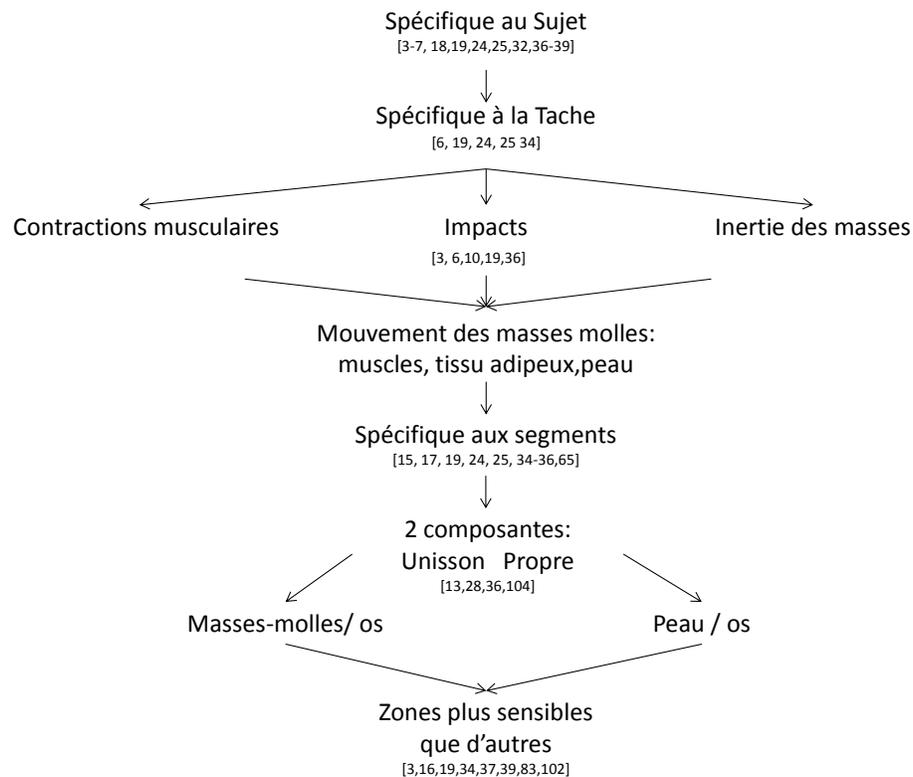


Figure 5 : Schéma récapitulatif des caractéristiques du mouvement des masses molles.

Il a également été montré que le mouvement des masses molles peut être étudié à une référence autre que l'os, c'est ce que permettent les méthodes numériques. Cette référence est remplacée par la distance entre les marqueurs placés sur un segment [39] ou la géométrie formée par ces mêmes marqueurs [68]. Cette référence est acquise lorsque le sujet est immobile dans une position au cours de laquelle il n'y a aucun mouvement de masses molles qu'on appelle statique. En comparant la position enregistrée des marqueurs avec celle calculée lors de la statique, il est possible d'évaluer le déplacement des marqueurs de manière non-invasive par rapport à cette référence.

### **3.2/ Méthodes non-invasives, intérêts et limites**

Le développement de procédures non-invasives est essentiel car il est difficilement envisageable d'utiliser des moyens invasifs lors d'une évaluation clinique. D'une part, la douleur occasionnée et d'autre part l'attitude antalgique adoptée lors des enregistrements qui peut supprimer de l'information par rapport aux gestes réels. Ensuite, il est important de développer des méthodes non-invasives lorsqu'il s'agit d'analyser des gestes sportifs. Ces mouvements sont un champ d'investigation pour des applications telles que l'amélioration de la performance (évaluation de techniques sportives) et des applications industrielles (conception de matériels). En raison des amplitudes et vitesses d'exécution du mouvement, il est fort probable que le risque de contact entre les segments et les tiges intra-corticales soit augmenté par rapport à un geste comme la marche. En connaissant les risques associés à l'usage de la voie corticale, ce type d'étude n'est donc pas envisageable chez des athlètes

Les méthodes non-invasives sont basées sur des opérations mathématiques. Il en existe deux types, les méthodes d'optimisation locale et globale. Les méthodes locales ont été divisées en trois

groupes : les calibrations anatomiques, les procédures de solidification et celles basées sur la redondance d'informations.

Les méthodes de calibrations anatomiques enregistrent la position de marqueurs placés sur les reliefs osseux dans des repères techniques propre à chaque segment [1, 14]. Le second type d'optimisation locale cherche à obtenir la géométrie moyenne au cours du mouvement [56]. Cette géométrie est obtenue à l'aide d'algorithmes basés sur le concept de moindres carrés [53], d'une méthode de pondération des marqueurs [55] ou par une analyse statistique de forme [56]. Le dernier type d'optimisation locale consiste à minimiser une fonction (Équation 1). Pour cela différents algorithmes sont développés [23, 61]. Elles permettent d'approcher la cinématique de l'os [56, 65], d'augmenter la précision dans l'estimation des centres articulaires [66] et d'évaluer le mouvement des marqueurs par rapport à la géométrie de référence formée par les marqueurs [68]. Seulement, ces méthodes locales subissent le mouvement à l'unisson des marqueurs provoquant le phénomène de dislocation articulaire. L'évaluation du mouvement des marqueurs à l'aide de ces méthodes ne peut pas prendre en compte les deux composantes de celui-ci et encore étudier le mouvement des masses molles sous-jacentes intéressantes dans l'étude de la dynamique articulaire.

Peu importe l'approche locale, elles souffrent toutes d'une même limite liée à la composante à l'unisson du mouvement des masses molles [36] provoquant le phénomène de dislocation articulaire. Ce phénomène est éliminé par l'optimisation globale. Cette différence trouve son origine dans le fait que l'optimisation locale traite les segments indépendamment alors que l'optimisation globale les insère tous dans une chaîne cinématique qui contraint les degrés de liberté des articulations ainsi que leurs amplitudes de mouvements.

L'optimisation globale permet de supprimer les deux composantes du mouvement des masses molles. Si l'on considère le mouvement des marqueurs comme la somme des déformations

autour de l'os [36], la chaîne cinématique représente le moyen d'obtenir numériquement le mouvement global de ces marqueurs par rapport aux « os » modélisés par leurs longueurs segmentaires. Il s'agit alors de discerner les deux composantes de ce mouvement. La composante à l'unisson pour estimer le mouvement des masses molles sous-jacentes et la composante propre pour identifier les zones les plus sensibles aux mouvements des masses molles. Une utilisation combinée de ces méthodes d'optimisation (locale et globale) représente le moyen d'investiguer le mouvement des masses molles par rapport au squelette.

## 4/ Problématique générale

Qu'elles utilisent des méthodes invasives ou numériques, toutes les méthodes citées dans cette partie tendent à un seul but : diminuer, supprimer l'effet du mouvement des masses molles dans le calcul de la cinématique. Cet objectif est très important pour améliorer la compréhension en analyse du mouvement, être plus précis dans l'analyse de la marche, saisir le raffinement d'une technique sportive.

Seulement, le mouvement de masses molles représente une grandeur physique qui ne peut être pris en compte dans le calcul des efforts articulaires en utilisant ces méthodes. Ce calcul des efforts articulaires se fait par une démarche de dynamique inverse qui comme la cinématique fait l'hypothèse de solides rigides [90]. Cette hypothèse conduit donc à ignorer l'effet du mouvement des masses sous-jacentes sur les articulations [4] alors qu'il a été montré qu'il pouvait être considérable [5, 9, 11].

Le mouvement de marqueurs placés sur la peau étant la conséquence du mouvement des masses molles sous-jacentes. La mesure du déplacement des marqueurs représente le moyen d'estimer le mouvement des masses molles [36]. L'évaluation du mouvement des masses molles plutôt que sa réduction par une méthode numérique serait le moyen pour prendre en compte ces masses molles dans la dynamique articulaire. À l'heure actuelle, les seules études prenant en compte le mouvement des masses molles sur la dynamique articulaire sont des études faites en simulation [4, 5, 12]. Ces études modélisent le corps humain comme un ensemble de solides rigides auxquels sont attachés des masses mobiles à l'aide de ressorts et d'amortisseurs. Le mouvement de ces masses mobiles représente le mouvement à l'unisson des masses molles. Ces masses mobiles n'ont que trois degrés de libertés par rapport au solide auxquels elles sont attachées. Il s'agit là de modèles simplifiés

car le mouvement des masses molles est un problème en trois dimensions. En dehors de la simulation, il n'existe pas de méthodes permettant de discerner le mouvement de l'os de celui des masses molles qui l'entourent pour prendre en compte l'effet de ces masses molles dans la dynamique articulaire.

Une telle méthode doit être capable de calculer le mouvement d'un ensemble « mobile » de marqueurs par rapport à l'os sous-jacent. L'optimisation locale permet de fixer une géométrie mobile de marqueurs sur les segments puisque cette méthode subit le mouvement à l'unisson des marqueurs. L'optimisation globale permet quant à elle de reproduire une géométrie de marqueurs fixe par rapport à « l'os sous-jacent » qu'elle modélise, supprimant ainsi les deux composantes du mouvement des masses molles. L'utilisation conjointe de ces deux méthodes d'optimisation apparaît comme un moyen de distinguer l'os du segment et de distinguer les deux composantes du mouvement des masses molles.

Le travail proposé dans cette thèse est de développer une méthode d'évaluation du mouvement des masses molles du membre inférieur. Cette méthode utilisera les propriétés des méthodes locale et globale pour évaluer le mouvement des masses molles dans une chaîne cinématique reconstruite à partir d'un nombre restreint de marqueurs. En effet, si cette méthode s'appuie sur les propriétés de chacune des optimisations, elle doit aussi prendre en compte leurs limites. L'optimisation globale étant influencée par les fortes perturbations et celles-ci étant importantes sur la cuisse, les marqueurs choisis pour reconstruire la chaîne cinématique seront ceux placés sur le bassin et la face médiale de la jambe. Ce choix est orienté par le résultat des études citées dans cette partie.

Les études présentées dans ce mémoire chercheront à vérifier la capacité des méthodes numériques locale et globale à mesurer le mouvement des masses molles. Dans la deuxième partie de ce mémoire, le mouvement des masses molles sera mesuré par rapport à l'humérus obtenu via une tige intra-corticale. Les résultats obtenus par rapport à cette référence permettront d'évaluer la pertinence de l'optimisation locale pour l'estimation du mouvement des masses molles. La troisième partie se portera sur le membre inférieur et l'évaluation du mouvement des masses molles sur les segments de la cuisse et de la jambe. Ce mouvement des masses molles sera évalué à l'aide d'une nouvelle méthode numérique combinant les méthodes d'optimisation locale et globale. Chacune de ces parties présentera le matériel et les méthodes utilisés, les résultats obtenus qui seront ensuite discutés au regard de la littérature relative à la problématique de ce travail. Enfin une discussion plus générale exposera les limites globales du travail présenté dans ce mémoire, une synthèse des deux études et les perspectives offertes par les méthodes développées dans chacune de ces deux études.

# **Partie 2 : MESURE EXPÉRIMENTALE DU MOUVEMENT DES MASSES MOLLES**

## 1/ Introduction

Peu importe la partie du corps étudiée : le membre inférieur [3], le membre supérieur [88], la face [91] et le tronc [38, 92], le mouvement des masses molles est la principale source d'erreur en analyse du mouvement [3]. Le mouvement des masses molles est une source d'erreur en cinématique mais c'est également une source d'information qui n'est pas prise en compte dans le calcul des efforts articulaire [12]. Pour cette raison, l'évaluation du mouvement des masses molles par rapport à l'os présente un intérêt scientifique en biomécanique. Cette approche permet entre autre de quantifier d'une part, l'incertitude liée au déplacement des marqueurs cutanés par rapport à l'os sous-jacent, et d'autre part la propagation de celle-ci dans le calcul de la cinématique articulaire [34]. De plus, l'étude du déplacement des marqueurs par rapport à l'os aide à positionner les marqueurs sur les segments afin de diminuer cette source d'incertitude et de minimiser ainsi, l'effet du mouvement des masses molles sur le calcul de la cinématique articulaire [6, 19, 26].

À l'image de la cinématique articulaire, la mesure du mouvement des masses molles par rapport à l'os est considérée comme la mesure de référence [35, 42]. L'imagerie médicale étant trop couteuse et peu disponible, la mesure en laboratoire ne peut être faite que par l'utilisation de moyens corticaux. Ces moyens corticaux tendent à être moins utilisés au fur et à mesure que les modèles numériques se développent [42]. Ces moyens corticaux doivent de nos jours servir à valider ou non ces méthodes numériques [42]. Cette seconde partie propose donc de comparer le mouvement des masses molles obtenu par une méthode d'optimisation locale par rapport à la valeur réelle de ce dernier obtenu à l'aide d'une tige intra-corticale insérée dans l'humérus. La méthode d'optimisation locale testée dans cette partie est la même que celle utilisée par Monnet et al. [68]. Cette méthode classe les marqueurs en fonction de leur déplacement relatif par rapport à une

position de référence acquise en statique et de constater que ce classement est reproductible d'un sujet à l'autre.

La mesure du déplacement des marqueurs s'effectue sur le bras car il s'agit d'un segment sur lequel le mouvement des masses molles n'a pas été quantifié. De plus, le membre supérieur est très mobile puisque l'articulation proximale du bras possède six degrés de liberté : trois en translation et trois en rotation [93]. Ainsi, de nombreux gestes peuvent provoquer le mouvement des masses molles en faisant intervenir les trois facteurs de ce mouvement dans un même geste : la contraction musculaire, l'inertie des masses du segment et l'impact [19].

La Figure 6 illustre la myologie du bras ; on y distingue les deux principaux muscles du bras, le biceps et le triceps. Ces muscles ne sont certes pas aussi volumineux que ceux de la cuisse mais leur mouvement autour de l'os est suffisant pour induire d'importantes erreurs dans le calcul de la cinématique [88]. Cette quantité de masses molles relativement faible par rapport à la cuisse permet également de limiter l'effet du mouvement des masses molles sur la tige intra-corticale et la douleur que les interactions tige-os et tige-tissus peuvent provoquer [42].

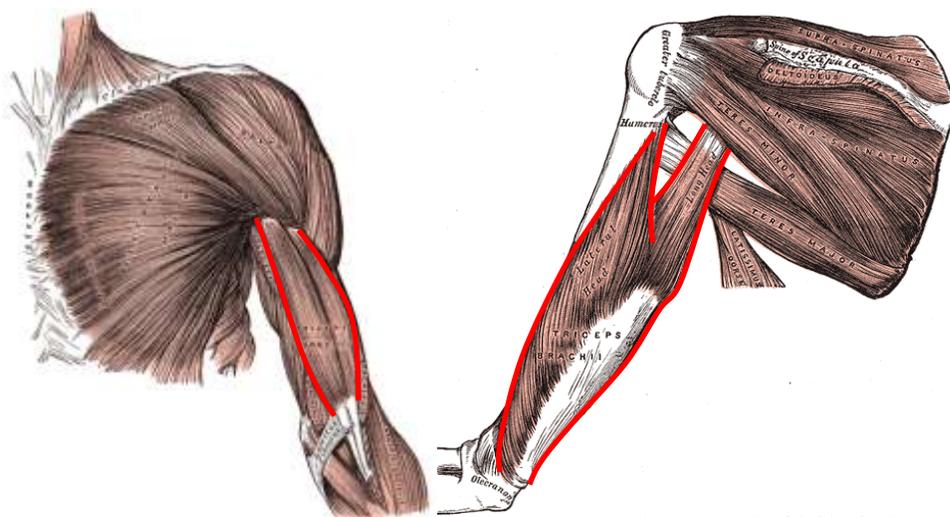


Figure 6 : Myologie du bras d'après [94]. Les plus importants muscles sont le biceps et le triceps.

## Objectifs et hypothèses

Cette partie a pour but de vérifier la capacité d'une méthode d'optimisation locale à estimer le mouvement des masses molles à partir du déplacement des marqueurs. La méthode d'optimisation locale est comparée quantitativement (déplacement mesuré) et qualitativement (classement des marqueurs en fonction de leur déplacement relatif) par rapport aux mesures faites directement à partir de l'os. Ce test de la méthode d'optimisation locale s'effectue sur le bras.

Les limites des méthodes d'optimisation locales exposées dans la revue de littérature, notamment celles liées au mouvement à l'unisson, suggèrent que l'évaluation du déplacement des marqueurs est sous-estimée lorsqu'elle est effectuée à l'aide d'une méthode d'optimisation locale par rapport à celle effectuée avec une tige intra-corticale. Il semble peu probable que l'interprétation faite à partir des valeurs obtenues numériquement concordent avec celles obtenues par rapport à l'os et ce pour les mêmes raisons qui ont conduit à émettre l'hypothèse de sous-estimation.

Le chapitre suivant expose les expérimentations effectuées en collaboration avec l'équipe du Dr Arne Lundberg, du Karolinska Institutet (Stockholm, Suède) pour comparer la mesure numérique à la mesure corticale du mouvement des masses molles. La première partie présente les méthodes mises en place pour estimer le déplacement des marqueurs et les analyses statistiques effectuées. Les résultats, issus de l'analyse quantitative et qualitative du déplacement statuent sur les hypothèses annoncées puis sont discutés au regard de la littérature. Enfin, la conclusion de cette partie résume les notions et résultats abordés pour orienter la suite des travaux menés dans ce travail de doctorat.

## 2/ Matériels et Méthodes

### 2.1/ Protocole expérimental

Quatre sujets, dont les caractéristiques anthropométriques sont présentées dans le Tableau 2, ont été recrutés pour cette étude. Préalablement, ils ont tous signé le formulaire de consentement éclairé, accepté par le comité d'éthique de la Karolinska Institutet de Stockholm (CPP#25/11) et de l'Université de Montréal (CPP#12-132). Ils ont tout d'abord subi une chirurgie sous anesthésie locale (xylocaïne et marcaine) des tissus mous et de l'os du bras au niveau de la tubérosité deltoïdienne. L'incisure longue de 1 à 2 cm recouverte de compresses stériles, devait permettre à la tige intra-corticale d'atteindre l'os et de faciliter l'exécution des mouvements. Chaque sujet a ensuite été transporté dans le laboratoire d'analyse du mouvement de la Karolinska Institutet pour y être équipé de 30 marqueurs cutanés repartis de la scapula jusqu'à l'avant-bras gauche comme illustré dans la Figure 7. Ces marqueurs sont répartis de la manière suivante : 5 sur la tige intra-corticale, 10 sur la scapula, 7 sur le bras, 8 sur l'avant-bras. Les marqueurs placés sur l'avant-bras et la scapula permettent seulement d'estimer les centres et axes articulaires du bras. Parmi les marqueurs cutanés, il existe une différenciation entre les marqueurs techniques, dispersés sur le segment, et les marqueurs anatomiques placés sur les reliefs osseux. Les marqueurs anatomiques sont résumés dans le Tableau 3, et le Tableau 4 précise l'emplacement des marqueurs techniques.

Tableau 2: Caractéristiques des sujets

	Age (années)	Taille (m)	Masse (kg)	BMI ( $m.kg^{-2}$ )
S1	32	1,72	80	27,0
S2	44	1,77	82	26,2
S3	41	1,82	115	34,7
S4	27	1,74	57	20,9
Moyenne	36±8	1,74±0,1	83,5±23.9	27,2±5,7

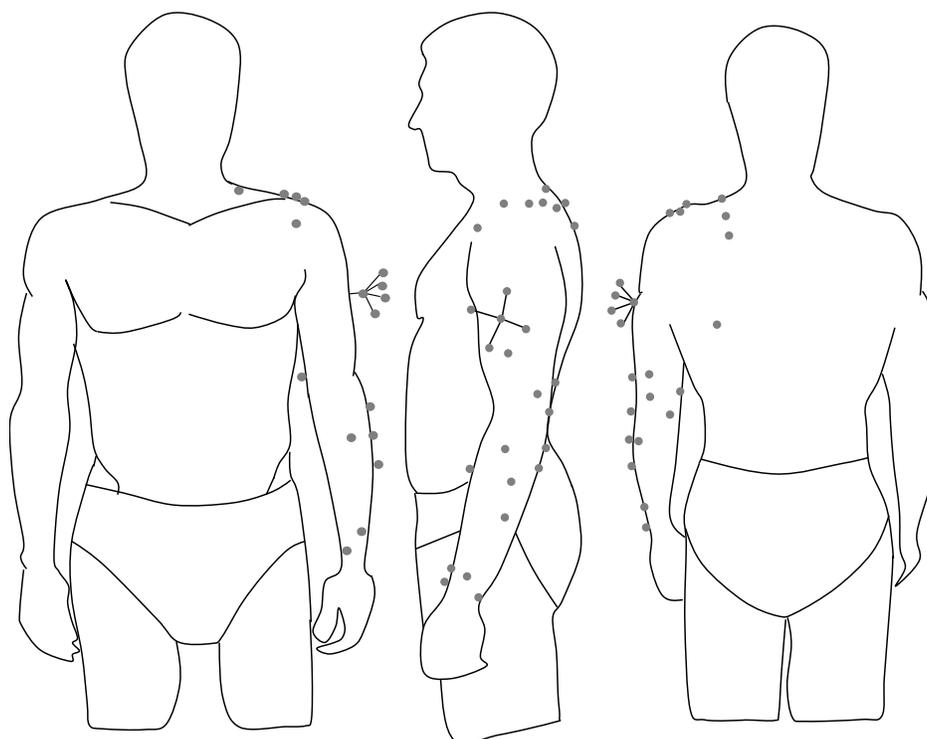


Figure 7: Placement des marqueurs cutanés et corticaux sur les sujets

Tableau 3 : Marqueurs anatomiques

Scapula	Bras	Avant-bras
Racine de l'Épine		
Processus Coracoïde	Épicondyle Latéral	Processus Styloïde
Angle Inférieur	Épicondyle Médial	Processus Ulnaire
Angle Acromial		

Tableau 4 : Détails de l'emplacement des marqueurs techniques du bras.

Marqueurs	Emplacement sur le bras
1	Sous l'insertion du deltoïde
2	Face Latérale
3	Face Médiale
4	Triceps
5	Au dessus de l'insertion du tendon du triceps
6	Épicondyle Médial
7	Épicondyle Latérale

## 2.2/ Acquisitions

La position des marqueurs cutanés et ceux placés sur la tige intra-corticale ont été enregistrés à l'aide d'un système (VICON) de 18 caméras (T40) à une fréquence de 300 Hz. Les sujets ont tout d'abord maintenu une position statique afin de créer, a posteriori, le repère local du bras ; la position des marqueurs est calculée dans ce repère. Les sujets ont ensuite effectué trois mouvements de flexion-extension, abduction-adduction, rotations et circumduction du bras. Cet enregistrement a pour but d'identifier la position du centre articulaire gléno-huméral à l'aide de la méthode *SCoRE* [95]. Cette méthode détaillée en annexe A.2.1 a été préférée à d'autres approches car elle n'est pas affectée par la vitesse d'exécution du mouvement [96]. L'axe articulaire du coude a été déterminé à l'aide de la méthode *SARA* [97], détaillée en annexe A.2.2. Les mouvements nécessaires à la localisation de cet axe articulaire optimal consistent en une série de flexion et d'extension du coude. Une fois ces mouvements fonctionnels effectués, les sujets ont donné deux coups de poings dans une mousse, 10 applaudissements et simuler deux lancers de balle. Chacun de ces mouvements débutaient et se terminaient par une période statique en position anatomique pendant environ deux secondes.

## 2.3/ Construction des repères techniques

L'estimation du centre articulaire de l'épaule nécessite de construire des repères techniques propres aux segments distal et proximal de l'articulation considérée. Dans notre cas, nous décrivons les repères techniques liés à la scapula et celui attaché à l'humérus. Ces marqueurs sont choisis de manière à sélectionner les vecteurs les plus perpendiculaires possibles pour créer ces repères techniques [2, 98]. Ces repères techniques donnent les matrices de roto-translation de chaque segment qui représentent la donnée d'entrée pour les méthodes *SCoRE* et *SARA*. La méthode *SCoRE* [95] estime la position du centre articulaire entre deux segments dans chacun des repères techniques définis. Elle considère ce centre articulaire comme constant dans chacun des repères techniques et cherche le point qui bouge le moins dans chacun des repères. La méthode *SARA* [97, 99] estime un axe articulaire entre deux segments à partir des repères techniques qui leurs sont attachés. Afin de garantir une meilleure estimation du centre et de l'axe articulaire, les matrices de rotation doivent être optimisées [64, 66]. Ces matrices de rotations sont optimisées à partir d'une méthode d'optimisation locale développée au laboratoire *RoBioSS* par Monnet [63], inspiré des travaux de Bouby et al. [62], (développés en Annexe A.3).

## 2.4/ Repère anatomique du bras

À partir des essais fonctionnels, le centre de rotation gléno-huméral et l'axe de flexion du coude sont localisés au moyen des algorithmes *SCoRE* [95] et *SARA* [97]. Ce centre de rotation et cet axe de flexion permettent de construire le repère anatomique du bras. L'axe longitudinal de ce repère est défini selon l'ISB comme le vecteur rejoignant le centre articulaire du coude au centre articulaire de l'épaule [50]. Le point moyen (*MP*) des marqueurs placés sur les épicondyles latéral (*LE*) et médial

(*ME*) est considéré comme le centre articulaire du coude. Ce point moyen (*MP*) est projeté sur l'axe articulaire (*JA*) du coude obtenu avec la méthode *SARA* comme illustré dans la Figure 8.

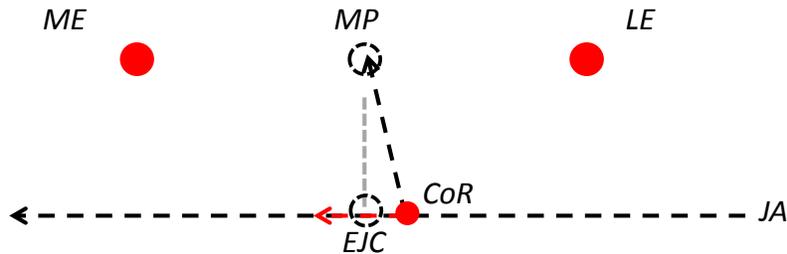


Figure 8: Projection du centre des épicondyles sur l'axe articulaire du coude.

La méthode *SARA* est définie par Taylor et al. [100] comme une extension de la méthode *SCoRE*, car elle permet également d'obtenir un centre de rotation entre les segments (*CoR*). Afin de projeter le point moyen des condyles sur l'axe articulaire, le vecteur reliant le centre de rotation au point moyen des marqueurs anatomiques est calculé dans le repère global. Le produit scalaire de ce vecteur et du vecteur unitaire de l'axe articulaire (*JA*) donne un réel. Le produit de ce réel par le vecteur unitaire de *JA* est un vecteur dont les coordonnées sont exprimées dans  $R_\theta$ . Les coordonnées de ce vecteur sont additionnées à celles du centre de rotation (*CoR*) obtenu par la méthode *SARA*. Le résultat de cette somme correspond à la projection du point moyen des deux marqueurs anatomiques sur l'axe articulaire. Ce nouveau point est alors considéré comme le centre articulaire du coude (*EJC*) et est alors utilisé pour construire l'axe longitudinal du repère anatomique du bras.

Comme le montre la Figure 9, le repère anatomique a pour origine le point moyen des marqueurs placés sur la tige intra-corticale. L'axe longitudinal est déterminé par le vecteur reliant les centres articulaires du coude (*EJC*) et de l'épaule (*SJC*).

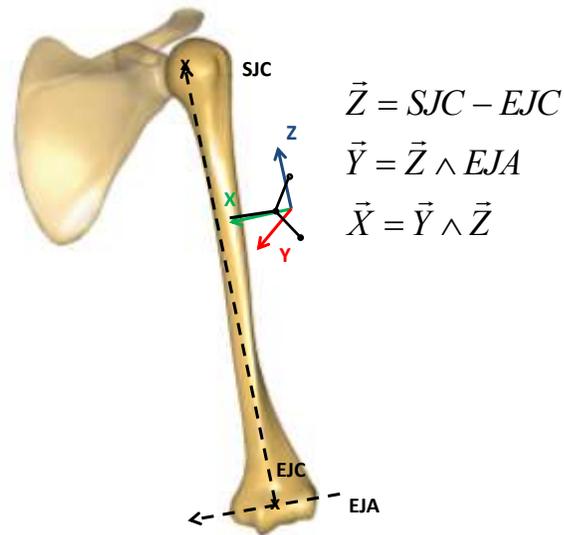


Figure 9: Repère anatomique de l'humérus centré sur le point moyen des marqueurs de la tige intra-corticale.

Le mouvement des masses molles est obtenu par la différence entre la position mesurée du marqueur cutané et sa position recalculée (i) avec les marqueurs disposés sur la tige intra-corticale et (ii) avec l'optimisation locale. Ce déplacement des marqueurs est exprimé par rapport aux axes anatomiques. Le déplacement de marqueurs obtenu par rapport à la tige intra-corticale est considéré comme la mesure de référence du mouvement des masses molles.

Cette tige intra-corticale est néanmoins soumise à une incertitude de mesure qui doit être évaluée pour garantir une mesure de référence. Cette évaluation se passe en quatre étapes, toutes illustrées par la Figure 10, qui consistent en :

1. Reconstruction des données réelles ;
2. Générer un bruit gaussien à partir des erreurs de reconstruction constatées en 1 ;
3. Reconstruction à partir de données simulées ;
4. Comparaison des résultats ;

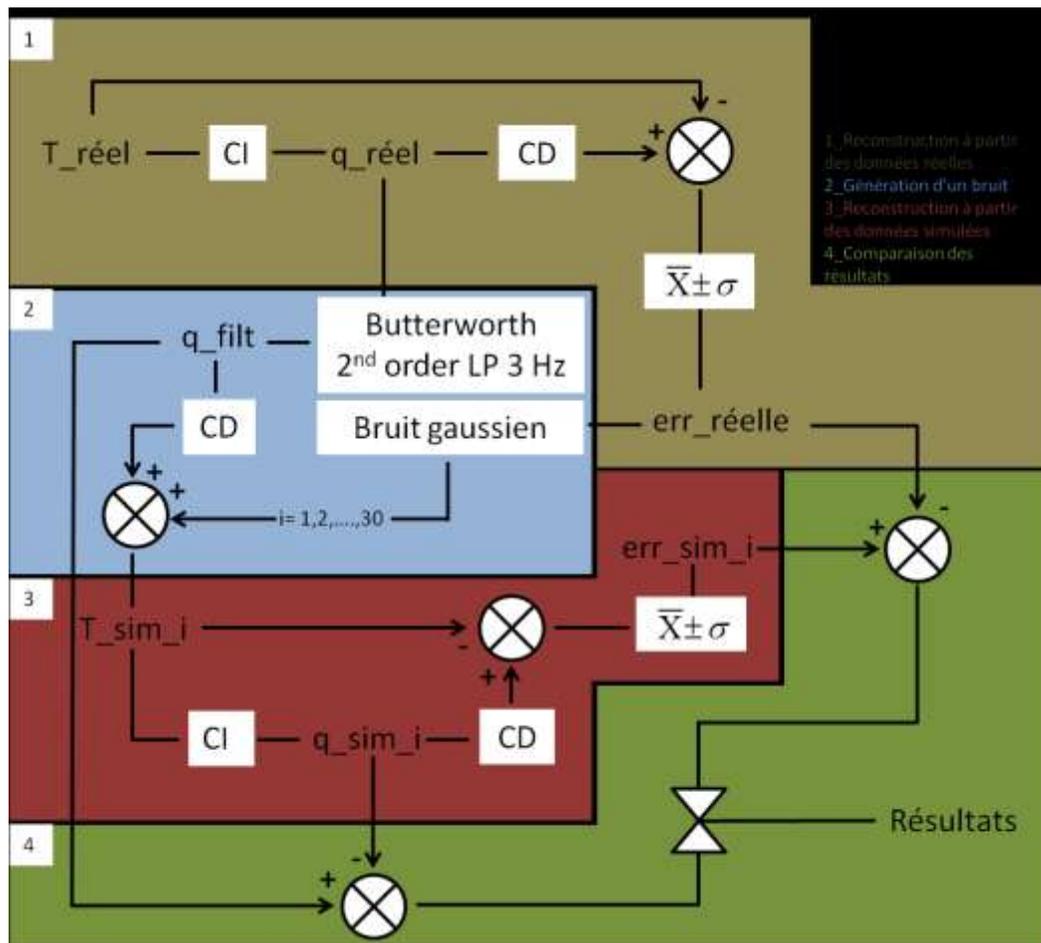


Figure 10: Évaluation de l'incertitude de l'estimation de l'humérus dans l'espace.

Dans un premier temps, la cinématique articulaire ( $q$ ) est calculée par la cinématique inverse à partir des marqueurs placés sur la tige intra-corticale de l'humérus ( $T\_réel$ ). Le segment possède six degrés de liberté et les angles articulaires sont obtenus en minimisant les distances quadratiques entre la géométrie de référence et celle mesurée à chaque instant. La géométrie de référence est obtenue alors que le sujet tient une position statique. Les différences entre les positions des marqueurs reconstruits et modélisés correspondent à l'erreur de reconstruction. Cette erreur de

reconstruction suivant une distribution normale, elle est utilisée lors de l'étape 2 pour générer un bruit gaussien à partir de la moyenne et l'écart type de cette erreur de reconstruction.

Les coordonnées généralisées obtenues à la suite de l'étape 1 permettent ensuite de générer un mouvement de synthèse. Les données sont filtrées au moyen d'un filtre de Butterworth sans déphasage d'ordre 2 et de fréquence de coupure de 3 Hz. Ces données filtrées ( $q_{\text{filt}}$ ) deviennent les valeurs de référence pour calculer la position des marqueurs au moyen de la fonction de cinématique directe. Le bruit gaussien obtenu précédemment est ajouté à ces positions de marqueurs pour générer 30 essais simulés ayant un bruit avec les mêmes caractéristiques que les données réelles. Ces mouvements simulés sont en fait des mouvements fonctionnels (flexion extension, abduction adduction et rotation axiale du bras).

La troisième étape a pour but d'estimer, par cinématique inverse, les coordonnées généralisées ( $q_{\text{sim}}$ ) et les erreurs de reconstruction. Les caractéristiques du bruit sont comparées à celles du bruit réel pour valider ou non les paramètres utilisés dans le générateur de bruit gaussien et au besoin écarter certains essais. L'importance de cette étape réside dans la comparaison des coordonnées généralisées de référence ( $q_{\text{filt}}$ ) et reconstruite à partir des données bruitées ( $q_{\text{sim}}$ ) sur les 30 essais simulés. Cette différence est associée à la précision de notre mesure. Cette analyse est effectuée sur les marqueurs placés sur la tige intra-corticale vissée dans l'humérus. Cette erreur sur la position est obtenue à partir de la différence entre l'erreur simulée et l'erreur réelle. L'erreur estimée sur les marqueurs placés sur la tige intra-corticale est égale à 0,17 mm qui induit par la suite une erreur de 0,2° sur l'estimation de l'orientation de l'humérus. Cette erreur est considérée comme négligeable dans les résultats suivants.

## 2.5/ Évaluation du mouvement des marqueurs du bras

### 2.5.1/ Expression de la position des marqueurs dans le repère de l'humérus

Le calcul du déplacement des marqueurs passe dans un premier temps par le calcul de la position des marqueurs dans le repère anatomique lié à la tige intra-corticale et dans celui lié aux marqueurs cutanés. La position de ces marqueurs dans chacun des repères est calculée selon l'équation suivante:

$${}^S \mathbf{m}_i = {}^0_S \mathbf{Q}^T \begin{bmatrix} {}^0 \mathbf{m}_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{Équation 5}$$

avec  ${}^S \mathbf{m}_i$ , position du marqueur dans le repère segmentaire,  ${}^0 \mathbf{m}_i$  est la position du marqueur dans le repère global  $R_0$  et  ${}^0_S \mathbf{Q}$  est la matrice 4x4 du segment  $S$  dans  $R_0$ . Cette matrice homogène regroupe  ${}^0_S \mathbf{R}$ , la matrice de rotation du segment et  ${}^0_S \mathbf{v}$ , position de l'origine du repère segmentaire. Lors de la statique, les  ${}^0 \mathbf{m}_i$  ne sont soumis à aucun artefact de tissus mous, lorsqu'on y applique l'équation 1, les valeurs de  ${}^S \mathbf{m}_i$  sont considérées comme les positions locales de référence.

Dans le contexte de ce travail, la matrice homogène permet de reconstruire dans le repère global la position solidifiée ( ${}^0 \mathbf{r}_{mi}$ ) de chacun des marqueurs placés sur le segment d'intérêt, c'est-à-dire sa position théorique sur le segment lorsque celui-ci n'est pas déformé. La position solidifiée dans le repère  $R_0$  d'un marqueur du solide  $S$  à l'instant  $t_n$  s'obtient selon l'opération suivante :

$${}^0 \mathbf{r}_{mi} = {}^0_S \mathbf{Q} \begin{bmatrix} {}^S \mathbf{m}_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{Équation 6}$$

Lorsque les positions sont calculées par rapport à la tige intra-corticale, libre de tout artefact de tissus mous, on peut alors les considérer comme les positions de référence par rapport à l'os tout

au long de l'exécution du geste. En revanche, elles ne peuvent être considérées comme telles lorsqu'elles sont exprimées par rapport au repère construit à partir des marqueurs cutanés car ceux-ci sont exposés au mouvement des masses molles perturbant ainsi la géométrie acquise en statique. La méthode d'optimisation locale utilisée ici et décrite en Annexe A.3 permet de reconstruire cette géométrie de référence au cours du mouvement à partir de la matrice optimisée  ${}^0_S\mathbf{Q}$  et ainsi évaluer le déplacement des marqueurs par rapport à une situation de référence [68].

### 2.5.2/ Calcul du mouvement des marqueurs

Le mouvement des masses molles est obtenu à partir du déplacement des marqueurs. Ce déplacement s'obtient par la différence entre la position enregistrée des marqueurs et la position reconstruite soit à partir des marqueurs placés sur la tige intra-corticale (référence) soit à partir des marqueurs disposés sur les bras. Cette différence est calculée de la manière suivante :

$$\xi \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_i = {}^0m \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_i - {}^0r \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_i \quad \text{Équation 7}$$

où  ${}^0m \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_i$  sont les coordonnées enregistrées et  ${}^0r \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_i$  les coordonnées reconstruites du marqueur  $m_i$

dans le repère global  $R_0$ . Ce déplacement est calculé à chaque instant. Le vecteur obtenu est ensuite normé pour chacun des marqueurs. La valeur moyenne de cette norme au cours de l'essai, ainsi que sa valeur maximale, seront utilisées pour comparer les valeurs obtenues en fonction de la référence, os ou cutanée. Une fois la norme calculée et la valeur maximale obtenue pour tous les marqueurs, une moyenne est calculée sur l'ensemble des marqueurs pour chacun des sujets.

## 2.6/ Analyses statistiques

Afin de comparer les résultats obtenus dans chacun des référentiels (Os et Peau) deux analyses statistiques sont réalisées. La première est une analyse quantitative qui a pour but de vérifier l'hypothèse de sous-estimation. La seconde est une analyse qualitative, indépendante du résultat de l'analyse quantitative, elle cherche à savoir si les interprétations faites à partir des valeurs numériques coïncident avec celles faites à partir de l'os.

### 2.6.1/ Analyse quantitative

Dans cette analyse statistique, les variables dépendantes sont le déplacement moyen et le déplacement maximal des marqueurs placés sur le bras (7) obtenu en fonction des deux références.

Dans un premier temps, les sujets seront comparés entre eux. Les différences inter-gestes et inter-sujets sont analysées à l'aide du test de Kruskal-Wallis. L'hypothèse de sous-estimation sera ensuite vérifiée à l'aide du test de Friedman, l'équivalent du test-t en statistiques paramétriques. Ce test statistique cherche à vérifier l'hypothèse H1 au seuil  $\alpha=0,05$  en testant l'effet de la méthode sur les valeurs de déplacement obtenues. Il s'agit d'un test apparié puisque les valeurs sont obtenues par rapport à deux méthodes distinctes.

Si un effet de la méthode (corticale, numérique) est constaté sur le calcul du déplacement des marqueurs, alors ces valeurs seront comparées en valeurs relatives. Ce passage par des rapports relatifs permet d'évaluer la capacité de la méthode locale à estimer quantitativement le mouvement des masses molles par rapport à la référence osseuse.

Un coefficient de corrélation est ensuite calculé entre les valeurs obtenues dans le référentiel « os » et le référentiel « peau ». En raison du faible nombre de marqueurs placés, on calcule un coefficient de corrélation de Spearman. Ce coefficient quantifie le degré d'association entre deux séries de valeurs obtenues. Il s'agit d'une analyse de rangs. On distingue les marqueurs selon 14 rangs

en fonction des valeurs de déplacement obtenues (7 dans le référentiel « os » + 7 dans le référentiel « peau »). Ce coefficient de corrélation est calculé (Équation 9) à l'aide de la covariance des rangs entre les deux référentiels, ainsi que l'écart type des rangs attribués dans chacun des référentiels.

$$r_s = \frac{\sum_{i=1}^N (OS \xi_i - OS \bar{\xi}) \cdot (PEAU \xi_i - PEAU \bar{\xi})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (OS \xi_i - OS \bar{\xi})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^N (PEAU \xi_i - PEAU \bar{\xi})^2}} \quad \text{Équation 8}$$

avec  $OS \xi_i$  et  $PEAU \xi_i$  les déplacements moyens ou maximaux obtenues pour le marqueur  $i$  par rapport au référentiel os et peau et  $OS \bar{\xi}$  et  $PEAU \bar{\xi}$  sont les moyennes sur les  $N$  marqueurs placés sur le bras. La valeur de  $p$  associée au coefficient de corrélation  $r_s$  est obtenue en calculant (Équation 5) la statistique de  $t$ .

$$t = \frac{r_s \sqrt{N-2}}{\sqrt{1-r_s^2}} \quad \text{Équation 9}$$

## 2.6.2/ Analyse qualitative

La comparaison entre ces deux référentiels (Os et Peau) teste la capacité de l'optimisation locale à distinguer les marqueurs qui subissent le plus le mouvement des masses molles de ceux qui y sont le moins exposés. À cette fin les marqueurs seront classés du plus au moins déformés. Ce classement est effectué en fonction de la déformation obtenue dans chaque référentiel pour chacun des marqueurs. Ces deux classements sont ensuite comparés par le test de concordance de Kendall [101] au seuil  $\alpha=0,05$ . Ce test calcule (Équation 11) un indice de concordance ( $W$ ) qui permet de quantifier la corrélation entre différents classements.

$$W = \frac{S}{\frac{1}{12} \times (k^2 \times (N^3 - N))} \quad \text{Équation 10}$$

avec  $N$  correspondant au nombre de marqueurs (7),  $k$  le nombre de classements calculé (2) et  $S$  correspond à la somme des déviations entre la somme des rangs et le rang moyen de chaque marqueur. La concordance des classements est donnée par la valeur du  $\chi^2$  qui est fonction de  $N$ ,  $k$  et  $W$  (Équation 12) :

$$\chi^2 = k \times (N - 1) \times W \quad \text{Équation 11}$$

Si le  $\chi^2$  obtenu est supérieur à la valeur fixée par la table du  $\chi^2$  (disponible en Annexes A.9.2) pour le  $N$  au seuil  $\alpha$  fixé alors il est possible de dire qu'il y a une concordance entre les classements de marqueurs obtenus par rapport à l'os et par rapport à la peau. Cette analyse est faite geste par geste pour chacun des sujets. Ce test statistique est entièrement expliqué dans l'annexe de ce mémoire (A.9).

### 3/ Résultats

Sur les quatre sujets qui ont participé à cette étude, trois sujets ont été retenus pour l'évaluation expérimentale du mouvement des marqueurs. Le dernier sujet n'a pas pu faire tous les gestes souhaités en raison de la douleur provoquée par la tige intra-corticale.

#### 3.1/ Analyse des valeurs moyennes

##### 3.1.1/ Analyse quantitative des valeurs moyennes

Les valeurs du déplacement moyen pour chaque sujet, geste et méthode, sont résumées dans le Tableau 5. On remarque par exemple que le sujet S1 est celui qui, tout geste et toute méthode de calcul confondus, est celui qui montre un plus grand déplacement moyen de marqueur. Le déplacement moyen des marqueurs varie significativement d'un sujet à l'autre ( $p < 0,05$ ). Ce constat est valable avec chacune des méthodes de calcul (os et peau) et pour chacun des gestes. On peut néanmoins constater une exception lorsque le déplacement des marqueurs est évalué dans le référentiel cutané lors des lancers de balle avec un  $p > 0,1$ . On remarque également que pour tous les sujets, peu importe le référentiel, il n'existe aucune différence d'un geste à l'autre.

Tableau 5 : Normes moyennes et écart type en millimètres sur l'ensemble des marqueurs, pour chaque sujet, chaque geste obtenus dans les deux conditions d'évaluation du déplacement des marqueurs. Une étoile (\*) au-dessus de la colonne des valeurs indique une différence significative entre les sujets.

Gestes	Coups de Poing		Applaudissements		Lancers de Balle		p-inter-gestes	
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau
S1	12,7±4,5	6,8±2,7	13,8±5,5	7,4±2,5	13,1±4,2	6,5±2,5	0,9	0,7
S2	9,7±2,7	3,8±1,0	9,3±2,1	3,5±0,9	9,6±3,2	4,4±1,0	0,8	0,4
S3	5,8±1,8	3,7±0,8	6,5±2,0	4,0±0,6	6,6±2,1	4,3±0,9	0,8	0,2
p-inter-sujets	<0,01	0,02	<0,01	<0,01	<0,01	>0,1		

La Figure 11 présente la moyenne et l'écart-type du déplacement de l'ensemble des marqueurs obtenu à partir des trois sujets. Les applaudissements représentent le geste qui en moyenne, montre un plus grand déplacement des marqueurs sur les trois sujets comparativement au geste coups de poing et de lancers de balle. On remarque que peu importe le geste étudié, le déplacement des marqueurs est sous-estimé lorsque celui-ci est calculé à partir des marqueurs cutanés. Cette sous-estimation est statistiquement différente ( $p < 0,01$ ) pour les trois gestes étudiés.

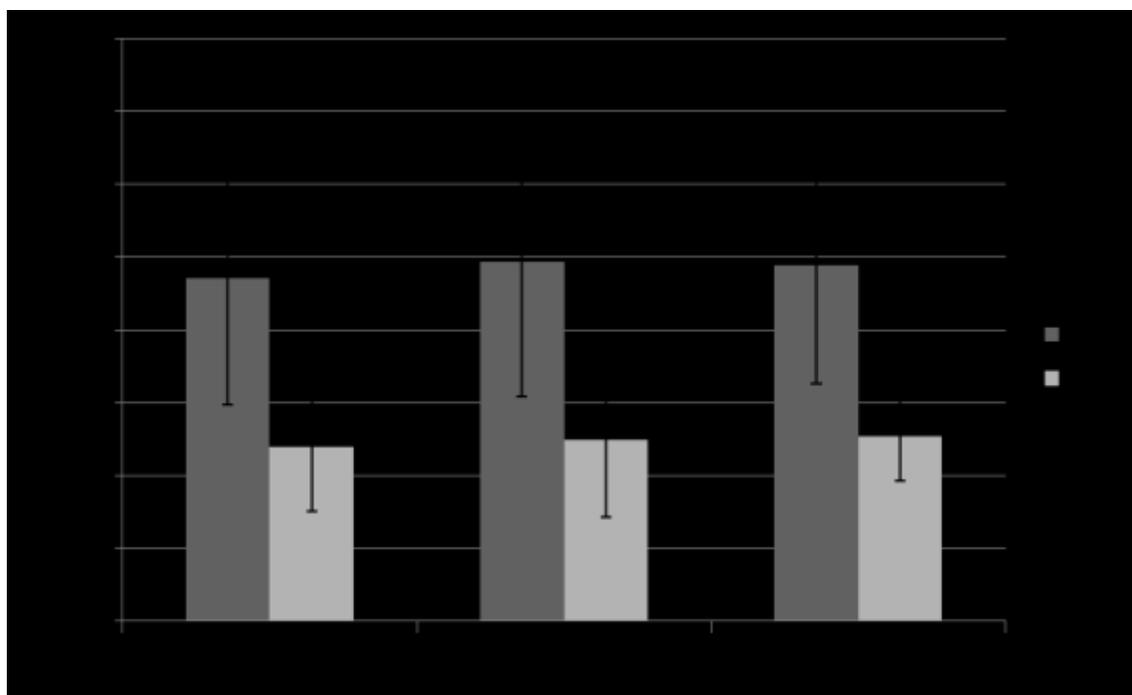


Figure 11 : Valeurs moyennes et écart type du déplacement des marqueurs, une étoile (\*) signifie une différence significative au seuil  $\alpha=0,05$ .

L'hypothèse de sous-estimation étant vérifiée par le test de Friedman, la question est alors d'estimer la capacité de la méthode d'optimisation locale à évaluer le mouvement des masses molles. L'estimation des déplacements des marqueurs par l'approche d'optimisation locale représente

simplement  $55,1 \pm 21,8\%$ ,  $54,8 \pm 23,7$  et  $56,9 \pm 22,4\%$  des déplacements calculés dans le repère associé à l'os pour respectivement les gestes de Coups de Poing, Applaudissements et Lancers de Balle.

Les coefficients de corrélations  $r_S$  constatés entre la mesure corticale et la mesure numérique sont respectivement de 0,7; 0,5 et 0,5 pour les gestes de Coups de poing, d'Applaudissements et de Lancers de Balle. Aucune de ces corrélations n'est significative pour l'ensemble des marqueurs. Ce constat montre qu'il n'est pas possible d'obtenir la valeur réelle du déplacement des marqueurs à partir d'une mesure faite par optimisation numérique.

Les deux méthodes montrent que le déplacement des marqueurs est spécifique au sujet mais qu'il n'existe pas de différence entre les gestes pour un même sujet. La question est maintenant de savoir si les interprétations faites en fonction de la méthode (corticale et numérique) sont en adéquation et permettent d'en arriver à la même conclusion quant aux marqueurs les plus soumis au mouvement des masses molles.

### **3.1.2/ Analyse qualitative des valeurs moyennes**

Le Tableau 6 est un exemple de classement de marqueurs obtenu pour les trois sujets lors du geste de coup de poing. Les classements de marqueurs obtenus sur les deux autres gestes sont disponibles dans l'annexe de ce document (A.4). On remarque que seul le marqueur 4 du sujet S2 a le même classement selon les deux méthodes de calcul. Ce marqueur est celui placé au niveau du triceps chez le sujet S2, sinon il n'existe aucune autre similarité dans les classements.

D'un point de vue statistique, le Tableau 7 regroupe les coefficients de concordance  $W$  et les valeurs de  $\chi^2$  obtenues correspondant à  $\alpha=0,05$ . Le seuil du  $\chi^2$  fixé par la table pour un  $N=7$  est égal à 12,59 est supérieur à l'ensemble des  $\chi^2$  obtenu. Ces résultats montrent qu'il n'y a aucune concordance des classements de marqueurs selon les deux méthodes pour l'ensemble des gestes chez l'ensemble des sujets.

Tableau 6 : Classements des marqueurs en fonction de leur norme moyenne lors des coups de poing.

	S1		S2		S3		
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	
Plus	6	4	4	4	2	4	Plus
2	4	6	5	6	4	6	2
3	2	5	1	3	6	5	3
4	1	7	2	7	5	3	4
5	5	3	3	5	7	2	5
6	3	1	6	2	3	1	6
Moins	7	2	7	1	1	7	Moins

Tableau 7 : Valeurs de  $W$  et khi-carré obtenus pour le coefficient de concordance.

Sujet	Coups de poing		Applaudissements		Lancers de balle	
	$W$	$\chi^2$	$W$	$\chi^2$	$W$	$\chi^2$
S1	0,2	2,7	0,5	6,2	0,3	4,1
S2	0,3	3,6	0,5	6,9	0,4	4,5
S3	0,2	2,8	0,7	9,0	0,4	4,3

Ainsi l'évaluation du déplacement des marqueurs par une méthode d'optimisation locale ne permet pas de discerner les marqueurs qui subissent le plus de déplacement par rapport à l'os, ni même d'estimer le déplacement moyen des marqueurs.

## 3.2/ Analyse des valeurs maximales

### 3.2.1/ Analyse quantitative des valeurs maximales

Les valeurs du déplacement moyen pour chaque sujet, geste et méthode, sont résumées dans le Tableau 8. Le sujet S1 est celui qui montre un plus grand déplacement maximal moyen sur l'ensemble des marqueurs placés sur le bras pour l'ensemble des gestes et des méthodes testées. Le déplacement maximal des marqueurs est un phénomène qui, pour l'ensemble des gestes et des méthodes, est spécifique au sujet. En revanche, il n'existe pas de différences statistiques entre les

gestes pour chacun des sujets et chacune des méthodes à l'exception du sujet S3 pour qui il existe une différence entre les gestes lorsque le déplacement maximal est calculé avec une méthode d'optimisation locale.

Tableau 8 : Normes maximales et écart type en millimètres, pour chaque sujet, chaque geste obtenus dans les deux conditions d'évaluation du mouvement des masses molles.

Gestes	Coups de Poing		Applaudissements		Lancers de Balle		p-inter-gestes	
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau
S1	31,5±10,0	14,8±4,3	33,0±11,8	16,2±5	31,1±8,8	13,1±3,3	0,9	0,7
S2	18,9±4,3	7,4±4,5	17,7±5,4	7,0±1,6	23,3±1,0	11,5±2,7	0,1	0,5
S3	15,6±2,6	8,1±1,7	12,3±3,8	7,6±1,0	15,4±4,8	8,4±2,0	0,3	0,01
p-inter-sujets	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01		

La Figure 12 expose la moyenne du déplacement maximal et l'écart type obtenus pour les trois sujets. Les résultats du déplacement maximal sur les trois sujets montrent que le geste de Lancers de Balle est celui qui en moyenne provoque le plus de déplacement maximal (22,3±7,9mm) chez les sujets alors que les Applaudissements en provoquent le moins lorsque ce déplacement est calculé par rapport à l'os (20,9±10,7mm). Ce constat est le même pour la mesure avec optimisation locale, seulement les valeurs obtenues sont de 10,9±2,4mm et 10,2±5,2mm respectivement pour les Lancers de Balle et Applaudissements. Sur le plan statistique, le déplacement maximal du marqueur est sous-estimé lorsqu'il est calculé avec la méthode d'optimisation locale ( $p < 0,05$ ).

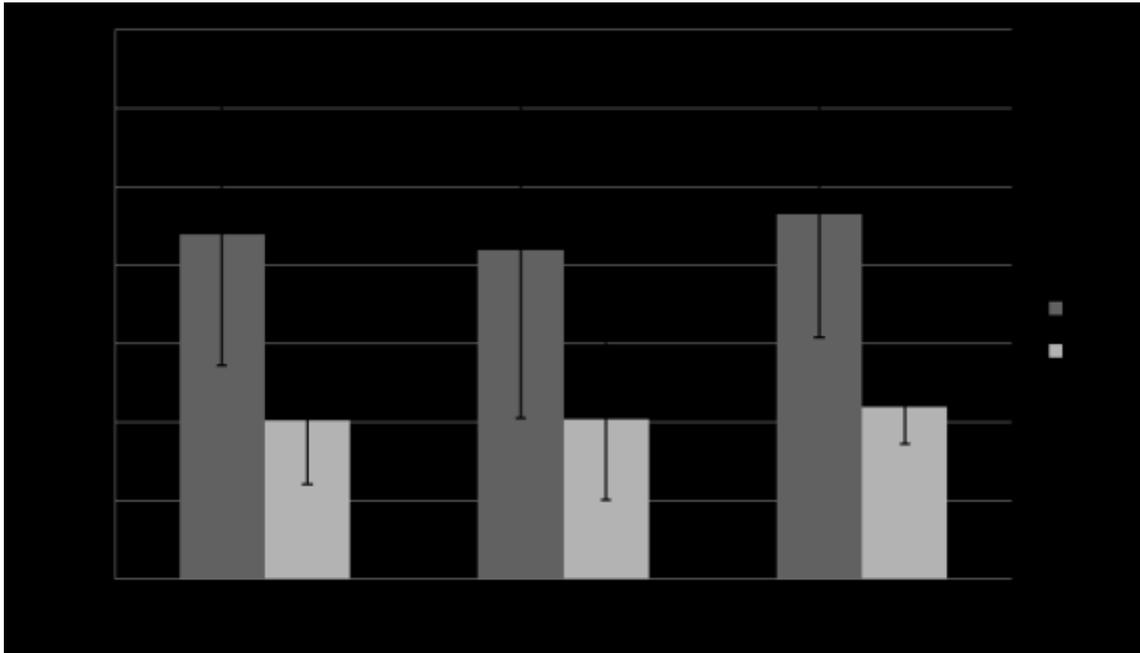


Figure 12 : Moyenne et écart-type en millimètre de la norme maximale du déplacement des marqueurs chez les trois sujets. Une étoile (\*) signifie une différence significative au seuil  $\alpha=0,05$ .

L'évaluation du déplacement des marqueurs avec une méthode d'optimisation locale est de 47,2; 53,7 et 51,3% du déplacement maximal des marqueurs obtenu avec la méthode corticale respectivement pour les gestes de Coups de Poing, d'Applaudissements et de Lancers de Balle. Une seule corrélation significative est constatée entre les valeurs numériques et corticales lors du geste de coup de poing ( $r_s=0,86$  pour  $p=0,01$ ). Ces différentes valeurs tendent à être corrélées lors du Lancers de Balles avec un coefficient de corrélation égal à 0,75 associé à une valeur de  $p=0,06$ . En revanche, aucune corrélation ( $r_s=0,46$  pour  $p=0,29$ ) n'est constatée sur le geste d'Applaudissements.

En résumé, le déplacement maximal des marqueurs par une méthode numérique est significativement sous-estimé ( $p<0,05$ ) pour l'ensemble des gestes testés. Cette sous-estimation est en moyenne de 51% sur les trois gestes. Les coefficients de corrélation obtenus diffèrent d'un geste à l'autre. Il est nécessaire de savoir si malgré cette sous-estimation, l'interprétation qui peut être faite à

partir des valeurs maximales obtenues dans le référentiel « peau », traduit la réalité du déplacement maximal des marqueurs.

### 3.2.2/ Analyse qualitative des valeurs maximales

Le Tableau 9 est un exemple de classements de marqueurs obtenu pour les trois sujets lors du geste de Coups de poing. Les classements de marqueurs obtenus sur les deux autres gestes sont disponibles dans l'annexe de ce document (A.4). On remarque que pour les sujets S1 et S3, un marqueur est classé de la même manière quelle que soit la méthode. Pour S1 il s'agit du marqueur placé sur l'épicondyle médial alors que pour S3 il s'agit de celui placé sur l'épicondyle latéral. À part ces deux marqueurs, aucune concordance n'est remarquable.

Tableau 9 : Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement maximal lors des coups de poing.

	S1		S2		S3		
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	
Plus	6	6	3	4	6	4	Plus
2	7	4	6	3	4	5	2
3	4	5	4	6	3	6	3
4	3	3	7	2	2	1	4
5	5	1	1	5	7	7	5
6	2	7	5	1	1	2	6
Moins	1	2	2	7	5	3	Moins

Tableau 10 : Valeurs de  $W$  et de khi-carré obtenues pour le coefficient de concordance.

Sujet	Coup de poing		Applaudissements		Lancers de balle	
	$W$	$\chi^2$	$W$	$\chi^2$	$W$	$\chi^2$
S1	0,5	6,4	0,3	3,6	0,9	11,8
S2	0,8	9,9	0,5	6,0	0,7	9,2
S3	0,1	1,7	0,8	10,7	0,2	2,4

D'un point de vue statistique, le tableau ci-dessus résume les coefficients de concordance  $W$  et les valeurs de  $\chi^2$  associés. Le seuil du  $\chi^2$  fixé par la table pour un  $N=7$  est égal à 12,59 au seuil

$\alpha=0,05$ . Cette valeur est supérieure à toutes celles qui sont résumées dans le Tableau 10. Ces résultats montrent qu'il n'y a aucune concordance des classements de marqueurs en fonction de la méthode pour l'ensemble des gestes chez l'ensemble des gestes.

Le bilan de cette analyse qualitative est que les conclusions faites à partir des valeurs obtenues avec la méthode numérique ne concordent pas avec celles établies à partir des valeurs corticales. Ce constat est valable pour l'ensemble des sujets sur l'ensemble des gestes.

## 4/ Discussion

L'objectif de notre étude était d'évaluer si une technique d'optimisation locale permettait d'estimer le déplacement des marqueurs par rapport à une position de référence. Cette évaluation a été comparée avec celle menée directement à partir de l'os obtenu par une tige intra-corticale. L'estimation du déplacement des marqueurs permet de choisir les marqueurs les moins déformés pour obtenir la cinématique de l'os sous-jacent [6, 39, 102] afin d'estimer le mouvement des masses molles sous-jacentes [36]. Si les mesures faites à partir de l'os sont celles de références, il reste que cette référence n'est pas toujours disponible et qu'une mesure numérique s'affranchit de l'imagerie médicale et de moyens corticaux. Ces méthodes numériques doivent dans un premier temps être validées et c'est cette démarche de validation qui consiste à tester la capacité de l'optimisation locale à mesurer le déplacement des marqueurs par rapport à celui obtenu avec une tige intra-corticale.

La principale limite de cette étude est son aspect invasif qui a contraint l'un des sujets à abandonner en cours d'expérimentations, un autre a dû s'asseoir pour effectuer tous les gestes souhaités alors que les deux derniers ont exécuté les mouvements sans aménagement particulier du protocole initial. Le nombre de marqueurs placés sur le bras est également une limite. Bien que sept marqueurs aient été placés sur le segment, ils sont tous situés en dessous de la tige intra-corticale, ne donnant aucune idée sur ce qui se passe entre l'insertion de celle-ci et le centre articulaire de l'épaule. Cette limite est liée à l'insertion de la tige intra-corticale car ce dispositif contraint le mouvement des masses molles. La standardisation du protocole est également une limite puisque l'un d'entre eux a dû s'asseoir. À cause de l'opération et de l'effet temporaire de l'anesthésie, les sujets disposaient de plus ou moins de temps pour effectuer l'ensemble des gestes.

L'utilisation des tiges intra-corticales est considérée comme la méthode de référence en analyse du mouvement humain et représente le moyen d'évaluer l'efficacité d'une méthode numérique [42]. L'avantage de disposer de cette référence est qu'il n'est pas nécessaire d'avoir une cohorte de sujets importante pour tester des méthodes numériques. Les résultats ont montré que la méthode d'optimisation locale utilisée dans cette partie sous-estime le déplacement moyen d'environ 45% et le déplacement maximal d'environ 50% par rapport aux valeurs obtenues avec l'os pour référence. En plus de sous-estimer le déplacement des marqueurs, il n'existe aucune corrélation entre les valeurs obtenues avec cette méthode numérique et celles constatées par rapport à l'os. Enfin, les conclusions faites à partir de cette méthode sur les marqueurs les moins soumis aux mouvements de peau ne sont pas compatibles avec celles faites à partir de la mesure corticale. En revanche les deux méthodes montrent que le déplacement moyen des marqueurs ne dépend pas du geste quel que soit le sujet. Concernant l'analyse du déplacement maximal, les deux méthodes montrent également que le geste n'a pas d'influence statistique sur le déplacement des masses molles, à l'exception du sujet S3 pour qui la méthode d'optimisation locale montre un effet du geste alors que la méthode corticale n'en relève pas.

Il existe très peu d'études qui évaluent ainsi de nouveaux algorithmes d'estimation du mouvement des masses molles. Le plus souvent les algorithmes testés cherchent à minimiser l'effet du déplacement des marqueurs pour obtenir une cinématique la plus fidèle possible à la cinématique de référence [56, 58]. En revanche Camomilla et al. [83] ont effectué ce type de comparaison à l'aide de la fluoroscopie pour développer une méthode non-invasive d'évaluation du déplacement des marqueurs, la « Multiple local Independant Observers » (MIO). Cette étude mesure le déplacement de marqueurs dans un repère anatomique à partir de plusieurs groupes de marqueurs ; l'idée est de pouvoir proposer par la suite un placement de marqueurs optimal. Il en est tout autre de l'objectif de

la mesure effectuée dans ce mémoire à savoir, mesurer numériquement le mouvement des masses molles sous-jacentes. Cette mesure numérique doit être comparée avec la mesure de référence. Pour connaître le mouvement des masses molles sous-jacentes, il faut considérer le segment dans sa globalité et donc considérer un seul groupe de marqueurs. Le déplacement de ces marqueurs est donc calculé en fonction d'une seule et unique référence : la position locale de chaque marqueur reconstruite par une méthode d'optimisation locale.

La méthode locale utilisée dans cette étude sous-estime le déplacement des marqueurs par rapport à la valeur de référence de l'ordre de 45 et 50% respectivement pour le déplacement moyen et maximal des marqueurs. Cette sous-estimation est également constatée par l'étude de Camomilla et al. [83]. À cette sous-estimation du déplacement des marqueurs, les valeurs obtenues par la méthode d'optimisation testée ne montrent pas de corrélation avec celles obtenues directement à partir de l'os. Alors que les coefficients de corrélation obtenus avec la MIO varient entre 0,5 et 0,9. Cette différence de résultats sur les corrélations vient du fait que cette méthode considère les marqueurs comme indépendants les uns des autres. La MIO estime le déplacement de chaque marqueur à partir de différents observateurs répartis sur le segment. Ces observateurs sont en fait des triades de marqueurs. L'hypothèse est que celles-ci peuvent subir une déformation similaire en fonction de leur emplacement sur le segment. C'est à partir de ces triades qu'est mesuré le déplacement d'un marqueur en fonction de deux conditions. La première est que la déformation de leur géométrie doit être corrélée et que le marqueur ne fait pas partie de cette géométrie. De cette manière la méthode MIO prend en compte la déformation de ces groupes de marqueurs peu importe où ils se trouvent sur le segment. Ainsi cette méthode prend en compte le fait que le mouvement des masses molles varie localement sur les segments [19, 36, 37], ce que ne permet pas la méthode d'optimisation locale utilisée dans cette étude. Cette différence entre la MIO et la méthode

d'optimisation locale vient de leur objectif respectif. À l'inverse de la MIO, la méthode d'optimisation locale utilisée [62] dans cette partie n'a pas pour objectif principal de mesurer le déplacement des marqueurs. Son principal objectif est de déterminer une matrice de rotation optimale [63, 68, 103]. Dans le contexte de cette partie, la matrice de rotation obtenue rappelle, à chaque instant, les positions locales d'un groupe de marqueurs et compare cette position reconstruite à la position enregistrée pour calculer le déplacement des marqueurs. C'est de cette manière qu'elle est utilisée par Monnet et al. [68] pour classer des marqueurs en fonction de leur déplacement.

Les classements de marqueurs établis à partir des déplacements de marqueurs obtenus par rapport à l'os et par la mesure numérique ne montrent aucune concordance. Ces classements permettent de sélectionner les marqueurs les moins sensibles au mouvement des masses molles pour considérer le segment comme un « solide rigide » [68]. Monnet et al. [68] ont montré qu'il était possible de proposer un placement de marqueurs reproductible d'un sujet à l'autre sur deux tâches différentes. Au regard des résultats obtenus dans cette partie, il est possible de remettre en question les résultats de l'étude de Monnet et al. par rapport à l'os car l'optimisation locale utilisée est la même que celle testée dans cette partie [68]. Néanmoins, leurs résultats sur le déplacement des marqueurs montrent des similitudes avec la littérature. Ces similitudes concernent les marqueurs les plus soumis au mouvement des masses molles qu'ils identifient être ceux proche des reliefs osseux. Il s'agit là d'un résultat constaté par les études utilisant l'os comme référence [3, 6, 19, 83] et qui peut être encourageant pour la détermination de placements de marqueurs optimaux sur le membre inférieur par des méthodes numériques. C'est encourageant car les artefacts de tissus mous sont spécifiques aux segments [19, 24, 34, 83] et il n'est pas exclu que les résultats constatés sur le bras soient différents sur le membre inférieur. Il serait donc intéressant d'effectuer le même travail que

celui mené dans cette partie sur le membre inférieur, pour valider ou invalider les résultats annoncés par l'étude de Monnet et al. [68].

La sous-estimation du déplacement des marqueurs et la non concordance des résultats obtenus par l'optimisation locale par rapport à l'os sont liés au fait que celle-ci subit la composante à l'unisson du mouvement des masses molles [36]. Cette faiblesse est commune à l'ensemble des méthodes d'optimisation segmentaire. Certes, elles améliorent l'estimation du centre articulaire par des méthodes fonctionnelles [66] et diminuent l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique articulaire [36, 56, 58] mais elles ne prennent pas en compte cette composante du mouvement des masses molles connues aussi sous le nom de mouvement rigide des marqueurs [13, 28, 104]. Le développement d'une méthode permettant de prendre en compte ces deux composantes devient donc nécessaire si l'on souhaite avoir une compréhension plus globale du mouvement des masses molles.

## 5/ Conclusion

Le mouvement de marqueurs cutanés par rapport à l'os peut être assimilé au mouvement des masses molles sous-jacentes. L'évaluation de ce dernier permet d'investiguer la dynamique des masses molles et le développement d'algorithmes de compensation. Ce déplacement est le fruit de deux composantes (propre et unisson). L'objectif de cette partie était d'utiliser une méthode d'optimisation locale numérique pour évaluer ce mouvement des masses molles et de comparer les résultats obtenus par rapport à la valeur réelle de ce dernier obtenue avec une tige intra-corticale.

L'analyse des valeurs a montré que l'optimisation locale utilisée dans cette partie sous-estime le déplacement moyen et maximal des marqueurs. L'analyse qualitative menée par la suite a montré que les interprétations faites à partir des valeurs obtenues numériquement sont en désaccord avec celles obtenues par la tige intra-corticale. Ces différents constats montrent que l'optimisation locale utilisée dans cette partie n'est pas adaptée à l'évaluation du mouvement des masses molles.

L'incapacité de cette méthode locale à évaluer le mouvement des masses molles s'explique par la composante à l'unisson du mouvement des masses molles qui n'est pas prise en compte. Cette limite est partagée par l'ensemble des méthodes traitant les segments indépendamment les uns des autres. C'est pour cette raison qu'il est nécessaire de développer une méthode numérique permettant d'améliorer l'évaluation du mouvement des masses molles. Cette amélioration passe par la prise en compte des deux composantes du mouvement des masses molles et de la distinction entre celles-ci. La prise en compte des deux composantes devrait permettre de calculer plus de déplacement de marqueurs.

# **Partie 3 : MESURE NUMÉRIQUE DU MOUVEMENT DES MASSES MOLLES**

## **1/ Introduction**

### **1.1/ D'une mesure corticale à une mesure numérique**

Alors que dans la partie précédente, le mouvement des masses molles était évalué en utilisant une tige intra-corticale, une approche numérique est développée dans cette troisième partie. Les méthodes numériques sont devenues indispensables en analyse cinématique puisque les méthodes invasives ne peuvent pas être appliquées systématiquement sur des patients ou sur des athlètes. Dans le domaine de l'analyse des gestes sportifs, les systèmes optoélectroniques sont considérés comme les outils de référence [36] pour le simple fait que le sujet n'adopte pas d'attitudes antalgiques et qu'il n'est pas restreint dans sa motricité. Par ailleurs, l'évolution technique de ces outils facilite la mesure en situation réelle de pratique [105].

Les méthodes corticales, bien que réalisables en laboratoire (Partie 2), nécessitent la présence d'un chirurgien orthopédique. Peu de laboratoires à travers le monde [35] possède ces compétences et les quelques laboratoires ayant les équipements nécessaires effectuent les tests sur de petites cohortes, avec un maximum de 11 sujets lors de l'étude menée par Ludewig et al. [106] par exemple. Les patients traités avec un fixateur externe représentent ainsi une opportunité pour l'analyse cinématique même si le panel de mouvements d'études est restreint en raison de la pathologie. De plus, le nombre de patients de ces études dépasse rarement cinq sujets [1, 14, 27, 52]. Ce nombre de sujets est suffisant pour valider/invalider un modèle cinématique mais insuffisant pour constituer un échantillon représentatif de la population.

Les méthodes numériques représentent donc, aujourd'hui la seule alternative pour analyser le mouvement de patients, comme les analyses quantifiées de la marche par exemple, ou de sportifs lors de gestes à grandes amplitudes et vitesses d'exécution élevées [79, 80]. Les méthodes

numériques basées sur le placement de marqueurs cutanés nécessitent seulement des connaissances en anatomie pour repérer précisément les repères osseux et assurer des placements de marqueurs reproductibles [107]. Il est alors possible de comparer les sujets entre-eux ou avec eux-mêmes, d'une séance à l'autre [108]. Les études basées sur le placement de marqueurs cutanés permettent de recruter un plus grand nombre de sujets. Pour exemple, Gao et al. [37] effectuent des tests sur 20 sujets lors d'une étude sur le déplacement des marqueurs les uns par rapport aux autres.

Les méthodes numériques varient selon la manière dont elles considèrent les segments, indépendamment comme l'*optimisation locale* ou tous ensembles, on parle alors d'*optimisation globale*. L'*optimisation locale* a montré certaines faiblesses, notamment son incapacité à évaluer quantitativement et qualitativement le mouvement des masses molles par rapport à l'os sous-jacent. Cette faiblesse est liée au fait que l'*optimisation locale* subit la composante à l'unisson du mouvement des masses molles. Ce phénomène provoque des interpénétrations ou dislocations segmentaires, problème soulevé par Leardini et al. [36] et Lu et O'Connor [69]. Cette dernière étude propose une méthode de reconstruction du mouvement n'autorisant pas ce mouvement à l'unisson des marqueurs en intégrant les segments dans une chaîne cinématique reconstruite par une méthode d'*optimisation globale*. Cette méthode semble donc être un moyen numérique pour obtenir une meilleure estimation du mouvement des masses molles.

## **1.2/ Évaluation du mouvement des masses molles sur le membre inférieur**

L'évaluation du mouvement des masses molles permet entre autre d'établir, à l'image des travaux de Stagni et al. [19] et de Camomilla et al. [83], une cartographie des segments afin d'identifier les zones les plus sensibles aux mouvements des masses molles. Stagni et al. [19] ont

établi cette cartographie à l'aide de la fluoroscopie alors que Camomilla et al. [83] l'ont établie par une méthode numérique (« MIO » c.f Partie 2). Seulement, ces études ont été réalisées avec deux sujets pathologiques.

Notre choix est de mesurer numériquement le mouvement des masses molles sur le membre inférieur. Ce membre occupe la majorité des travaux liés aux artefacts de tissus mous en raison des efforts investis par la communauté biomécanique pour améliorer la précision des études sur la locomotion usuelle [7, 24, 25, 37, 83] et sportive [24, 34, 47] chez des sujets sains comme pathologiques. Les études sur l'évaluation et la compensation des artefacts de tissus mous sur le membre supérieur ne sont pas nombreuses [88, 89, 109]. L'étude la plus en adéquation avec le sujet de ce mémoire est celle menée par Cutti et al. [88]. Ces derniers évaluent le déplacement des marqueurs à l'aide de l'optimisation globale ; ils utilisent ces résultats pour développer un algorithme de compensation [89]. Autrement, la cinématique du membre supérieur est étudiée lorsqu'il s'agit de s'intéresser à la préhension [110, 111], l'efficacité propulsive en chaise roulante [112, 113] et/ou sur des problématiques liées au complexe de l'épaule [73, 114, 115]. Les expérimentations menées dans la Partie 2 pourraient servir au développement d'une méthode numérique pour évaluer le mouvement des masses molles. Les valeurs obtenues seraient alors comparées par rapport à l'os. Seulement, le nombre d'études sur le membre supérieur est trop faible pour situer cette méthode numérique par rapport aux autres. La quantité d'information disponible pour le membre inférieur encourage le développement et l'application d'une méthode numérique sur cette partie du corps humain.

Le choix du membre inférieur est également orienté par des considérations expérimentales. La cuisse à elle seule représente 10% de la masse corporelle totale par rapport au bras qui lui ne compte que pour 2,8% ce qui ne représente même pas celle de la jambe (4,6%) [41]. Ainsi, il est envisageable de provoquer aisément le mouvement des masses molles avec des activités de la vie

quotidienne telles que la marche [24, 25] ou des mouvements sportifs tels que la course à pied [34, 47] et les réceptions de saut [22, 68] ou le hopping choisi dans notre étude. Grâce à cette facilité à provoquer le mouvement des masses molles, les trois facteurs du mouvement des masses molles sont sollicités : (contraction musculaire, impact et inertie des masses), ainsi que les deux composantes de celui-ci : la composante propre et unisson.

### **1.3/ L'importance de distinguer les composantes du mouvement des masses molles**

Si l'optimisation locale sous-estime le mouvement des masses molles (Partie 2), c'est certainement parce qu'elle ne permet pas d'évaluer la composante à l'unisson du mouvement des masses molles. Cette composante unisson est causée par le mouvement commun qui anime l'ensemble des masses molles le long et autour de l'os. Il s'avère que le mouvement à l'unisson est la cause principale de l'erreur en analyse cinématique [28]. Ce résultat explique en partie que l'erreur induite dans le calcul de la cinématique du genou soit principalement causée par le mouvement des masses molles de la cuisse [7, 21, 24, 34, 52, 55] puisque leur quantité est plus importante que sur la jambe [41]. La connaissance du mouvement à l'unisson est donc essentielle pour développer des algorithmes de compensation dont l'objectif consiste à diminuer l'imprécision du calcul de la cinématique articulaire [13, 28, 104, 116]. Il est donc nécessaire de caractériser les artefacts de tissus mous pour développer ces algorithmes de compensation [36]. Ces derniers sont testés lors de gestes simulés auxquels on rajoute des artefacts de tissus mous simulés au moyen de fonctions qui rajoutent un bruit aléatoire ou sinusoïdal sur la trajectoire de chacun des marqueurs [53, 116]. Si la composante à l'unisson du mouvement des masses molles est la source principale de l'erreur en cinématique [28], alors il serait judicieux de développer et tester ces algorithmes sur un mouvement global de

marqueurs, encore faudrait-il le connaître. L'évaluation de ce mouvement global permettrait d'inclure la composante à l'unisson dans les données d'entrée et tester les algorithmes de compensation.

Le déplacement des tissus mous associé à la masse mise en jeu a une influence sur la dynamique articulaire. Des résultats provenant de simulations démontrent une diminution des forces de réactions et des moments articulaires [5, 12, 117]. Ces études sont réalisées en deux dimensions avec des systèmes poly-articulés munis de masses mobiles tournant autour d'un axe médio-latéral et glissant le long des deux autres axes de structures rigides représentant l'os. L'introduction de masses mobiles pouvant se déplacer le long et autour des trois axes anatomiques de systèmes poly-articulés permettrait d'améliorer le réalisme de ces modèles et d'estimer numériquement l'effet du mouvement des masses molles sur les forces de compression et de cisaillement au niveau des articulations.

À ce jour, il n'existe pas de méthodes de référence pour évaluer chacune des composantes. Andersen et al. [28] estiment ces composantes à l'aide d'un modèle linéaire et l'effet de chaque composante sur la cinématique articulaire est évalué au moyen d'une analyse en composante principale. De Rosario et al. [13] différencient le mouvement à l'unisson du mouvement propre à partir d'un modèle de déplacement infinitésimal développé par Page et al. [118]. Ce modèle est appliqué à une nappe de marqueurs disposés sur la jambe ; le mouvement des masses molles est provoqué par une plaque vibrante. Enfin Grimpampi et al. [104] utilisent des matrices de rotation optimisées à l'aide d'une méthode locale, celle de Taylor et al. [56]. Ils déterminent ainsi la position et l'orientation des marqueurs par rapport à l'os. Seulement, l'étude cadavérique qu'ils mènent ne donne aucune information sur le mouvement de ces groupes de marqueurs par rapport aux axes anatomiques du segment alors que celui-ci est accessible à l'aide du protocole utilisé. Cette limite vient du fait que l'utilisation de cuisse de cadavre ne permet pas de provoquer le mouvement des masses molles mais seulement un étirement de la peau [119].

Si l'effet du mouvement des masses molles sur la dynamique articulaire dépend de la connaissance du mouvement à l'unisson et que l'erreur en cinématique articulaire est majoritairement due à cette caractéristique du mouvement des masses molles alors l'évaluation de cette composante doit représenter un objectif majeur pour le modèle numérique développé dans cette partie.

## **1.4/ Objectifs et hypothèses**

Dans cette partie, une méthode numérique est développée pour évaluer le mouvement des masses molles et en déterminer les différentes composantes. L'utilisation d'une chaîne cinématique reconstruite par optimisation globale semble s'y prêter car elle supprime toutes les composantes du mouvement des masses molles en assurant des longueurs segmentaires constantes. Cependant, l'optimisation globale est soumise aux importantes déformations provoquées par le mouvement des masses molles [36, 70, 71]. Cette méthode numérique doit s'affranchir de ces fortes perturbations quitte à supprimer tous les marqueurs d'un segment comme la cuisse. Seulement, la suppression d'un segment entier ne doit pas induire de cinématique différente à celle obtenue classiquement par une méthode d'optimisation locale et/ou globale.

En s'affranchissant des fortes perturbations qui influencent la reconstruction d'une chaîne cinématique, la méthode numérique devrait ainsi être en mesure de déterminer une plus grande quantité de déplacement de marqueurs par rapport à une méthode d'optimisation locale et une méthode d'optimisation globale classique. Le développement d'une nouvelle méthode numérique pour estimer le déplacement des marqueurs est pertinent si celle-ci est capable de discerner les différentes composantes du mouvement des masses molles. Cette distinction des composantes permettrait par la suite de les prendre en compte dans les algorithmes de compensation et dans les modèles d'estimation de la dynamique des masses molles.

Cette partie débutera par une description du modèle numérique et précisera comment celui-ci compte distinguer les composantes du mouvement des masses molles. Cette méthode sera appliquée aux segments du membre inférieur. Les valeurs obtenues seront comparées à celles obtenues par deux autres méthodes existantes. Ces méthodes seront comparées entre elles selon deux aspects : la cinématique articulaire et les valeurs de mouvement de masses molles obtenues numériquement. Puis, il sera question de distinguer la part de chacune des composantes dans le mouvement des masses molles constaté avec la méthode proposée ici. Les résultats seront confrontés à la littérature portant sur les trois variables étudiées (cinématique articulaire, mouvement des masses molles et composantes de celui-ci). Les points novateurs ainsi que les applications possibles des résultats obtenus dans cette partie seront exposés avant de conclure sur cette évaluation du mouvement des masses molles par la méthode proposée.

## **2/ Modèle numérique d'évaluation du mouvement des masses molles**

### **2.1/ L'utilisation d'une chaîne cinématique**

La chaîne cinématique reconstruite (Figure 13) par une méthode d'optimisation globale [69] représente le moyen de mesurer globalement le mouvement des masses molles puisqu'elle supprime les deux composantes du mouvement des marqueurs. Ainsi le déplacement de marqueurs calculé avec une chaîne cinématique comprend ces deux composantes à l'inverse de celle obtenue par une méthode d'optimisation locale (Partie 2).

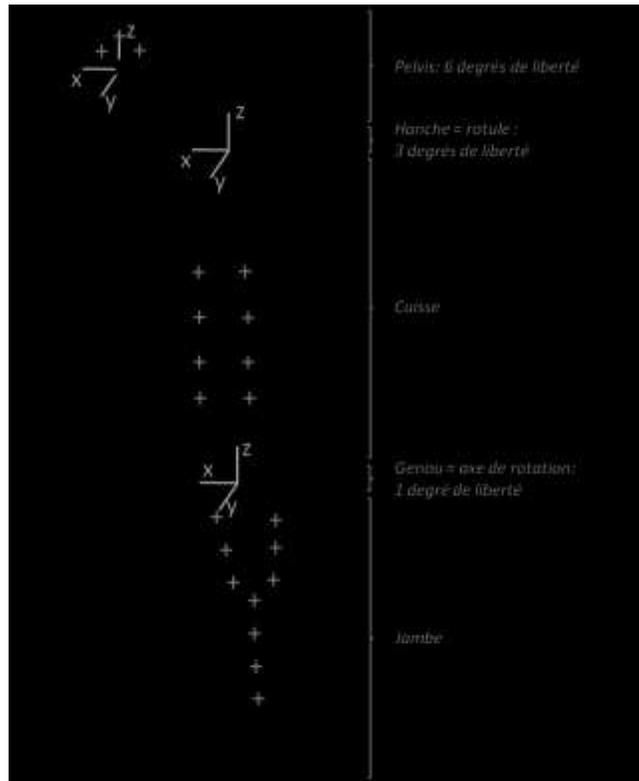


Figure 13 : Chaîne cinématique du membre inférieur à trois segments : S1 pelvis, S2 cuisse et S3 jambe, développée pour analyser le mouvement des masses molles.

## 2.2/ Reconstruction de la chaîne cinématique par optimisation globale

La reconstruction d'une chaîne cinématique par optimisation globale s'effectue en minimisant l'erreur sur l'ensemble des segments tout en assurant l'intégrité du modèle défini [70, 71], c'est à dire les longueurs segmentaires et les contraintes articulaires. Cette technique fait appel à la fonction de cinématique directe dépendante des coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  regroupées dans un vecteur  $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3, \dots, q_{10}]^T$ . Ainsi, la position d'un ensemble de marqueurs  $\mathbf{T} = [T_1, T_2, T_3, \dots, T_m]$  est calculée par l'intermédiaire de la fonction de cinématique directe :

$$\mathbf{T} = f(\mathbf{q}) \quad \text{Équation 12}$$

où  $f(\mathbf{q})$  est la fonction de cinématique directe. Cette fonction résulte des transformations géométriques pour passer du repère local de chacun des segments au repère global. Ainsi la position d'un marqueur  $T_i$  est exprimée par rapport au segment auquel il est attaché :  $S_1$ ,  $S_2$  ou  $S_3$  sont définis dans la Figure 13. Leur position dans le repère global s'exprime à partir de la matrice  ${}^0_{S_i}\mathbf{A}$ , produit cumulatif des matrices de passages ( $\prod_j^i A$ ) depuis le repère global  $R_0$  jusqu'au repère segmentaire  $R_{S_i}$ . Ainsi, le marqueur anatomique placé sur la malléole externe ( $T_{42}$ ) s'exprime par :

$${}^0T_{42} = {}^0_{S_3}A \quad {}^{S_3}T_{42} \quad \text{Équation 13}$$

$${}^0T_{42} = \left[ {}^0_{S_1}A \quad {}^{S_1}_{S_2}A \quad {}^{S_2}_{S_3}A \right] {}^{S_3}T_{42} \quad \text{Équation 14}$$

L'optimisation globale estime la cinématique articulaire en minimisant à chaque instant la distance quadratique entre les coordonnées des marqueurs mesurés ( $\mathbf{M}$ ) et celle des marqueurs reconstruits ( $\mathbf{T}$ ) [69, 79] :

$$\min \frac{1}{2} (\mathbf{T}(q) - \mathbf{M})^T (\mathbf{T}(q) - \mathbf{M}) \quad \text{Équation 15}$$

Il s'agit d'un problème de minimisation non linéaire ; le résultat  $\mathbf{T}$  de la fonction de cinématique directe (Équation 12) n'est pas proportionnel aux entrées de celle-ci et se résout par une approche itérative. Les différentes variables de ce problème sont les coordonnées généralisées de la chaîne cinématique et les coordonnées des marqueurs. Le développement de la fonction de cinématique directe en série de Taylor du second ordre au voisinage de la solution initiale  $\mathbf{q}_0$  permet de linéariser ce problème [120]. Cette linéarisation conduit à déterminer la variation  $d\mathbf{q}$  résolvant le problème linéaire. Une fois cette variation  $d\mathbf{q}$  obtenue, la valeur de  $\mathbf{q}$  est actualisée de telle sorte que

$\mathbf{q}_1 = \mathbf{q}_0 + d\mathbf{q}$  est utilisée pour l'itération suivante. Cette résolution du système rendu linéaire se fait en résolvant l'équation suivante :

$$f(\mathbf{q}_0 + d\mathbf{q}) \approx f(\mathbf{q}_0) + \nabla f(\mathbf{q}_0)^T d\mathbf{q} + \frac{1}{2} d\mathbf{q}^T \mathbf{H}_{f(\mathbf{q}_0)} d\mathbf{q} \quad \text{Équation 16}$$

avec :

$$f(\mathbf{q}_0) = \frac{1}{2} (\mathbf{T}(\mathbf{q}_0) - \mathbf{M})^T (\mathbf{T}(\mathbf{q}_0) - \mathbf{M}) \quad \text{Équation 17}$$

et  $\nabla f(\mathbf{q}_0) = f'(\mathbf{q}_0)$  qui est le gradient de la fonction  $f(\mathbf{q}_0)$  et  $\mathbf{H}_{f(\mathbf{q}_0)}$  est la matrice Hessienne de  $f(\mathbf{q}_0)$ . Le gradient de la fonction s'obtient en respectant la règle de dérivation  $(u^n)' = nu'u^{n-1}$ , donnant ainsi l'expression suivante :

$$\nabla f(\mathbf{q}_0) = f'(\mathbf{q}_0)^T (f(\mathbf{q}_0) - \mathbf{M}) \quad \text{Équation 18}$$

L'introduction de la matrice Jacobienne, notée  $\mathbf{J}$ , matrice des dérivées partielles ( $\partial$ ), de la fonction de cinématique directe, donne la formule finale de l'équation précédente :

$$\nabla f(\mathbf{q}_0) = \mathbf{J}^T (f(\mathbf{q}_0) - \mathbf{M}) \quad \text{Équation 19}$$

où la matrice Jacobienne ( $\mathbf{J}$ ) a la forme :

$$\mathbf{J}(f) = \begin{pmatrix} \frac{\partial \mathbf{T}_1}{\partial \mathbf{q}_1} & \dots & \frac{\partial \mathbf{T}_1}{\partial \mathbf{q}_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial \mathbf{T}_m}{\partial \mathbf{q}_1} & \dots & \frac{\partial \mathbf{T}_m}{\partial \mathbf{q}_n} \end{pmatrix} \quad \text{Équation 20}$$

La matrice Hessienne,  $\mathbf{H}_{f(\mathbf{q}_0)}$ , contient les dérivées secondes de  $f(\mathbf{q}_0)$  et s'écrit:

$$\mathbf{H}_{f(\mathbf{q}_0)} = \mathbf{J}^T (f(\mathbf{q}_0) - \mathbf{M}) + \mathbf{J}^T f'(\mathbf{q}_0) \quad \text{Équation 21}$$

Comme le calcul de  $\mathbf{H}_{f(\mathbf{q}_0)}$  est chronophage ; on utilise un algorithme de Newton Gauss où le calcul de la matrice Hessienne de  $f(\mathbf{q}_0)$  est simplifié par :

$$\mathbf{H}_{f(\mathbf{q}_0)} = \mathbf{J}^T \mathbf{J} \quad \text{Équation 22}$$

Ainsi, l'optimisation globale consiste à trouver la configuration de la chaîne cinématique par la résolution de l'équation 23. Cette équation prend en compte les butées articulaires  $\mathbf{q}_{\min}$  et  $\mathbf{q}_{\max}$  et s'écrit sous la forme suivante :

$$\begin{cases} \min_{d\mathbf{q}} \frac{1}{2} d\mathbf{q}^T \mathbf{J}^T \mathbf{J} d\mathbf{q} + [\mathbf{J}^T (\mathbf{T} - \mathbf{M})]^T d\mathbf{q} \\ \text{subject to : } \mathbf{q}_{\min} - \mathbf{q} \leq d\mathbf{q} \leq \mathbf{q}_{\max} - \mathbf{q} \end{cases} \quad \text{Équation 23}$$

La reconstruction de la chaîne cinématique est faite à partir des marqueurs. Ces derniers sont plus ou moins sensibles aux mouvements des masses molles en fonction de leur emplacement. Si la reconstruction d'une chaîne par optimisation globale est influencée par les fortes perturbations subies par les marqueurs, alors il se peut que l'évaluation du mouvement des masses molles soit elle aussi influencée par ces fortes perturbations. Une méthode numérique doit donc être développée pour prendre en compte cette limite de l'optimisation globale pour évaluer le mouvement des masses molles.

## 2.3/ Nouvelle approche globale

Dans ce travail de thèse, les équations permettant la reconstruction de la chaîne cinématique par optimisation globale sont utilisées de deux manières. La première (OG1) est une reconstruction classique telle que celle développée par Begon et al. [79] ou Fohanno [80]. Cette méthode reconstruit la chaîne cinématique à partir de tous les marqueurs placés sur le membre inférieur (une figure du

placement des marqueurs est disponible en page libre dans l'annexe A.5 de ce mémoire). La chaîne cinématique, illustrée par la Figure 13, est composée de trois segments (bassin, cuisse et jambe), et possède 10 degrés de libertés avec 3x66 contraintes directrices (3 coordonnées de 66 marqueurs). Les marqueurs sont répartis de la manière suivante : 7 sur le bassin, 32 sur la cuisse et 27 sur la jambe. Plus de détails concernant la construction de cette chaîne cinématique sont disponibles dans le chapitre Matériels et Méthodes.

La seconde reconstruction (*OG2*) va impliquer seulement un nombre limité de marqueurs plutôt que de pondérer les marqueurs comme dans des études précédentes [69, 71, 72, 80]. Le choix des marqueurs doit éviter que la reconstruction de la chaîne cinématique ne soit influencée par des marqueurs subissant plus l'effet des artefacts de tissus mous [36, 77, 80]. Seulement 17 marqueurs placés sur le bassin et la jambe ont été choisis. Tous les marqueurs placés sur le bassin sont conservés, car leurs emplacements sur des reliefs osseux ont déjà été testés et ont démontré une capacité à mesurer précisément la position et l'orientation du pelvis dans l'espace [121]. La nouveauté est de ne pas prendre en considération les 32 marqueurs placés sur la cuisse puisqu'il a été montré que ceux-ci subissent plus le mouvement des masses molles que ceux placés sur la jambe [19, 35, 36]. Cette démarche de suppression de marqueurs est également effectuée sur le segment de la jambe. Le placement des 27 marqueurs, conçu pour cartographier le segment comporte des marqueurs potentiellement problématiques (e.g, ceux placés sur les gastrocnémiens). Peters et al. [39] ont proposé un placement de marqueurs optimal sur la jambe en les plaçant sur la face médiale de la jambe. Cette conclusion est en accord avec les recommandations de Cappozzo et al. [3], qui conseillent d'éviter de placer les marqueurs sur le ventre du muscle (e.g gastrocnémiens). Les marqueurs placés à la surface du tibia ( $M_{43-52}$ ) sont donc les seuls pris en compte par la méthode *OG2* pour reconstruire la chaîne cinématique supprimant ainsi les marqueurs placés sur les faces latérale et postérieure de la jambe.

La Figure 14 vulgarise le fonctionnement de la reconstruction par *OG2*. En effet, cette figure suggère que deux étapes sont nécessaires pour reconstruire la position des marqueurs dans l'espace alors que tout se fait pendant la même itération. La position et l'orientation du segment de la cuisse sont obtenues à partir la cinématique du pelvis et de la jambe. Le développement mathématique de cette méthode est identique à celui incluant tous les marqueurs. Le système multi-corps est le même que celui utilisé pour la méthode *OG1*, il est régi par les mêmes contraintes cinématiques que le modèle à 66 marqueurs, à savoir le respect des longueurs segmentaires, les degrés de liberté pour chaque articulation incluant leurs butées respectives ainsi que le même ensemble de coordonnées généralisées. Le problème à résoudre est également du même type que pour *OG1*.

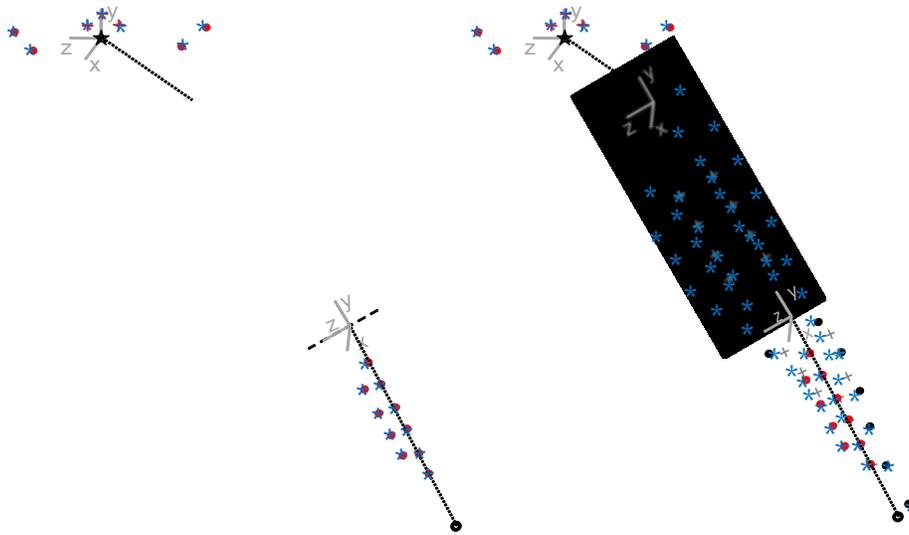


Figure 14 : Reconstruction de la chaîne cinématique par *OG2*. Les marqueurs rouges sont les marqueurs conservés pour reconstruire la chaîne cinématique et la position des marqueurs, pour calculer leur déplacement par rapport aux positions enregistrées représentées par les étoiles bleues.

Cette technique doit assurer une cinématique similaire par rapport aux méthodes d'optimisation locale et l'optimisation globale à 66 marqueurs. Cette méthode n'étant pas influencée par les marqueurs sensibles, de plus grands déplacements des marqueurs relatifs à la position de

référence sont attendus lorsque ceux-ci sont calculés avec la méthode *OG2*. Cette méthode doit également permettre de distinguer les composantes du mouvement des masses molles.

## 2.4/ Distinction des composantes

### 2.4.1/ Définition des composantes du mouvement des masses molles

Le déplacement total (*DT*) d'un marqueur s'obtient par la différence entre sa position reconstruite ( ${}^S r_i$ ) et sa position mesurée ( ${}^S m_i$ ) (Figure 15). La première composante de ce déplacement total est dite à l'unisson (*DU*); elle résulte du mouvement qui anime les masses molles sous-jacentes, c'est-à-dire le mouvement du segment par rapport à l'os. En subissant cette composante les marqueurs suivent une translation et une rotation communes par rapport aux axes anatomiques. La connaissance de ce mouvement à l'unisson permettrait d'estimer l'effet du mouvement des masses molles sur la dynamique articulaire [70]. La deuxième composante du mouvement des marqueurs est dite propre (*DP*) et correspond au mouvement aléatoire de chaque marqueur et varie d'un marqueur à l'autre en fonction de son emplacement (ventre du muscle, reliefs osseux, tendons).

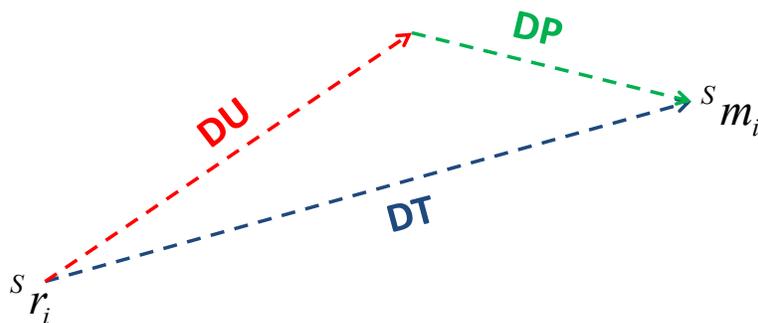


Figure 15 : Décomposition vectorielle du mouvement des marqueurs.

Les méthodes d'optimisation locale minimisent voire suppriment la composante propre du mouvement des masses molles pour calculer une matrice de rotation optimale [64, 65]. Mais elles subissent toujours la composante à l'unisson de celui-ci ; elles ne sont donc pas utilisables pour évaluer le mouvement à l'unisson [36]. Les matrices de roto-translation optimisées par une méthode locale permettent de connaître l'orientation et la position de groupes de marqueurs par rapport à l'os [104]. L'os n'est pas disponible ici, mais il peut être représenté par la chaîne cinématique. Sa position et son orientation sont obtenues par la méthode *OG2*. Ainsi, la composante à l'unisson est numériquement évaluée en calculant la matrice de roto-translation entre les marqueurs optimisés localement et ceux inclus dans la chaîne cinématique reconstruits par optimisation globale.

Aucune nomenclature relative au mouvement des masses molles n'existe dans la littérature. La méthode numérique construite dans ce chapitre attribue un nom au mouvement des masses molles en fonction de l'axe autour duquel s'exécutent leurs rotations. Cette nomination est proposée dans le tableau suivant :

Tableau 11 : Nomenclature pour chaque de rotation des masses molles autour des axes anatomiques.

Axe Anatomique	Médio-Latéral	Antéro-Postérieur	Longitudinal
Mouvements	Bascule	Inclinaison	Torsion

### 2.4.2/ Calcul des composantes

Le calcul de la composante à l'unisson consiste à utiliser les informations disponibles dans les matrices de roto-translation (i.e. position et l'orientation du segment dans le repère global  $R_0$ ) obtenues par chacune des méthodes d'optimisation. L'orientation et la position du repère optimisée *OL* par rapport à celui obtenu avec *OG2* permettent de calculer numériquement le mouvement commun des marqueurs et d'estimer le mouvement des masses molles « autour de l'os ». Mathématiquement, la rotation des masses molles autour du segment s'obtient de la manière suivante :

$${}_{OL}^{OG2} \mathbf{R} = {}_{OG2}^0 \mathbf{R}^T \times {}_{OL}^0 \mathbf{R} \quad \text{Équation 24}$$

où  ${}_{OG2}^0 \mathbf{R}$  et  ${}_{OL}^0 \mathbf{R}$  sont les matrices de rotation d'un segment dans  $R_0$  obtenues respectivement par les méthodes *OG2* et *OL*. La translation commune à l'ensemble des marqueurs est obtenue de la manière suivante :

$${}_{OL}^{OG2} \mathbf{t} = {}_{OG2}^0 \mathbf{R}^T \times \left( {}^0 \mathbf{OG2} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} - {}^0 \mathbf{OL} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \right) \quad \text{Équation 25}$$

où  ${}^0 \mathbf{OG2} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$  et  ${}^0 \mathbf{OL} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$  sont les coordonnées de l'origine des repères locaux construits avec *OG2* et

*OL*. Ces origines correspondent au centre articulaire proximal du segment (hanche ou genou) exprimées dans le repère global  $R_0$ . La matrice de rotation du segment,  ${}_{OG2}^0 \mathbf{R}$ , est utilisée afin d'exprimer la translation des masses molles dans le repère anatomique de la chaîne cinématique.

L'influence du mouvement à l'unisson sur chacun des marqueurs placés s'obtient par la différence entre les coordonnées optimisées avec *OL* et les coordonnées des marqueurs correspondant définies dans la chaîne cinématique. Le déplacement à l'unisson de chaque marqueur correspond au déplacement des marqueurs provoqué à la fois par la rotation et la translation des masses molles. La composante à l'unisson (*DU*) est obtenue sur chaque marqueur de la manière suivante :

$${}^m \begin{bmatrix} DU_x \\ DU_y \\ DU_z \end{bmatrix}_i = \begin{bmatrix} OG2_x \\ OG2_y \\ OG2_z \end{bmatrix}_i - \begin{bmatrix} OL_x \\ OL_y \\ OL_z \end{bmatrix}_i \quad \text{Équation 26}$$

où  ${}^m \begin{bmatrix} OL_x \\ OL_y \\ OL_z \end{bmatrix}_i$  et  ${}^m \begin{bmatrix} OG2_x \\ OG2_y \\ OG2_z \end{bmatrix}_i$  sont les coordonnées locales du marqueur  $m_i$  obtenues avec  $OL$  et  $OG2$ .

La composante à l'unisson ainsi déterminée, la composante propre est obtenue à partir de la différence entre le déplacement total ( $DT$ ) du marqueur et la composante à l'unisson ( $DU$ ) qu'il subit.

Ainsi, le déplacement propre du marqueur ( $DP$ ) est obtenu selon l'opération suivante :

$${}^m \begin{bmatrix} DP_x \\ DP_y \\ DP_z \end{bmatrix}_i = {}^m \begin{bmatrix} DT_x \\ DT_y \\ DT_z \end{bmatrix}_i - {}^m \begin{bmatrix} DU_x \\ DU_y \\ DU_z \end{bmatrix}_i \quad \text{Équation 27}$$

Une fois les composantes quantifiées pour l'ensemble des marqueurs, il est temps de déterminer la part de chacune d'entre elle sur le déplacement total du marqueur. Comme l'illustre la Figure 16, le vecteur du déplacement total  $DT$  d'un marqueur forme un angle  $\alpha$  avec le vecteur unisson  $DU$  et un angle  $\beta$  avec le vecteur de déplacement propre  $DP$  du marqueur. La projection orthogonale calculée à partir de ces deux angles permet de connaître la part de chacune de ces composantes dans le déplacement total du marqueur.

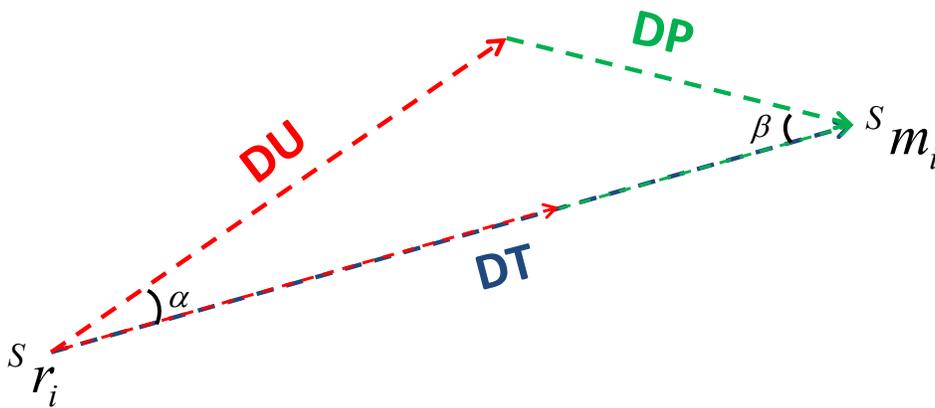


Figure 16 : Projection des vecteurs *unisson*,  $DU$ , et propre,  $DP$  respectivement représentés en transparence par des vecteurs rouge et vert sur le vecteur totale,  $DT$ .

La méthode proposée dans ce chapitre pour déterminer la contribution de chaque composante du mouvement des marqueurs utilise le produit scalaire entre deux vecteurs. Le produit scalaire de deux vecteurs peut s'obtenir à partir des normes de deux vecteurs et de l'angle entre ces deux vecteurs.

$$\vec{u} \cdot \vec{v} = \|\vec{u}\| \times \|\vec{v}\| \times \cos(\alpha) \quad \text{Équation 28}$$

d'où

$$\alpha = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{\|\vec{u}\| \times \|\vec{v}\|} \right) \quad \text{Équation 29}$$

Ainsi le déplacement total peut être exprimé comme la somme des projections orthogonales des vecteurs du déplacement à l'unisson et du déplacement propre :

$$\|\mathbf{DT}\| = \|\mathbf{DU}\| \cos(\alpha) + \|\mathbf{DP}\| \cos(\beta) \quad \text{Équation 30}$$

Théoriquement, le modèle numérique développé dans cette section aide à reconstruire la chaîne cinématique illustrée par la Figure 13 sans considérer les marqueurs placés sur la cuisse. Ce modèle a pour but premier d'estimer numériquement le déplacement des masses molles et de distinguer les composantes du mouvement des masses molles. Pour cela, on suppose que la cinématique obtenue par *OG2* représente l'os sous-jacent et l'optimisation locale appliquée aux marqueurs de chaque segment permet d'avoir la cinématique des masses molles autour de l'os modélisé. La section suivante présente l'application pratique de ce modèle numérique sur les segments du membre inférieur.

### 3/ Matériels et Méthodes

Les bases théoriques de la méthode numérique précédemment établies, celle-ci est testée sur le membre inférieur ; le déplacement des marqueurs obtenu avec cette nouvelle méthode sera comparé avec celui obtenu par deux autres méthodes d'optimisation. La différence entre la position enregistrée et la position reconstruite est considérée comme le mouvement des masses molles sous-jacentes. Seulement, la position des marqueurs est reconstruite dans l'espace par trois procédures d'optimisation (*OL*, *OG1* et *OG2*). Les cinématiques obtenues avec ces différentes méthodes doivent d'abord être comparées. Dans le cas de différences importantes de la cinématique articulaire, toutes comparaisons sur les valeurs de déplacements relatifs des marqueurs paraîtraient non pertinentes. Une fois cette similarité assurée les valeurs de déplacements des marqueurs seront comparées et utilisées pour déterminer chacune des composantes du mouvement des masses molles. Cette partie expose le matériel et les méthodes utilisés pour mener chacune de ces analyses.

#### 3.1/Expérimentations

##### 3.1.1/ Dispositif expérimental

Treize hommes ne présentant aucun trouble musculo-squelettique ( $24\pm 3$  ans,  $179,7\pm 8,9$  cm,  $71,7\pm 8,8$  kg, BMI  $22,5\pm 3$  kg.m<sup>-2</sup>) ont participé à cette étude après avoir donné leur consentement écrit (projet approuvé par le comité de l'université de Montréal, disponible en annexe A.7). Quarante-cinq marqueurs réfléchissants ( $M_{1-85}$ ) (Figure 17) de 7 mm de diamètre ont été méthodiquement placés sur le bassin ( $M_{1-7}$ ), la cuisse ( $M_{8-39}$ ), la jambe ( $M_{40-66}$ ) et le pied ( $M_{67-85}$ ). Parmi ces 85 marqueurs, on distingue les marqueurs anatomiques des autres. Les marqueurs anatomiques sont positionnés en premier pour assurer la reproductibilité du placement, cette distinction des marqueurs est disponible dans le Tableau 12.

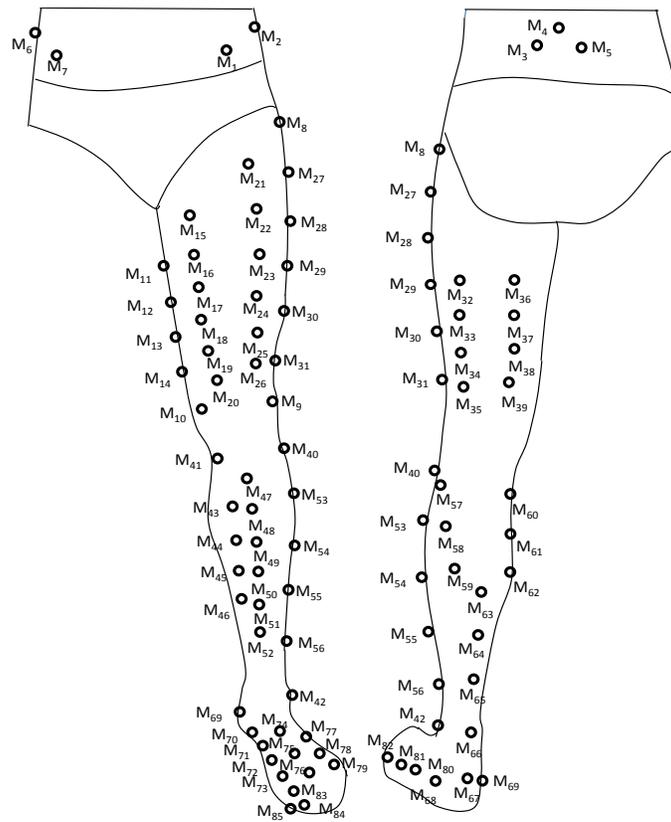


Figure 17 : Placement des marqueurs sur le bassin et le membre inférieur. Une copie est disponible en annexe A.5 en guise de page libre.

Trente-deux marqueurs ( $M_{8-39}$ ) ont été répartis sur l'ensemble de la cuisse. Les premiers marqueurs fixés sont placés sur le grand trochanter ( $M_8$ ) et le marqueur situé en dessous de l'entre-jambe ( $M_{11}$ ). Entre ces deux marqueurs sont placés les marqueurs  $M_{15}$  et  $M_{21}$  ; ces quatre marqueurs équidistants forment ainsi la ligne proximale des marqueurs de la face antérieure du segment. La ligne distale des marqueurs est formée par les marqueurs placés sur les condyles externes ( $M_9$ ) et interne ( $M_{10}$ ) puis  $M_{20}$  et  $M_{26}$  qui sont respectivement placés aux insertions des vastes médial et latéral sur le tendon quadriceps. À l'arrière les marqueurs  $M_{32}$  et  $M_{36}$  sont placés en dessous du muscle grand fessier alors que les marqueurs  $M_{35}$  et  $M_{39}$  sont placés au niveau du sommet de la fosse poplitée sur la cuisse. Le reste des marqueurs est placé entre les marqueurs proximaux et distaux à

l'aide d'un mètre de couturier de manière à former des lignes composées de quatre à six marqueurs équidistants.

Les 27 marqueurs de la jambe ( $M_{40-66}$ ) ont été placés avec la même technique que celle utilisée pour placer les marqueurs sur la cuisse. Ces marqueurs sont partagés en six lignes de trois à six marqueurs répartis uniformément sur chaque ligne et en quinconce d'une ligne à l'autre. On place d'abord les marqueurs sur la tubérosité tibiale ( $M_{47}$ ), le condyle tibial médial ( $M_{41}$ ), la tête de la fibula ( $M_{40}$ ) et la malléole externe ( $M_{42}$ ). À l'arrière sont positionnés les marqueurs  $M_{57}$  et  $M_{60}$  sur la partie supérieure des gastrocnémiens médial et latéral. Le marqueur  $M_{63}$  se situe sur la partie supérieure du tendon calcanéen alors que le marqueur  $M_{66}$  se trouve au-dessus du calcaneum sur ce même tendon. Dans cette étude les marqueurs placés sur le pied ne servent qu'à calculer le centre articulaire de la cheville à l'aide d'une méthode fonctionnelle. Néanmoins, le placement de ces 19 marqueurs ( $M_{67-85}$ ) a été soumis aux mêmes précautions de placement.

Tableau 12 : Liste des marqueurs anatomiques placés sur chaque segment

Segment	Marqueurs	Reliefs anatomiques
Pelvis	M1	épine iliaque antéro-supérieure gauche
	M3	épine iliaque postérieure gauche
	M5	épine iliaque postérieure droite
	M7	épine iliaque antéro-supérieure droite
Cuisse	M8	grand trochanter
	M9	épicondyle latérale
	M10	épicondyle médiale
Jambe	M42	tubérosité tibiale antérieure
	M47	malléole latérale

Avec cette méthode, le placement des marqueurs est reproduit d'un sujet à l'autre et une cartographie des segments du membre inférieur est obtenue [18]. Les trajectoires tridimensionnelles (3D) de ces marqueurs ont été enregistrées à une fréquence de 300 Hz, comme recommandé par Pain et Challis pour l'étude du mouvement des masses molles [12], au moyen d'un système

optoélectronique composé de 10 caméras (T40, Vicon-Oxford, 4 Mpx). Après l'étape de « labelling », aucune interpolation de données, aucun lissage ni filtrage n'ont été appliqués sur les trajectoires. Les quelques instants présentant une ou plusieurs occlusions de marqueurs ont été supprimés afin que le déplacement des marqueurs soit calculé sur le même nombre d'instant.

### **3.1.2/ Acquisitions cinématiques**

Une fois les marqueurs placés, les participants ont effectué des mouvements fonctionnels sollicitant l'ensemble des degrés de libertés en rotation de chaque articulation du membre inférieur que sont la hanche, le genou et la cheville. Ces enregistrements sont utilisés pour calculer les centres de rotation de la hanche et la cheville, ainsi que l'axe de rotation du genou par les méthodes fonctionnelles *SCORE* et *SARA* [95, 97]. Ces méthodes sont détaillées dans les annexes A.2 de ce mémoire. Afin de localiser le centre articulaire de la hanche les sujets ont répété à 10 reprises des mouvements de flexion-extension, abduction-adduction et circumduction. Les participants ont également effectué 10 flexions-extensions du genou destiné au calcul de l'axe articulaire du genou en gardant le pied au sol ; cette posture limite les occlusions de marqueurs. Pour localiser le centre articulaire de la cheville, les sujets ont effectué 10 flexions-extensions de la cheville et 10 rotations de la cheville en gardant la plante de pied au sol. Par ce contact, on obtient des amplitudes d'inversion et d'éversion plus grandes par rapport à un mouvement en chaîne ouverte.

Les sujets ont maintenu la position anatomique de référence pendant 10 s. Cet enregistrement nous aide à définir les repères locaux associés à chaque segment et de calculer la position de chaque marqueur dans ce repère segmentaire. Les positions des marqueurs dans leur repère segmentaire respectif calculées lors de cet essai servent de positions de référence pour calculer ultérieurement la déformation des marqueurs.

Enfin les sujets ont réalisé un essai de « hopping » composé de 20 sauts stationnaires. Ce mouvement a été choisi afin de solliciter le mouvement des masses molles sans induire une grande

amplitude de mouvements de la hanche et du genou. Les positions des marqueurs dans chacun des repères locaux sont reconstruites avec une méthode d'optimisation locale telle que celle utilisée dans la Partie 2 et par la fonction de cinématique directe ( $\mathbf{T}=f(\mathbf{q})$ ) à partir des  $\mathbf{q}$  obtenus avec les deux méthodes d'optimisation globales évoquées dans la section 2.2 et 2.3 de cette partie.

### **3.2/ Construction des repères techniques et anatomiques**

Des repères techniques sont nécessaires pour calculer la position des centres et axes articulaires. Ces derniers sont indispensables pour construire par la suite les repères anatomiques dont les origines sont placées sur les centres articulaires obtenus, à l'exception du repère anatomique du bassin dont l'origine reste au barycentre des marqueurs et dont les axes restent ceux déterminés pour construire son repère technique.

L'origine des repères techniques est placée au barycentre des marqueurs placés sur le segment afin de limiter l'effet du bruit spécifique et aléatoire de chacun des marqueurs [64]. Les marqueurs nécessaires à la construction des repères techniques sont choisis de manière à former des axes perpendiculaires entre eux. La description complète des repères techniques est disponible en annexe A.7 de ce mémoire. Ces repères techniques servent à estimer la position des centres articulaires.

Les repères anatomiques sont créés à partir des centres et axes articulaires obtenus. Chaque repère anatomique est attaché à un segment de la chaîne cinématique. C'est dans ce repère anatomique que sont calculées les positions locales des marqueurs placés sur les segments à partir de l'enregistrement en statique. Chaque segment de cette chaîne est rattaché à un système d'axes qui lui est propre. Ces axes sont orientés de manière à correspondre avec les axes anatomiques. Le bassin représente le segment racine de cette chaîne cinématique et son repère anatomique (Figure 18) est similaire au repère technique.

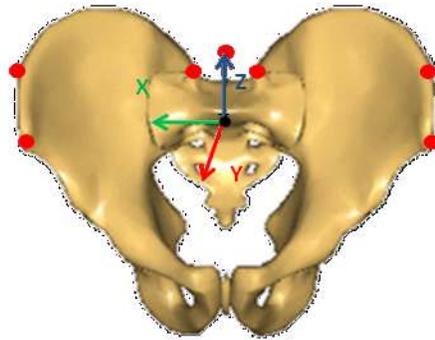


Figure 18 : Repère anatomique du bassin.

Le deuxième segment de la chaîne cinématique, la cuisse (Figure 19), est relié au bassin par le centre articulaire de la hanche. L'axe longitudinal du segment (**Z**) est déterminé en premier ; il est défini comme le vecteur reliant le point moyen des condyles projeté sur l'axe articulaire du genou (**KJC**) au centre articulaire de la hanche noté **HJC**. La norme de ce vecteur définit la longueur du segment cuisse dans la chaîne cinématique. L'axe intermédiaire est l'axe du genou noté **KJA** ; il est calculé par la méthode fonctionnelle *SARA* détaillée en annexe A.2.2. Le produit vectoriel de ces deux axes donne l'axe antéro-postérieur du segment (**Y**). Enfin l'axe médiolatéral (**X**) est obtenu par le produit vectoriel entre l'axe antéro-postérieur et l'axe longitudinal.

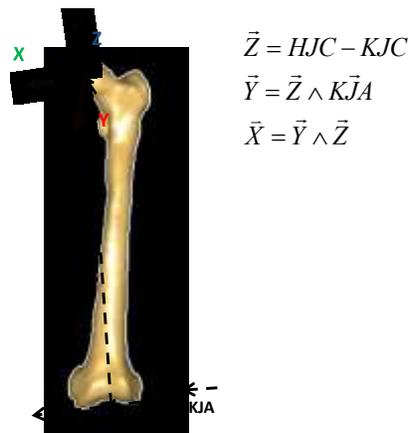


Figure 19 : Repère anatomique de la cuisse.

La jambe est le dernier segment de cette chaîne cinématique (Figure 20), reliée à la cuisse par **KJC** ; ce point est défini comme l'origine du repère anatomique lié à ce segment. L'axe longitudinal du segment (**Z**), est obtenu par le vecteur reliant le centre artulaire de la cheville noté **AJC** au centre artulaire du genou noté **KJC**. Comme pour la cuisse, l'axe intermédiaire, pour construire le repère anatomique, est l'axe du genou noté **KJA**. Le produit vectoriel de ces deux axes donne l'axe antéro-postérieur du segment (**Y**). Enfin l'axe médiolatéral (**X**) est déduit du produit vectoriel l'axe antéro-postérieur et longitudinal.



Figure 20 : Repère anatomique de la jambe.

### 3.3/ Construction de la chaîne cinématique

Le modèle cinématique est construit à partir des longueurs segmentaires et des degrés de liberté attribués à chaque articulation. Les caractéristiques de la chaîne cinématique sont résumées dans le Tableau 13. Les autres paramètres du modèle cinématique direct sont les coordonnées des

---

marqueurs dans les repères. À titre d'exemple, les valeurs regroupées dans le Tableau 14 résument les contraintes cinématiques établies pour le sujet 5. Le bassin possède six degrés de liberté, trois en translation et trois en rotation. La cuisse est reliée à son segment parent, le bassin, par le centre articulaire de la hanche exprimé dans le repère anatomique du bassin ( ${}^{S1}HJC_x$ ,  ${}^{S1}HJC_y$ ,  ${}^{S1}HJC_z$ ). La cuisse représente le deuxième segment du modèle cinématique. L'articulation de la hanche est modélisée par une sphéroïde, accordant au segment trois degrés de liberté en rotation. La position du centre articulaire du genou ( ${}^{S2}KJC_x$ ,  ${}^{21}KJC_y$ ,  ${}^{S2}KJC_z$ ) est exprimée dans le repère cuisse. L'articulation du genou est considérée comme un pivot n'accordant qu'un seul degré de liberté. Afin de prendre en compte l'orientation de la jambe par rapport à la cuisse, les angles d'abduction-adduction et de rotation sont calculés à partir de l'orientation des repères anatomiques proximal et distal de l'articulation évaluée lors de la statique. Ces angles sont ensuite considérés comme constants lors du geste de « hopping ».

Le genou est une articulation complexe dont le centre articulaire suit une série de translations alors que la jambe subit des rotations. Une légère abduction-adduction et rotation interne-externe qui évoluent en fonction de l'angle de flexion du genou [122]. Ces mouvements conjoints sont la conséquence des surfaces osseuses en contact. Toutefois Belvedere et al. [122] ont montré que l'évolution de ces angles et la translation ne sont significatives que lorsque le degré de flexion du genou approche de l'amplitude maximale. L'hypothèse d'une articulation en pivot est faite car le mouvement de « hopping » n'exige pas une grande amplitude de flexion du genou, ce qui limite la translation et la rotation de la jambe par rapport à la cuisse. Il s'agit d'une hypothèse simplificatrice raisonnable afin d'estimer la configuration de la chaîne cinématique ( $\mathbf{q}$ ) lors des essais de « hopping » sans les marqueurs placés sur la cuisse. Cette hypothèse a déjà été formulée dans la littérature, notamment par Schulz et al. [123] ; elle corrige l'orientation de la cuisse à partir de marqueurs placés sur la jambe.

Tableau 13 : Paramètres et degrés de liberté de la chaîne cinématique.

Segments	Parent	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$	Séquence d'angles	Marqueurs
Pelvis (S1)	Racine	$q_1$	$q_2$	$q_3$	$q_4$	$q_5$	$q_6$	xyz	7
Cuisse (S2)	S1	${}^{S1}HJC_x$	${}^{S1}HJC_y$	${}^{S1}HJC_z$	$q_7$	$q_8$	$q_9$	xyz	32
Jambe (S3)	S2	${}^{S2}KJC_x$	${}^{S2}KJC_y$	${}^{S2}KJC_z$	$q_{10}$	$k_y$	$k_z$	yzx	27

Tableau 14 : Exemple de paramètres et degrés de liberté de la chaîne cinématique pour le participant 5. Les longueurs segmentaires sont exprimées en centimètres et les rotations en degrés, chacun de ces paramètres est mesuré alors que le sujet tient une position statique.

Segments	Parent	$T_x(\text{cm})$	$T_y(\text{cm})$	$T_z(\text{cm})$	$R_x$	$R_y$	$R_z$	Séquence d'angle	Marqueurs
Pelvis (S1)	Racine	$q_1$	$q_2$	$q_3$	$q_4$	$q_5$	$q_6$	xyz	7
Cuisse (S2)	S1	10,6	3,3	-9,3	$q_7$	$q_8$	$q_9$	xyz	32
Jambe (S3)	S2	0	0	-44,8	$q_{10}$	-0,11	0	yzx	27

### 3.4/ Analyse des données

Trois méthodes (*OL*, *OG1* et *OG2*) sont utilisées pour reconstruire dans l'espace la position des marqueurs afin de calculer le déplacement des marqueurs et évaluer le mouvement des masses molles. La position et l'orientation tridimensionnelle des segments dans l'espace doivent être similaires d'une méthode à l'autre pour envisager une comparaison des valeurs de mouvement de marqueurs sur la cuisse et sur la jambe. L'affinité des cinématiques obtenues doit être garantie pour éviter de comparer des déplacements de marqueurs pouvant être causés par un effet du modèle.

L'analyse des cinématiques articulaires, des déplacements de marqueurs et des différentes composantes s'effectue sur un saut témoin comprenant une phase de contact et une phase aérienne. Ce saut est obtenu par un séquençage des enregistrements de « hopping ». Ce séquençage a été effectué manuellement lors de l'identification des marqueurs sur le logiciel Nexus en estimant manuellement les instants de contact et de décollage du pied. Le temps de chacune des phases est

déterminé en fonction des instants relevés. Le nombre moyen d'images était de 90 et 75 respectivement pour les phases de contact et aérienne pour tous les sujets, ce qui en données temporelles correspond à 0,3 et 0,25 s. Chacune des phases a été interpolée sur 100 instants. Le 0 de la phase de contact correspond à l'instant de contact et 100 au moment de décollage. Dans le cas de la phase aérienne le 0 correspond à l'instant du décollage et le 100 à l'instant de l'impact avec le sol. Ce découpage permet ensuite d'effectuer des comparaisons entre les méthodes en fonction d'instants précis (détaillées dans la section 3.6.1)

### 3.4.1/ Analyse cinématique

Les angles articulaires obtenus par la méthode *OL* sont comparés (« Root Mean Square Difference », *RMSd* - Eq. 31) aux angles donnés par les coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  des méthodes *OG1* et *OG2*. La valeur *RMSd* est calculée sur le saut témoin obtenu pour chaque sujet. Elle traduit la variabilité entre les cinématiques articulaires avec les trois méthodes d'optimisation. Cet indice est calculé de manière à comparer toutes les méthodes entre elles, de la manière suivante pour les trois degrés de liberté à la hanche puis au genou :

$$RMSd(\alpha) = \frac{1}{N_f} \sqrt{(\alpha_{OG} - \alpha_{OL})^2} \quad \text{Équation 31}$$

où  $N_f$  est le nombre total d'échantillons du saut moyen,  $\alpha_{OG}$  est l'angle obtenu avec la méthode *OG1* ou *OG2* et  $\alpha_{OL}$  est l'angle obtenu avec *OL*. Les cinématiques évaluées par les différentes méthodes sont ensuite comparées statistiquement pour déterminer si elles définissent les mêmes positions et orientations des segments. Cette analyse sera décrite dans la section dédiée aux statistiques.

Les méthodes *OG1* et *OG2* sont comparées entre elles en fonction d'un critère nommée l'erreur de reconstruction. Il s'agit de comparer la distance entre les marqueurs conservés pour reconstruire la chaîne cinématique (7 sur le pelvis et 10 sur la jambe). Cette analyse a pour but

d'identifier le bénéfice de supprimer les marqueurs subissant de fortes perturbations dans la reconstruction d'une chaîne cinématique. Cette distance est calculée en fonction de sa norme sur l'ensemble de l'essai. Une erreur de reconstruction moyenne est calculée pour chacune des méthodes (*OG1* et *OG2*).

### 3.4.2/ Calcul du mouvement des masses molles

Le mouvement des masses molles est calculé à partir du déplacement des marqueurs dans le repère local de chaque segment. Les valeurs de déplacement obtenues sont exprimées en fonction de leur norme pour chacun des marqueurs. Ces valeurs sont ensuite regroupées en fonction des segments sur lesquels sont placés les marqueurs afin de calculer la moyenne sur chacun des segments. Le déplacement de chaque marqueur est obtenu de la même manière que dans la partie précédente. Il s'agit de la différence entre la position mesurée et la position reconstruite.

### 3.4.3/ Analyse des composantes du mouvement des masses molles

La contribution de chaque composante est exprimée en pourcentage par rapport au déplacement total du marqueur. Ce pourcentage est calculé pour chaque marqueur et à chaque instant du geste puis moyenné. Pour chaque segment, la contribution de chaque composante est obtenue à partir des contributions moyennes calculées sur les marqueurs placés sur le segment. Cette analyse des contributions permet de discerner la principale composante du mouvement des masses molles.

La cinématique des masses molles s'obtient à partir des angles extraits de la matrice de passage  ${}_{OL}^{OG2} \mathbf{R}$  (c.f 2.4.2 du chapitre Modèle numérique) à partir de la séquence d'angles xyz. Les translations et rotation déterminées le long et autour des axes anatomiques sont obtenues pour le saut moyen de chaque sujet. L'amplitude de chacune des translations et rotation est ensuite calculée

sur et autour des trois axes anatomiques. Cette amplitude permet de savoir autour et le long de quel axe ce mouvement de masses molles est le plus important.

## 3.5/ Statistiques

Tous les tests statistiques effectués dans ce travail de doctorat ont été effectués avec le logiciel *Statistical Package for the Social Sciences*. Pour chacun des tests effectués le seuil alpha est fixé à 0,05.

### 3.5.1/ Comparaisons statistiques des cinématiques

Le problème soulevé dans cette partie est de savoir si la cinématique obtenue varie d'une méthode à l'autre quel que soit l'angle ou l'instant du saut. L'analyse de variance à facteurs multiples (MANOVA) a pour but de répondre à plusieurs interrogations. Elle cherche tout d'abord à déterminer les effets principaux des différents facteurs et de connaître les interactions entre eux. Cette analyse est effectuée afin de compléter l'analyse par la valeur de *RMSd*. Les facteurs choisis pour cette analyse sont les trois méthodes d'optimisation (*OL*, *OG1* et *OG2*), quatre instants du saut ainsi que les trois angles de rotation. Comme le « hopping » consiste en une succession de sauts, les instants retenus pour le test de MANOVA pour chacune des articulations sont :

1. l'instant du contact avec le sol
2. l'instant du décollage du pied
3. l'instant de flexion maximale de l'articulation considérée
4. le milieu de la phase aérienne

Le test des ajustements de type Bonferroni permet ensuite de faire des comparaisons deux à deux.

Les erreurs de reconstruction sont également comparées pour déterminer si la reconstruction de la chaîne cinématique par optimisation globale diffère d'une méthode à l'autre (*OG1* et *OG2*). Le test statistique utilisé pour comparer ces méthodes est le test de Friedman.

### **3.5.2/ Statistiques sur les déplacements relatifs des marqueurs**

Afin de vérifier l'hypothèse de sous-estimation du mouvement des masses molles par les méthodes *OL* et *OG1* par rapport au nouveau modèle développé en 2.3 (*OG2*), le mouvement de chacun des marqueurs est caractérisé par sa norme à chaque instant du geste de « hopping » dont on calcule la moyenne pour chacun d'entre eux. Cette opération est répétée sur chacun des sujets afin d'effectuer un test de Kruskal-Wallis pour identifier l'effet de la méthode numérique sur le déplacement de marqueur obtenu. Si ce test montre une différence significative au seuil  $\alpha$  défini alors un test post-hoc est effectué avec le test de Mann-Withey-Wilcoxon au même seuil  $\alpha$  pour comparer les méthodes entre elles.

Les marqueurs de chaque segment sont classés en fonction du déplacement moyen obtenu. Cette opération est répétée pour les trois méthodes testées (*OL*, *OG1*, *OG2*). Les trois classements sont ensuite comparés avec le coefficient de Kendall tel qu'il a été utilisé dans la Partie 2. Le résultat de ce test statistique permet de savoir si les interprétations concordent d'une méthode à l'autre. Ce test statistique est détaillé dans l'annexe A.9 de ce mémoire.

### **3.5.3/ Statistiques sur les composantes du mouvement des masses molles**

Les composantes du mouvement des masses molles sont soumises aux tests statistiques suivants. Un test de Friedman pour distinguer une différence entre la composante propre et la composante à l'unisson. Ce test a pour but d'identifier la principale composante du déplacement des marqueurs.

Le test de Kruskal-Wallis est ensuite utilisé pour déterminer si la translation et la rotation des masses molles s'effectuent par rapport à un axe particulier. Dans le cas d'une différence significative entre les axes, un test post-hoc est effectué afin de déterminer, autour et le long de quel axe, ce

mouvement à l'unisson est le plus important. Comme pour le déplacement des marqueurs, l'analyse post-hoc est menée avec le test de Mann-Withey-Wilcoxon.

Les marqueurs sont ensuite classés en fonction de la composante à l'unisson qu'ils subissent. Ce classement est établi pour chaque sujet. La concordance des classements obtenus est ensuite testée avec le coefficient de concordance de Kendall ( $W$ ). Si une concordance est établie, alors une moyenne des composantes est calculée sur l'ensemble des sujets pour chaque marqueur placé sur les segments.

## 4/ Résultats

### 4.1 / Analyse cinématique

#### 4.1.1/ Erreur de reconstruction

Les erreurs de reconstruction, c'est-à-dire la distance entre les positions des marqueurs mesurées et reconstruites pour le bassin et la face médiale de la jambe sont de  $5,6 \pm 1,4$  mm avec la méthode *OG1* et  $4,0 \pm 1,6$  mm avec la méthode *OG2*. L'erreur est significativement inférieure pour *OG2* ( $p < 0,001$ ), ce qui montre que la suppression des marqueurs de la cuisse et de la face postérieure de la jambe assure une meilleure correspondance de la chaîne cinématique avec les marqueurs enregistrés.

#### 4.1.2/ Cinématique de la hanche

La cinématique de la hanche obtenue est illustrée dans la Figure 21. Il s'agit des angles moyens et écart-types obtenus sur le saut moyen de l'ensemble des sujets pour chacune des méthodes. Les amplitudes de mouvement en flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-externe sur le saut moyen sont respectivement de  $14,5$ ;  $0,9$  et  $4,4^\circ$  pour *OL*, de  $13,1$ ;  $1,0$  et  $5,5^\circ$  pour *OG1* et de  $14,8$ ;  $1,2$  et  $5,5^\circ$  avec la méthode *OG2*. Les écart-types obtenus montrent des cinématiques différentes entre les sujets et donc différentes stratégies de saut.

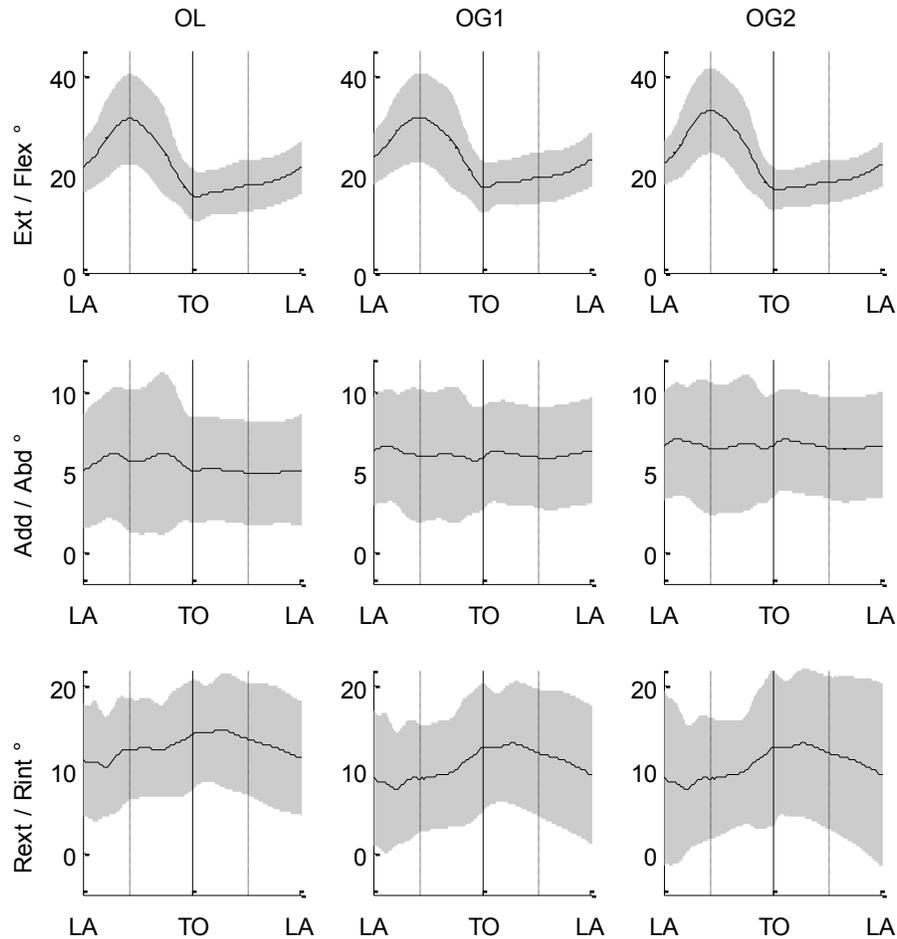


Figure 21 : Cinématique de la hanche (moyenne et écart-type) lors d'un saut de hopping pour les trois méthodes *OL*, *OG1* et *OG2*. L'instant LA correspond au moment du contact avec le sol, la ligne continue correspond à l'instant du décollage (TO) alors que les lignes pointillées correspondent aux instants de flexion maximale et de milieu de phase aérienne retenus pour l'analyse MANOVA.

Les valeurs de *RMSd*, résumées dans le Tableau 15, montrent que l'angle de flexion-extension de la hanche au cours du saut varie peu entre les méthodes, tout comme l'abduction-adduction. En revanche les valeurs de *RMSd* obtenues sur les degrés de rotation interne-externe montrent des différences plus marquées quelles que soient les méthodes comparées et en particulier lorsqu'il s'agit de comparer la méthode *OL* avec la méthode *OG2*. Toutefois cette valeur ne dépasse pas 5° en moyenne.

Le test de MANOVA ne révèle aucun effet de la méthode ( $p=0,75$ ) sur le calcul des angles de rotations obtenus à la hanche aux instants choisis. Les facteurs instants et angles montrent quant à eux des différences significatives ( $p<0,01$ ). La cinématique de la cuisse est obtenue avec une différence inférieure à  $2^\circ$  en flexion et abduction et  $5^\circ$  en rotation même sans utiliser les marqueurs placés sur la cuisse.

Tableau 15 : Valeurs *RMSd* et écart type en degrés des différences du calcul entre les trois méthodes utilisées.

	OL/OG1	OL/OG2	OG1/OG2
Flex/Ext°	1,6±0,6	1,5±0,7	1,6±0,6
Abd/Add°	1,7±1,3	1,6±1,0	1,1±0,5
Int/Ext	2,8±1,7	5,0±3,1	3,1±1,9

### 4.1.3/ Cinématique du genou

La cinématique du genou est illustrée pour le saut moyen de tous les sujets dans la Figure 22. L'amplitude de flexion-extension du genou lors du saut moyen est de  $31,3$  ;  $32,2$  et  $32,9^\circ$  respectivement pour les méthodes *OL*, *OG1* et *OG2*. Les degrés d'abduction-adduction et de rotation interne et externe n'évoluent que lorsqu'ils sont calculés avec la méthode *OL*. L'amplitude de ces angles est de  $4,4^\circ$  en abduction-adduction et de  $8,1^\circ$  en rotation interne-externe. Les différences sur les degrés d'abduction-adduction et de rotation interne-externe sont la conséquence du modèle cinématique défini au préalable comme des angles fixes dans les chaînes cinématiques (*OG1* et *OG2*). L'écart-type constaté sur les angles d'abduction-adduction en *OG1* et *OG2* est la conséquence des différences entre les sujets. Ces différences sont donc plus importantes que les valeurs de *RMSd* constatées en flexion-extension (Tableau 16).

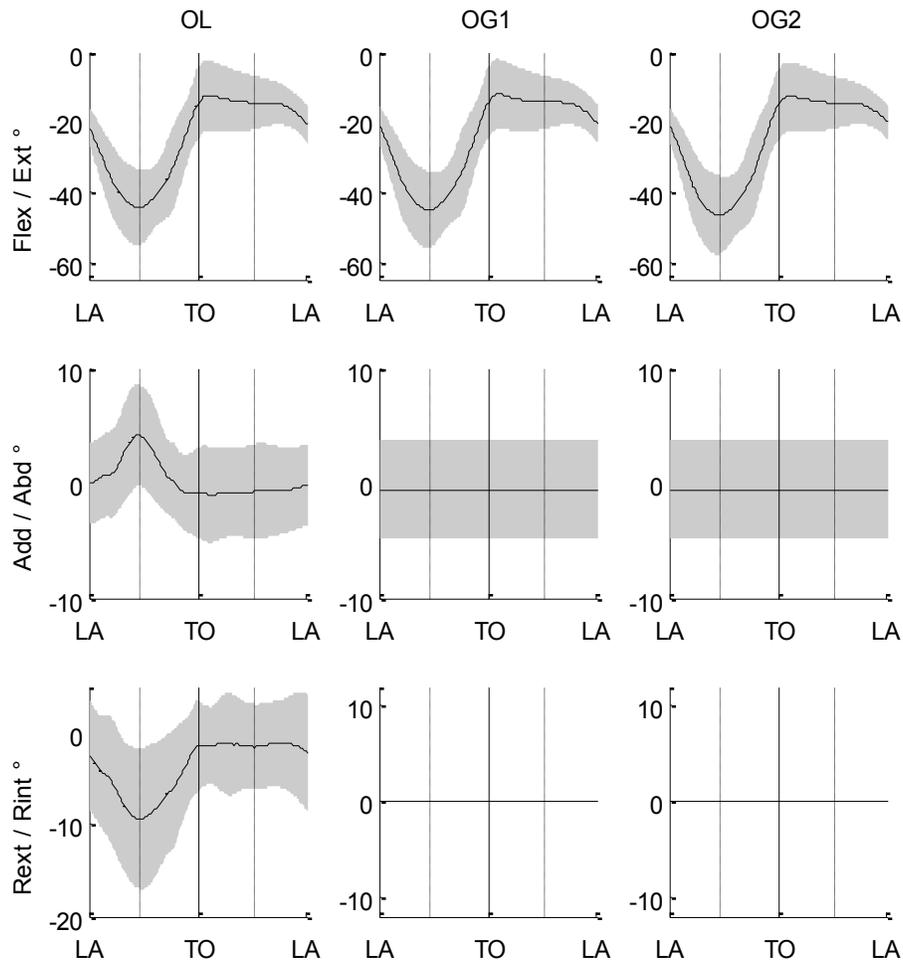


Figure 22 : Cinématique du genou (moyenne et écart-type) lors d'un bon moyen de hopping pour les trois méthodes *OL*, *OG1* et *OG2*. L'instant LA correspond au moment du contact avec le sol, la ligne continue correspond à l'instant du décollage (TO), les lignes pointillés correspond aux instants de flexion maximale et de milieu de phase aérienne retenus pour l'analyse MANOVA.

Tableau 16 : Valeurs *RMSd* et écart type en degrés des différences du calcul entre les trois méthodes utilisées.

	OL/OG1	OL/OG2	OG1/OG2
Flex/Ext°	0,9±0,4	1,7±0,7	1,3±0,3
Abd/Add°	3,4±1,5	3,4±1,5	0,0±0,0
Int/Ext	6,8±3,0	6,8±3,0	0,0±0,0

Comme pour la hanche, le test de MANOVA montre que les facteurs instants et angles présentent des différences significatives avec des valeurs de  $p < 0,01$ . Ce test révèle également une différence significative entre les méthodes ( $p = 0,04$ ). Les valeurs de  $p$  obtenues par la comparaison deux à deux des méthodes montrent que la méthode *OG1* diffère significativement de *OL* ( $p = 0,044$ ), *OG2* n'étant pas différente ni de *OL* ( $p = 0,097$ ) ni de *OG1* ( $p = 0,106$ ). La méthode *OG1* étant différente significativement de *OL*, peu importe la différence de déplacements de marqueurs obtenus avec ces deux méthodes sur la jambe, celle-ci est liée à un effet de la méthode.

## 4.2/ Évaluation du mouvement des masses molles

### 4.2.1/ Analyse du mouvement des masses molles sur la cuisse

Pour l'ensemble des marqueurs placés sur la cuisse, les déplacements moyens obtenus à l'aide des trois méthodes sont de 6,4; 7,4 et 11,3 mm respectivement pour les méthodes *OL*, *OG1* et *OG2*. Les valeurs moyennes et écart-types sont illustrés dans la Figure 23. Le test de Kruskal-Wallis mené sur les valeurs obtenues sur la cuisse montre une valeur de  $p < 0,01$ . Les comparaisons deux à deux menées avec le test de Mann-Whitney-Wilcoxon dévoilent que toutes les méthodes diffèrent significativement l'une de l'autre. La méthode *OG2* calcule plus de déplacement de marqueurs que ne le permettent les méthodes *OL* ( $p < 0,01$ ) et *OG1* ( $p < 0,01$ ) ; cette dernière donne également plus de déplacement que *OL* ( $p = 0,04$ ).

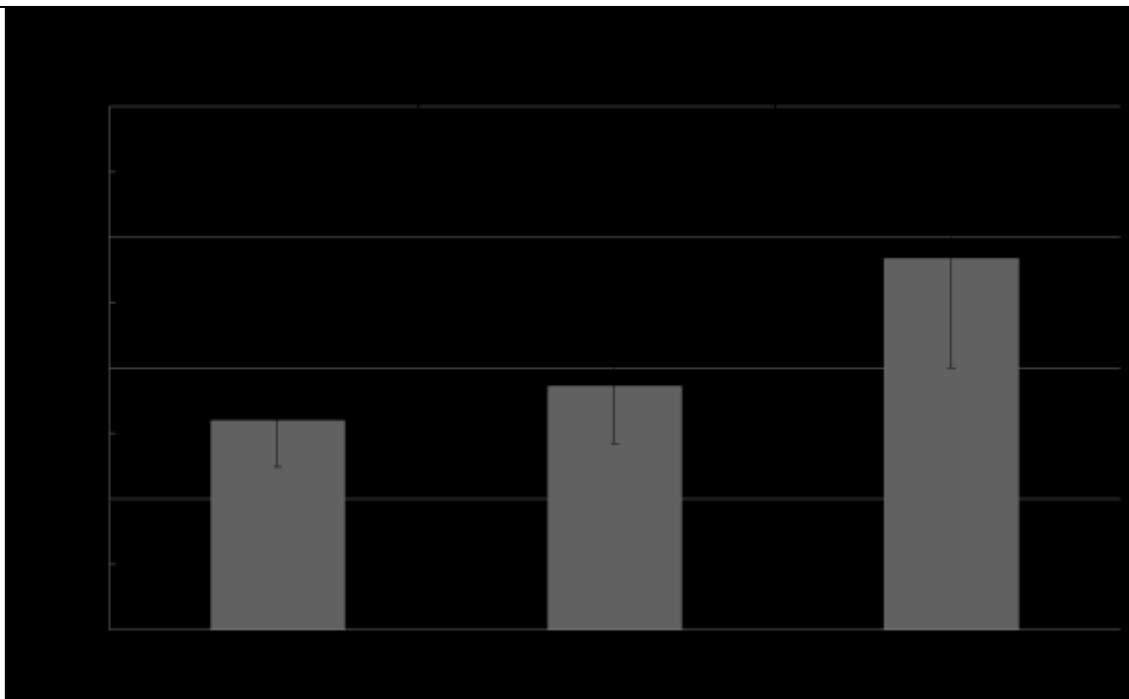


Figure 23 : Valeurs moyennes et écarts-types du déplacement des marqueurs obtenus par les trois méthodes, les étoiles au-dessus des accolades signifient que les méthodes diffèrent significativement l'une de l'autre.

Le déplacement moyen au cours du temps pour chacun des marqueurs et l'ensemble des sujets varie de 2,1 à 12,1 mm avec *OL*, 3,2 à 13,0 mm avec *OG1* et de 7,2 à 16,4 mm avec *OG2* (Figure 24 et Figure 25). On remarque que pour chacun des marqueurs placés sur la cuisse, la méthode *OG2* calcule plus de déplacement relatif des marqueurs que les méthodes *OL* et *OG1*. Les écarts-types constatés sur ces marqueurs montrent une variabilité importante entre les sujets quelque soit la méthode utilisée pour calculer le déplacement des marqueurs.

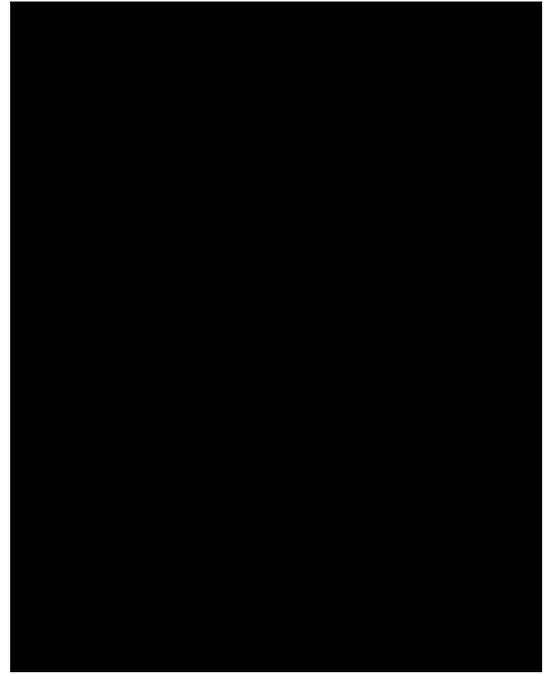
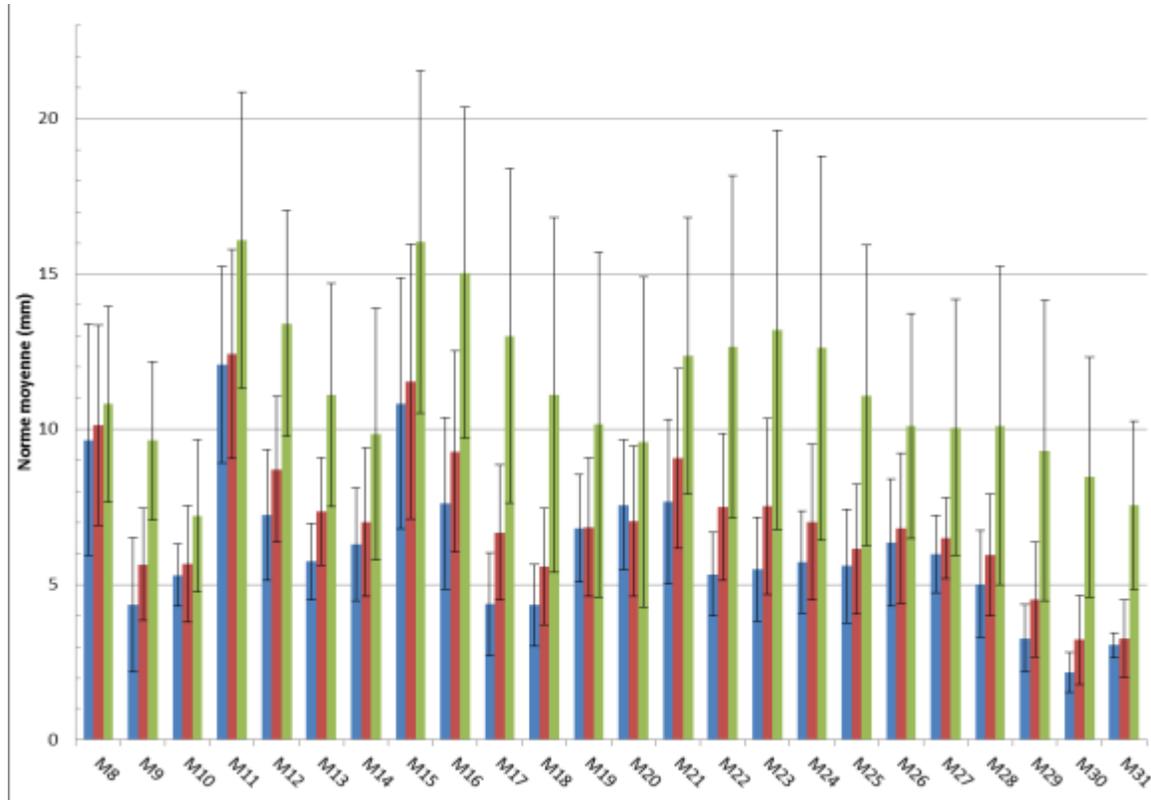


Figure 24 : Norme moyenne sur les sujets et écart type du déplacement des marqueurs placés sur la face antérieure de la cuisse pour OL (bleu), OG1 (rouge) et OG2 (vert).

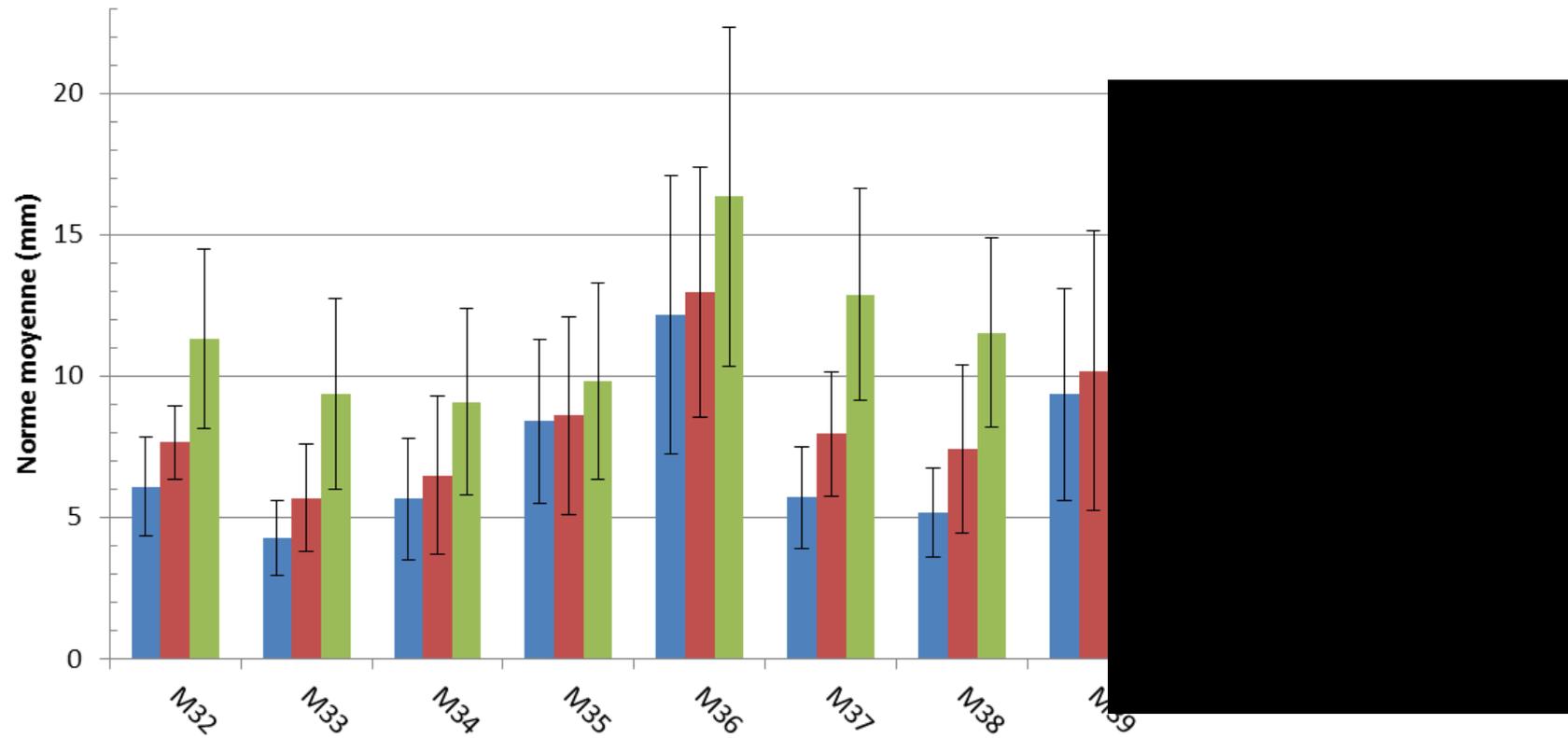


Figure 25 : Norme moyenne sur les sujets et écart type du déplacement des marqueurs placés sur la face postérieure de la cuisse pour OL (bleu), OG1 (rouge) et OG2 (vert).

Le Tableau 17 liste les cinq marqueurs les plus et moins soumis au mouvement des masses molles. Un tableau du classement complet des marqueurs est disponible dans les résultats présentés en annexe A.10. Les marqueurs montrant le plus de déplacement sont, du plus au moins déformés, les marqueurs M36, M11 et M15 situés à l'extrémité proximale de la cuisse et cela quelle que soit la méthode utilisée ; M11 et M15 étant sur la face antérieure du segment et M36 se trouvant en dessous de la ligne glutéale.

Les marqueurs subissant le moins de déplacement par rapport à la même référence varient d'une méthode à l'autre. Néanmoins, parmi les cinq marqueurs les moins affectés par le mouvement des masses molles, les marqueurs M30, M31 et M29 sont présents peu importe la méthode utilisée. Ces trois marqueurs se trouvent sur la face latérale de la cuisse.

L'analyse du classement des marqueurs par le test de Kendall donne une valeur de  $W=0,81$  avec un  $\chi^2$  associé égale à 75,7. Cette valeur de khi-carré est supérieure à celle fixée par la table du  $\chi^2$  (44,99) pour un nombre de degré de liberté égale à 31 (cf Annexe A.9.2) signifiant une concordance des classements obtenus par les trois méthodes. L'analyse qualitative du déplacement des marqueurs montre qu'il est possible d'établir les mêmes conclusions sur les marqueurs les plus et moins sensibles au mouvement des masses molles peu importe la méthode utilisée pour calculer ce déplacement.

Tableau 17 : Classement des marqueurs de la cuisse en fonction de la méthode de calcul.

Marqueurs	OL	OG1	OG2
- soumis	M30	M30	M10
2	M31	M31	M31
3	M29	M29	M30
4	M33	M18	M34
5	M18	M9	M29
...	...	...	...
28	M39	M8	M12
29	M8	M39	M16
30	M15	M15	M15
31	M11	M11	M11
+ soumis	M36	M36	M36

#### 4.2.2/ Analyse du mouvement des masses molles sur la jambe

Quelle que soit la méthode utilisée pour calculer le déplacement des marqueurs par rapport à leurs positions de référence dans le repère local, les normes moyennes obtenues pour la jambe sont inférieures à celles obtenues sur la cuisse. Ces valeurs sont égales à 3,8; 6,6 et 7,8 mm respectivement pour les méthodes *OL*, *OG1* et *OG2* (Figure 26).

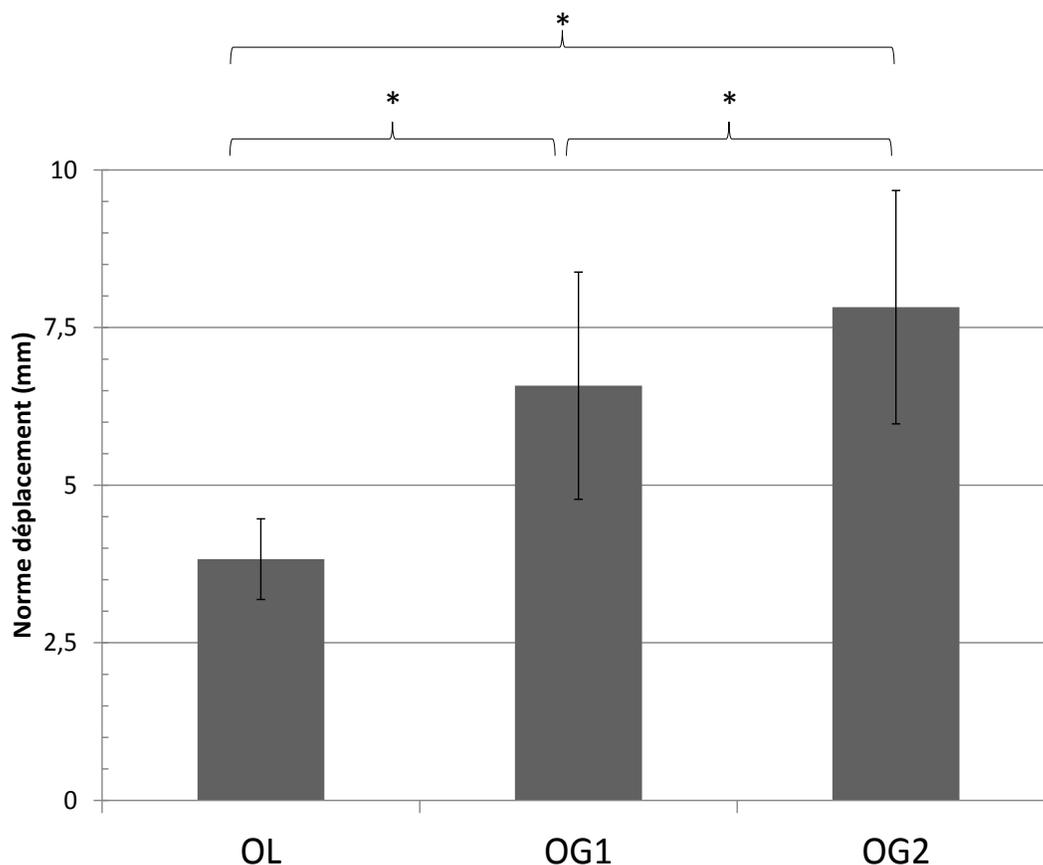


Figure 26 : Valeurs moyennes et écarts-types du déplacement des marqueurs obtenus par les trois méthodes, les étoiles au-dessus des accolades signifient que les méthodes diffèrent significativement l'une de l'autre.

L'analyse statistique menée sur les normes montre qu'au moins une méthode diffère significativement d'une autre. La valeur de  $p$  obtenue par le test de Kruskal-Wallis est inférieure à 0,01. La méthode *OL* sous-estime le déplacement relatif des marqueurs par rapport à la méthode *OG2* ( $p < 0,01$ ) et la méthode *OG1* ( $p < 0,01$ ) même si il y a là un effet du modèle (cf. 4.1.3/ Cinématique du genou). La méthode *OG1* sous-estime également ce déplacement par rapport à la méthode *OG2* ( $p = 0,02$ ).

La norme moyenne et l'écart-type de chaque marqueur placé sur la jambe, excepté ceux utilisés pour la reconstruction de la chaîne cinématique, sont illustrés dans la Figure 27. Comme pour la cuisse, la méthode *OG2* permet d'obtenir une plus grande quantité de déplacement de marqueurs, à l'exception des marqueurs M42, M65 et M66, respectivement placés sur la malléole externe et le long du tendon d'Achille. Le marqueur montrant le plus de déplacement par rapport à sa position de référence est le marqueur placé sur le tendon d'Achille (M66), et cela quelle que soit la méthode utilisée.

Parmi les marqueurs les plus soumis aux mouvements des masses molles, les marqueurs M42, M57 et M60 sont récurrents avec les méthodes utilisées. À l'inverse de la cuisse, l'ordre des marqueurs les plus déformés varie d'une méthode à l'autre, hormis pour le M66, le plus déformé selon les trois méthodes. En revanche, il semble plus difficile de trouver une récurrence en ce qui concerne les marqueurs les moins soumis au mouvement des masses molles. Néanmoins, l'analyse avec le test de Kendall présente une concordance des classements d'une méthode à l'autre. Le coefficient  $W=0,78$  est associé à un  $\chi^2$  de 37,8. Cette dernière valeur est supérieure au khi-carré donné par la table (c.f annexe A.9.2) avec 16 degrés de liberté (26,30). Un classement des cinq marqueurs les plus et moins soumis est disponible dans le Tableau 18, un classement complet est disponible en annexe A.10 de ce document. Comme pour la cuisse les mêmes conclusions sur les marqueurs les plus et moins soumis au mouvement des masses molles peuvent être faites à partir de ces classements.

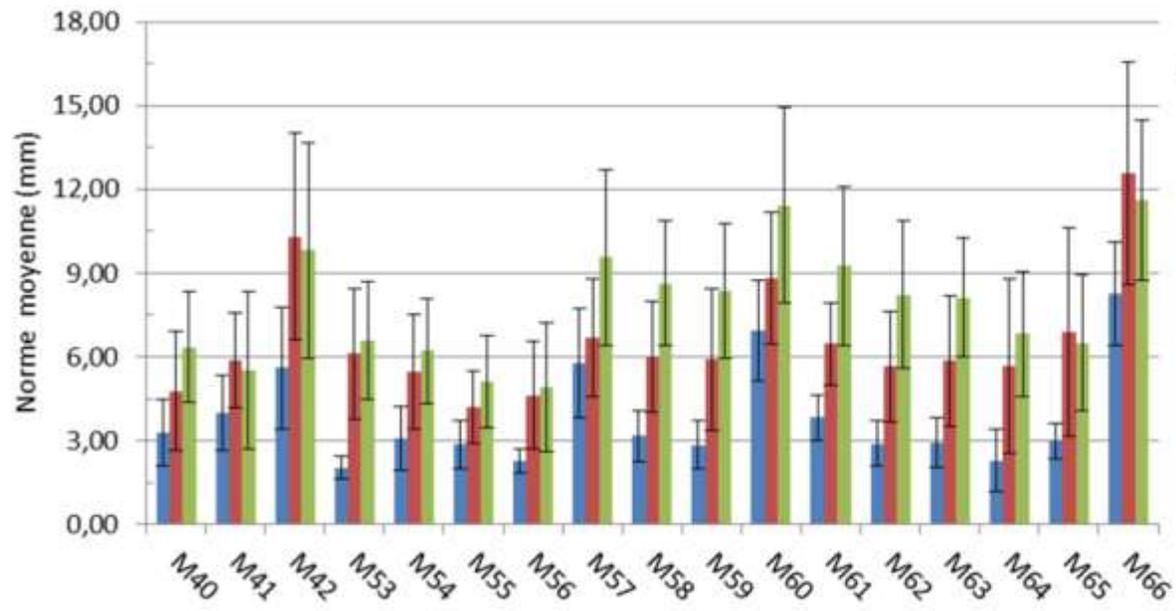


Figure 27 : Norme moyenne et écart type du déplacement de chaque marqueur pour OL (bleu), OG1 (rouge) et OG2 (vert).

Tableau 18 : Classement des marqueurs de la jambe en fonction de la méthode de calcul.

Marqueurs	OL	OG1	OG2
- soumis	M53	M55	M56
2	M56	M56	M55
3	M64	M40	M41
4	M59	M54	M54
+	M55	M62	M40
...	...	...	...
28	M41	M57	M61
29	M42	M65	M57
30	M57	M60	M42
31	M60	M42	M60
+ soumis	M66	M66	M66

### 4.3/ Analyse des composantes du mouvement des masses molles

L'analyse vectorielle des composantes montre que, quel que soit le segment, la composante à l'unisson est plus importante que la composante propre. La Figure 28 illustre pour chacun des segments la contribution de chacune des composantes. Sur la cuisse, cette composante contribue pour  $65\pm 11\%$  du déplacement total des marqueurs alors que la composante propre agit pour seulement  $35\pm 11\%$  du mouvement des marqueurs. Pour la jambe, la composante à l'unisson représente  $71\pm 10\%$  alors que la composante propre est de  $29\pm 10\%$  du déplacement total des marqueurs. Pour les deux segments, cette différence entre la composante à l'unisson et propre est significative avec une valeur de  $p=0,01$  à la cuisse et un  $p<0,01$  à la jambe.

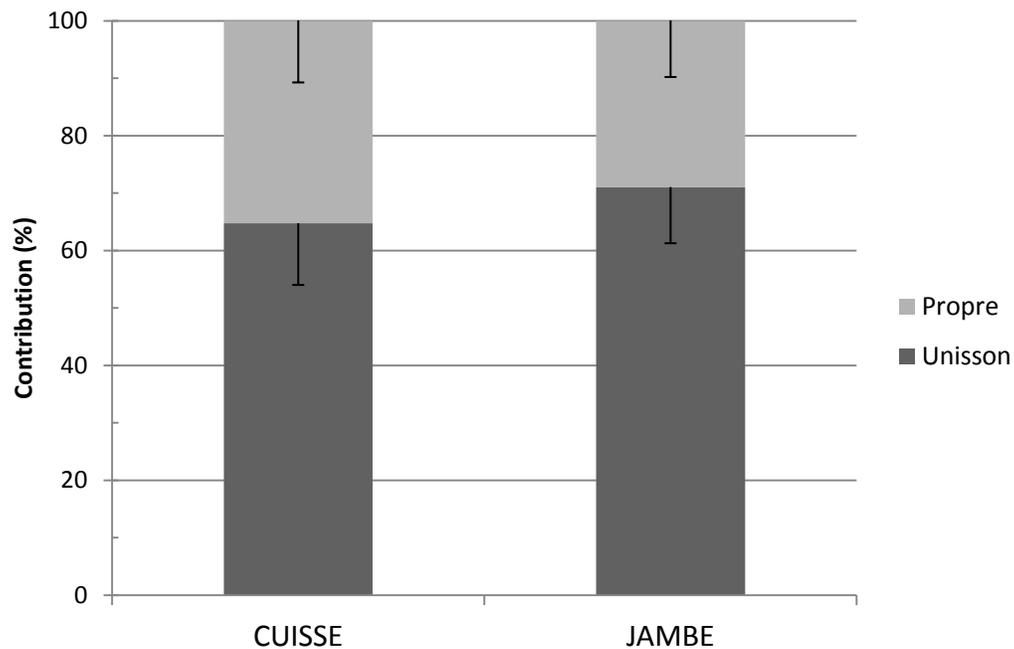


Figure 28 : Contribution moyenne et écart type (en pourcentage) des composantes du mouvement des masses molles sur le déplacement des marqueurs sur la cuisse et la jambe.

L'analyse des classements établis selon la contribution des composantes sur chacun des marqueurs illustre qu'il n'existe aucune différence des classements entre les sujets. Le coefficient de concordance  $W$  obtenu avec le test de Kendall est égal à 0,32. Ce  $W$  est associé à un  $\chi^2$  (129,1) supérieur à la valeur indiquée par la table pour un degré de liberté de 31 (44,99). La valeur  $W$  obtenue sur le segment de la jambe est de 0,48, ce  $W$  est associé à un  $\chi^2$  égal à 163,5. Pour un degré de liberté de 26, la table du khi-carré donne une valeur de 38,9 pour un seuil  $\alpha=0,05$ .

A la lecture de ces résultats nous pouvons dire que les classements obtenus d'un sujet à l'autre ne sont pas aléatoires. Ainsi, en fonction de leur emplacement sur des sujets différents, les marqueurs subissent les composantes du mouvement des masses molles de la même façon. Cette concordance contribue au calcul des composantes moyennes à l'unisson et propre sur l'ensemble des sujets subis par chacun des marqueurs.

Pour la cuisse, la Figure 29 et la Figure 30 exposent la moyenne des composantes sur chaque marqueur. Les marqueurs anatomiques de la cuisse : M8 sur le grand trochanter, M9 et M10 sur les condyles latéral et médial présentent différentes sensibilités en fonction de la composante. Ainsi M8 est partagé entre les deux composantes alors que les marqueurs placés sur les condyles fémoraux sont majoritairement sensibles à la composante à l'unisson. Le marqueur le plus sensible à la composante propre est le marqueur M11 situé au niveau de l'extrémité proximale sur la face médiale de la cuisse (59%). La ligne de marqueurs placés sur la face latérale du segment (M27 à M31) sont ceux qui subissent le plus la composante à l'unisson puisqu'aucun d'entre eux ne montre une valeur de composante unisson inférieure à la moyenne du segment (65%).

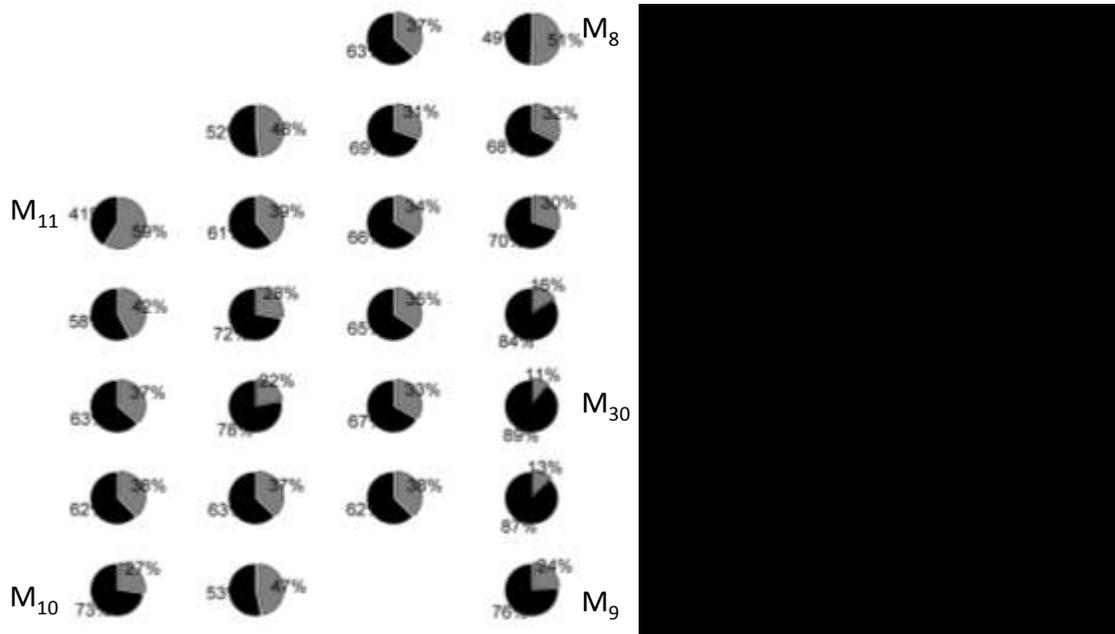


Figure 29 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la cuisse vue de face. La composante à l'unisson est en noire et la composante propre en gris.

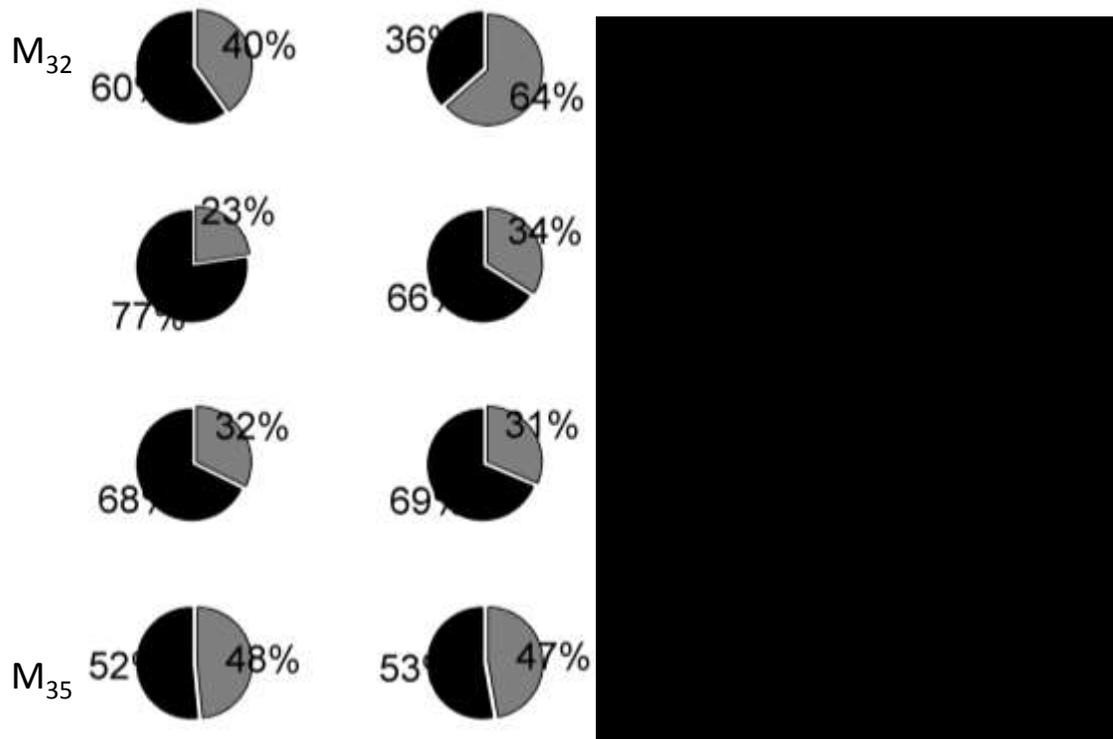


Figure 30 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la face postérieure de la cuisse. La composante à l'unisson est en noire et la composante propre en gris.

La Figure 31 et la Figure 32 illustrent les composantes moyennes de chacun des marqueurs sur le segment de la jambe. Les marqueurs placés au niveau de la tubérosité tibiale et sur l'extrémité distale du tendon d'Achille subissent le plus la composante propre du mouvement des masses molles (72 et 64%). Leurs opposés sont les marqueurs M44 et M56 qui subissent le plus de composantes à l'unisson (92 et 88%). Les marqueurs choisis pour reconstruire la chaîne cinématique sont tous sollicités majoritairement par la composante à l'unisson du mouvement des masses molles. La part de cette composante est de 57% pour M52 jusqu'à 92% pour M44. Seul le marqueur anatomique placé sur la tubérosité tibiale et conservé pour la reconstruction est majoritairement sensible à la composante propre (72%).

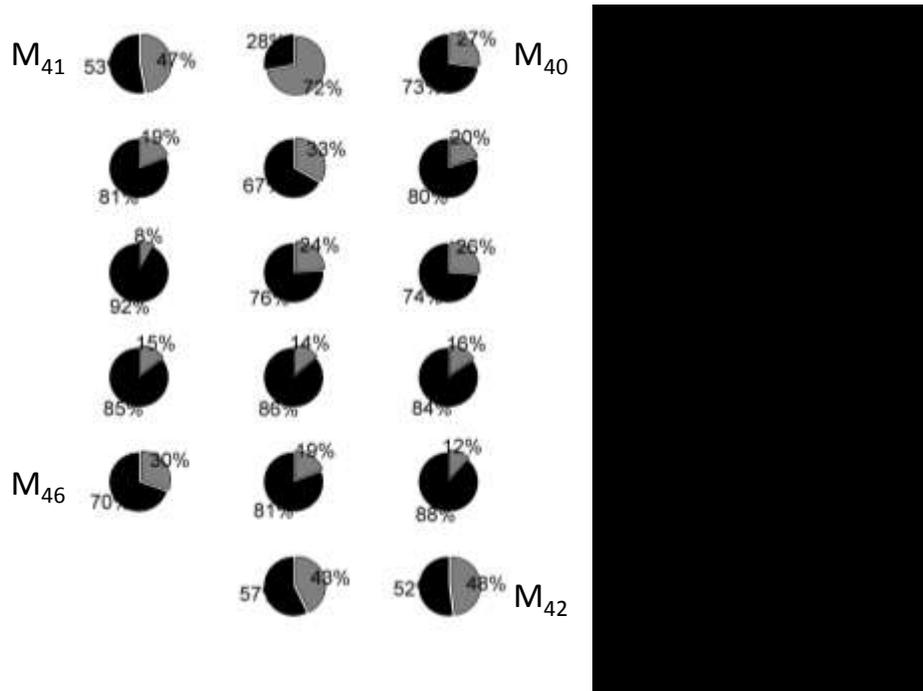


Figure 31 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la jambe vue de face. La composante unisson est en noire et la composante propre en gris.

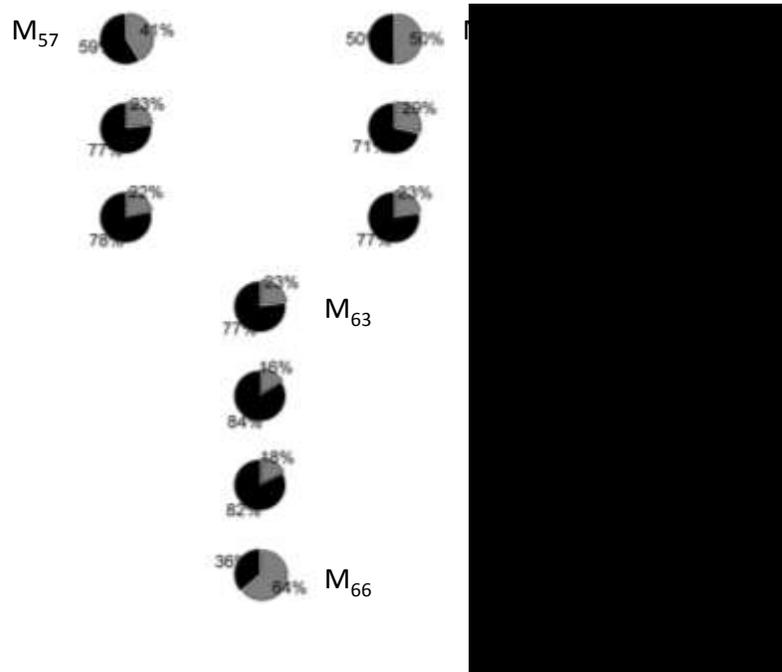


Figure 32 : Composantes moyennes sur chacun des marqueurs de la jambe vue de la face postérieure. La composante à l'unisson est en noire et la composante propre en gris.

D'un point de vue statistique les marqueurs subissent similairement les composantes du mouvement des masses molles en fonction de leur emplacement sur l'ensemble des sujets ; cela quel que soit le segment. L'analyse des composantes en fonction de leur contribution ne donne cependant pas le mouvement des masses molles autour des axes anatomiques du segment. La composante à l'unisson étant majoritaire sur l'ensemble des marqueurs, il est donc possible d'aborder ce mouvement des masses molles autour et le long de ces axes.

## **4.3/ Mouvement des masses molles à l'unisson**

### **4.3.1/ Cinématique des masses molles de la cuisse**

Le mouvement moyen des masses molles pour tous les sujets est illustré sur un saut moyen par la Figure 33. L'écart type constaté à chaque instant et pour chaque axe de translation et rotation montre une grande variabilité d'amplitude entre les sujets. La comparaison globale des sujets entre eux ne permet pas de dégager un patron de mouvement des masses molles autour des axes anatomique de la cuisse. Le mouvement à l'unisson des masses molles de trois d'entre eux sont disponibles dans la Figure 34.

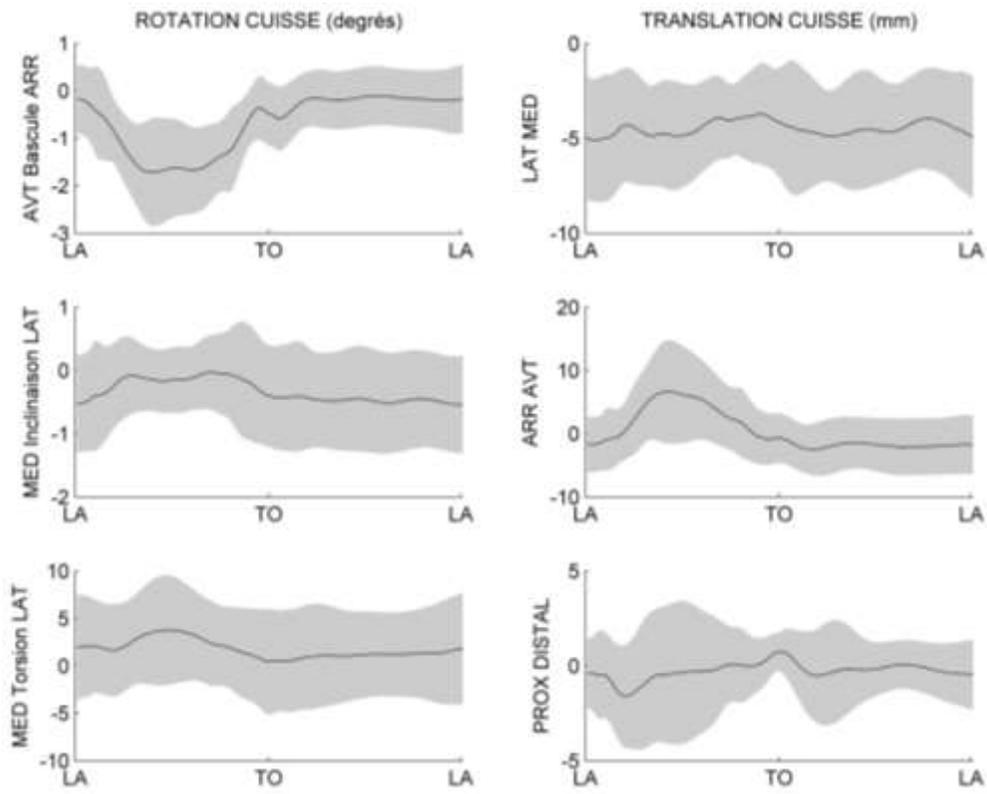


Figure 33 : Mouvement à l'unisson des masses molles moyen sur le segment de la cuisse avec les rotations (gauche) et translations (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage.

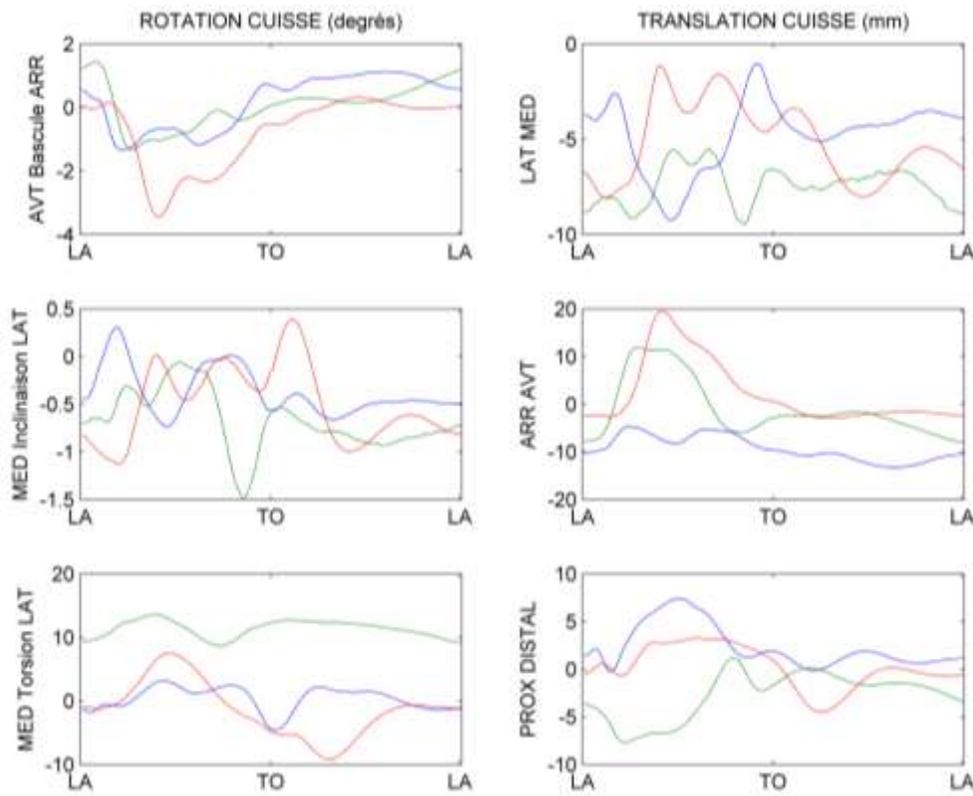


Figure 34 : Mouvement à l'unisson des masses molles de la cuisse pour trois sujets (bleu, rouge, vert) sur le segment de la cuisse avec les rotations (gauche) et translations (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage.

À la vue de la Figure 34, l'analyse du patron moyen du mouvement des masses molles n'est pas pertinente. L'analyse des amplitudes met en évidence que pour l'ensemble des sujets, l'amplitude du mouvement des masses molles à l'unisson est plus importante en torsion (autour de l'axe longitudinal),  $7,1\pm 3,8^\circ$ . La différence avec les deux autres axes est significative  $p < 0,05$  pour chacun des deux autres mouvements de masses molles (Bascule et Inclinaison). L'amplitude moyenne du mouvement de bascule autour de l'axe médo-latéral est de  $2,4\pm 0,8^\circ$  alors qu'elle est de  $1,1\pm 0,4^\circ$  en inclinaison médo-latéral. Ces deux valeurs sont significativement différentes avec une valeur de  $p < 0,05$  également. En translation, ce mouvement à l'unisson est plus important le long de l'axe antéro-postérieur  $12,9\pm 5,0$  mm. Cette valeur est significativement plus importante que les

amplitudes constatées le long des deux autres axes de translation ( $p < 0,05$ ). En revanche, il n'existe pas de différences statistiques ( $p = 0,3$ ) entre les translations constatées le long de l'axe médio-latéral ( $5,0 \pm 2,0$  mm) et le long de l'axe longitudinal ( $5,5 \pm 2,3$  mm).

### 4.3.2/ Cinématiques des masses molles de la jambe

Le mouvement moyen des masses molles de la jambe est illustré sur un saut moyen par la Figure 35. L'écart type constaté sur les amplitudes à chaque instant et pour chaque axe de translation et rotation présente une grande variabilité entre les sujets. La comparaison globale des sujets entre eux ne permet pas non plus de dégager un patron de mouvement des masses molles autour des axes anatomiques de la jambe comme illustré par la Figure 36 chez trois sujets.

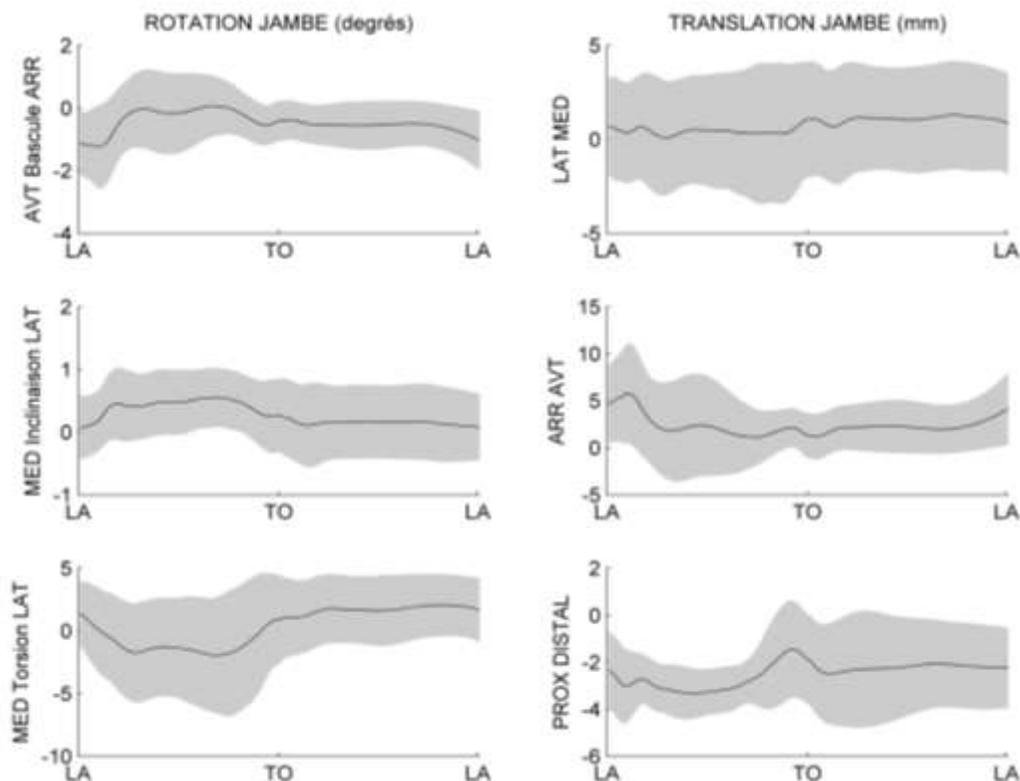


Figure 35 : Mouvement à l'unisson des masses molles sur le segment de la jambe avec les rotations (gauche) et translations (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage.

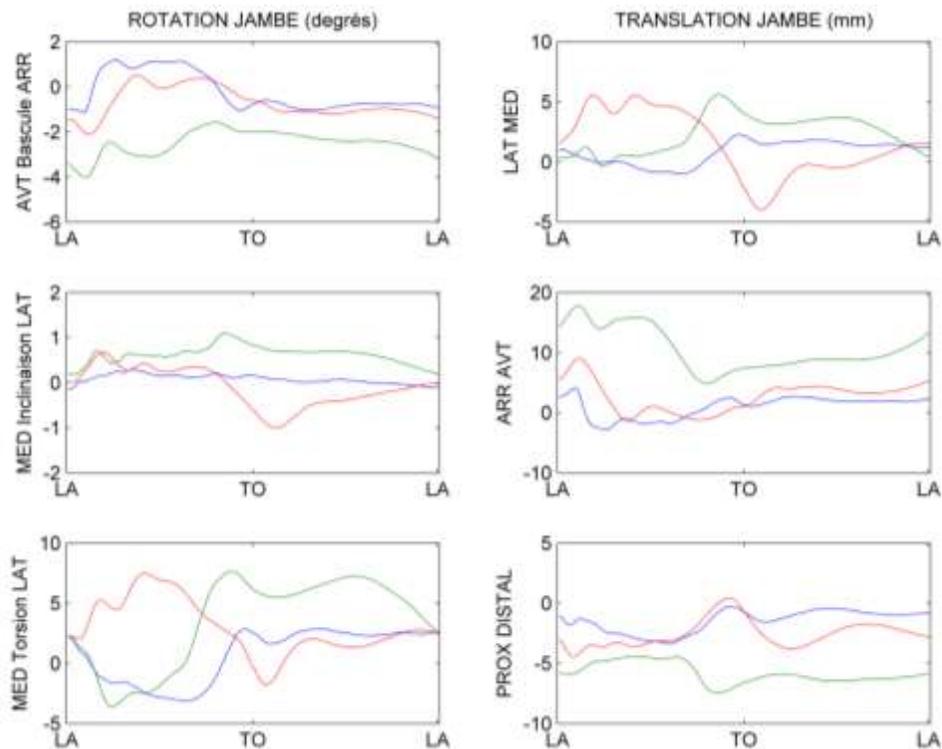


Figure 36 : Mouvement à l'unisson des masses molles de la jambe pour trois sujets (bleu, rouge, vert) sur le segment de la cuisse avec les rotations (gauche) et translation (droite) autour et le long des axes X, Y et Z respectivement de haut en bas. LA correspond à l'atterrissage et TO au moment du décollage.

Pour l'ensemble des sujets, l'amplitude du mouvement des masses molles en torsion ( $7,5 \pm 2,9^\circ$  autour de l'axe longitudinal) est significativement plus importante que celles évaluées sur les deux autres axes ( $p < 0,05$ ). L'amplitude moyenne du mouvement de bascule autour de l'axe médio-latéral est de  $2,0 \pm 0,6^\circ$  alors qu'elle est de  $0,9 \pm 0,4^\circ$  en inclinaison médio-latéral. Ces deux valeurs ne sont pas statistiquement différentes ( $p = 0,2$ ). L'analyse des translations montre que celles-ci sont plus importantes le long de l'axe antéro-postérieur  $7,7 \pm 2,9$  mm. Cette valeur est significativement plus importante que celles constatées le long des deux autres axes de translation ( $p < 0,05$ ). Les autres valeurs de translations obtenues présentent une différence statistique ( $p < 0,05$ ) entre la translation le long de l'axe médio-latéral ( $4,3 \pm 2,2$  mm) et de l'axe longitudinal ( $3,4 \pm 1,2$  mm).

## 5/ Discussion

Notre objectif était de développer un modèle numérique d'évaluation du mouvement des masses molles du membre inférieur à partir du déplacement des marqueurs mesuré par ce même modèle qui repose sur la reconstruction d'une chaîne cinématique. Il s'agit d'une méthode d'un nouveau genre car elle permet d'évaluer à la fois le déplacement des marqueurs puis de distinguer les composantes de celui-ci (unisson et propre). À partir de cette distinction nous pouvons estimer la cinématique du mouvement des masses molles sous-jacentes à partir du mouvement commun des marqueurs [36].

Nous avons mis en évidence que le modèle développé présente les mêmes cinématiques que celles obtenues avec des méthodes classiques (*OL* et *OG1*) malgré le fait qu'il ne prenne pas en compte le segment de la cuisse. Le fait de supprimer ce segment et certains marqueurs de la jambe permet à ce modèle de ne pas être influencé par les fortes perturbations que peuvent subir ces marqueurs. Ce modèle numérique estime une plus grande quantité de déplacement des marqueurs. Enfin par une approche matricielle et vectorielle, le modèle numérique montre que le mouvement des marqueurs est plus le fait d'une composante à l'unisson que d'une composante propre. Le modèle précise également que la cinématique des masses molles est spécifique au sujet rendant impossible la détermination d'un patron commun du mouvement des masses molles à l'unisson. En revanche, il a mis en évidence que les masses molles ont plus tendance à tourner autour de l'axe longitudinal des segments et à glisser le long de l'axe antéropostérieur. Une nomenclature des rotations du mouvement des masses molles autour des axes a également été proposée. Ainsi les masses molles ont un mouvement de torsion sur les segments.

Après avoir présenté les limites de notre étude, nous allons discuter successivement nos objectifs spécifiques au travers de la cinématique et dynamique des systèmes et de la littérature.

Cette discussion suit les différentes étapes du développement de ce modèle. À ces étapes s'ajoutent des perspectives d'amélioration et d'applications provenant des questions soulevées par les résultats exposés précédemment.

## 5.1/ Points sur les limites de cette étude

Bien que l'objectif de notre travail soit avant tout de proposer une approche numérique originale pour quantifier la cinématique des tissus mous, sa principale limite est l'absence du référentiel osseux. À la différence de la Partie 2, il n'est pas possible de tester la capacité de *OG2* à obtenir la cinématique articulaire et estimer le déplacement relatif des marqueurs par rapport à cette référence. L'objectif de ce travail de thèse n'est pas de valider mais de développer un modèle numérique d'évaluation du mouvement des masses molles, car les méthodes existantes ont montré des faiblesses pour évaluer ce mouvement (e.g Partie 2). Le seul moyen de vérifier la validité du modèle proposé serait de reproduire ces expérimentations en utilisant des tiges intra-corticales afin d'obtenir une cinématique de référence [42]. Les systèmes d'imagerie médicale bien que moins invasifs ne présentent pas les prérequis pour reproduire ces expérimentations et valider le modèle (volume d'évolution des sujets, fréquence d'acquisition des images, disponibilités).

La chaîne cinématique développée dans ce mémoire est une autre limite. Celle-ci n'autorise qu'un seul degré de liberté au genou (flexion-extension). Les deux autres rotations sont considérées comme fixes au cours du temps par le modèle qui n'autorise également aucune translation des centres articulaires. Ces contraintes imposées aux articulations orientent les gestes d'études car les degrés d'abduction et d'adduction, de rotation interne et externe au genou évoluent significativement lorsque la flexion-extension du genou approche de son amplitude maximale [122, 124]. Il en est de même pour la translation du centre articulaire du genou [122, 124]. Les gestes d'application du modèle numérique ne doivent donc pas induire de grandes amplitudes sur ce degré

de liberté tout en sollicitant le mouvement des masses molles. Le geste de « hopping » rentre dans cette catégorie de gestes puisque l'amplitude maximale constatée en flexion-extension du genou par l'une des méthodes testée est de 33° (*OG2*) ; par ailleurs, il provoque les trois facteurs du mouvement des masses molles (*e.g* impacts, contractions musculaires et inertie des masses molles) [19, 36]. Un geste tel que les fentes latérales, récurrent dans la littérature sur le mouvement des masses molles [22, 24] ne peut être étudié en raison de l'unique degré de liberté accordé au genou par ce modèle. Il est toujours possible de comparer les résultats du modèle numérique avec la littérature mais cette comparaison est limitée du fait de la différence des gestes.

## 5.2/ Analyse cinématique

Il est important de rappeler que l'analyse des cinématiques articulaires ne cherche pas à déterminer laquelle de ces méthodes est la plus précise pour calculer la cinématique articulaire. Il s'agit seulement de comparer ces cinématiques et vérifier que celles-ci sont similaires d'une méthode à l'autre (*OL*, *OG1*, *OG2*). Les déplacements de marqueurs obtenus avec différentes méthodes ne peuvent être comparés s'ils sont obtenus avec des méthodes présentant des cinématiques différentes.

Les résultats de cette analyse montrent que les méthodes *OL* et *OG2* permettent d'obtenir des cinématiques de la hanche et du genou similaires. En revanche, la méthode *OG1* montre une différence significative de cinématique du genou avec la méthode *OL*. L'effet de l'instant s'explique du fait de l'évolution des angles au cours du mouvement (différence de 13° de flexion de hanche entre le contact et l'instant de flexion maximale). Il en est de même pour l'effet des degrés de libertés, le mouvement de « hopping » sollicite principalement les degrés de flexion-extension de la hanche plutôt que les angles d'abduction et de rotation (c.f amplitudes articulaires). Cette spécificité du mouvement introduit de la variabilité dans les valeurs utilisées dans le test des effets principaux.

L'effet du modèle cinématique s'interprète à partir des différences *RMSd* constatées. La plus grande différence constatée concerne les degrés de rotation interne et externe du genou. Il s'agit là d'une conséquence directe du modèle cinématique. L'évolution de cet angle avec la reconstruction par la chaîne cinématique est nulle au cours du temps car celle-ci n'accorde aucun degré de liberté autour de l'axe longitudinal de la jambe. Cette valeur nulle est la conséquence d'un axe médio-latéral de la cuisse et de la jambe parfaitement identique puisqu'il s'agit de l'axe articulaire du genou obtenu par la méthode *SARA*. L'effet du modèle sur la cinématique articulaire a déjà été montré par Duprey et al. [81] qui comparent les angles obtenus par différents modèles cinématiques. Bien que le geste testé dans cette étude soit différent (marche), les valeurs de *RMSd* constatées à la hanche entre *OG1* et *OG2* sont du même ordre que celles constatées par Duprey et al. [81]. La valeur de *RMSd* constatée sur la flexion-extension du genou est inférieure à la *RMSd* moyenne obtenue à partir de toutes les comparaisons de modèles effectués par cette étude ( $1,5^\circ$ ) [81]. De plus cette étude montre que la modélisation du genou comme deux axes parallèles semble être un bon moyen d'estimation de la cinématique du genou par la reconstruction d'une chaîne cinématique. Ce type de modèle permet de reproduire un mouvement physiologique du genou en autorisant notamment une translation du centre articulaire du genou et la rotation tibiale qui évoluent en fonction de l'angle de flexion-extension [125].

L'influence des fortes perturbations sur la reconstruction d'une chaîne cinématique est obtenue en comparant les erreurs de reconstruction des modèles *OG1* et *OG2*. Ces dernières sont statistiquement plus faibles lorsque la chaîne cinématique est reconstruite avec la méthode *OG2*. Elle facilite la reconstruction de la chaîne cinématique avec une meilleure adéquation par rapport aux marqueurs enregistrés que ne le permet la méthode *OG1*. Peu importe la méthode utilisée (*OG1* ou *OG2*), l'erreur de reconstruction obtenue avec chacune d'elle est inférieure à celles obtenues dans les études de Fohanno et al. [126, 127] qui calculent cependant cette erreur sur la reconstruction d'une

chaîne cinématique à 42 degrés de libertés. Le nombre de degrés de liberté et de segments de ces deux études est supérieur à la chaîne cinématique développée dans ce mémoire. La chaîne cinématique établie par Fohanno et al. [126, 127] est reconstruite en utilisant un filtre de Kalman. Cet algorithme est connu pour augmenter la précision de reconstructions des chaînes cinématiques [120, 128, 129] ; Fohanno et al. [80] ont montré que son utilisation diminue l'erreur de reconstruction. Cet algorithme est basé sur le principe de prédiction de l'instant  $t_{+1}$  à partir de l'instant  $t$ . Le filtre de Kalman est idéal lorsque le mouvement d'étude ne comporte pas d'impact ; il peut ainsi prédire la position de marqueurs à l'instant  $t_{+1}$  puisque sa trajectoire restera lisse [126]. Dans le cas du « hopping », l'utilisation de cet algorithme n'est pas judicieuse car la trajectoire des marqueurs n'est pas lisse en raison des impacts subis par les segments.

La reconstruction d'une chaîne cinématique sans prendre en compte les marqueurs de la cuisse est une nouveauté. Cependant, le calcul de la cinématique de la hanche sans tenir compte des marqueurs de la cuisse a déjà été testé. Ce choix est comme pour la méthode *OG2*, orienté par le fait que les marqueurs de la cuisse sont néfastes au calcul de la cinématique articulaire [130, 131]. Schulz et Kimmel [130] cherchent à démontrer qu'il s'agit d'un moyen pour améliorer le calcul de la cinématique de la hanche en considérant que l'orientation de la jambe par rapport au bassin permet d'obtenir celle de la cuisse en n'accordant aussi qu'un seul degré de liberté au genou. Ils considèrent qu'il s'agit d'une solution valable pour calculer les amplitudes de mouvement bien qu'ils obtiennent des différences entre 9 et 22° sur la rotation interne-externe de la hanche respectivement sur des gestes de course à pied et de fentes avant. Toutes articulations et comparaisons confondues entre les méthodes utilisées dans ce mémoire (*OL*, *OG1* et *OG2*) pour calculer la cinématique articulaire, la plus grande différence *RMSd* obtenue est de 6,8° et concerne la rotation interne-externe du genou. Cette différence *RMSd* est en dessous des valeurs obtenues par Schulz et Kimmel [130]. Dès lors, les

cinématiques obtenues avec les trois méthodes utilisées peuvent être considérées comme similaires et la méthode *OG2* comme une alternative pour obtenir la cinématique articulaire.

La modélisation du genou réduite à un seul axe de rotation est une hypothèse simplificatrice qui aide à la reconstruction de la chaîne cinématique sans prendre en compte le segment de la cuisse. Cet axe unique de rotation se révèle être une meilleure solution que de considérer le genou comme une articulation sphérique [82]. Néanmoins, la modélisation du genou comme un axe parallèle paraît être une perspective intéressante au modèle numérique développé dans cette partie. Il peut en effet prédire une amplitude de flexion-extension du genou plus réaliste et de plus, permettre la rotation du tibia par rapport au fémur [125]. En implémentant cette modélisation articulaire du genou, le modèle numérique développé pourrait s'appliquer à d'autres gestes comme celui de la marche [81], de la course [24] et/ou des fentes latérales [22, 24]. Ou encore, on pourrait constater lors du geste de « hopping », les effets de cette implémentation sur l'erreur de reconstruction à l'image de l'étude menée par Fohanno et al. [127].

Bien que les cinématiques articulaires soient similaires pour la hanche, il existe une différence statistique entre *OL* et *OG1* lorsqu'il s'agit de comparer la cinématique du genou. Cette différence influence la suite de ce travail sur le mouvement des masses molles. Les déplacements de marqueurs de la jambe ne peuvent être comparés qu'entre la méthode *OL* et *OG2* alors que ceux obtenus sur la cuisse peuvent être comparés avec les trois méthodes puisqu'aucune différence statistique n'est constatée sur la cinématique de hanche obtenue avec *OL*, *OG1* et *OG2*.

### **5.3/ Évaluation du mouvement des masses molles**

Les résultats de l'évaluation du mouvement des masses molles sur la cuisse et la jambe ont montré que les méthodes *OL* et *OG1* sous-estiment le déplacement des marqueurs par rapport à la

méthode *OG2*. Sur la cuisse comme sur la jambe la méthode *OL* sous-estime le déplacement des marqueurs par rapport à *OG1* et *OG2*. Seulement, la sous-estimation constatée sur la jambe entre *OL* et *OG1* ne peut être considérée comme identique à celle constatée entre *OL* et *OG2* du fait que les cinématiques du genou obtenues avec *OL* et *OG1* sont statistiquement différentes.

Bien que les valeurs de déplacement de marqueurs soient obtenues numériquement, leurs interprétations présentent une adéquation avec les résultats d'études ayant l'os pour référence. Le premier point d'accord avec la littérature est la différence d'un segment à l'autre. Toutes les études portant sur le membre inférieur précisent que les marqueurs placés sur la cuisse sont plus sensibles aux mouvements des masses molles que ceux placés sur la jambe [15, 19, 20, 24, 35-37]. L'autre point commun entre ces résultats numériques et ceux obtenus avec une référence osseuse (imagerie médicale ou tige intra-corticale) concerne la localisation des marqueurs les plus perturbés par le mouvement des masses molles [3, 19]. Sur la cuisse, les marqueurs les plus soumis à ces mouvements sont ceux placés au niveau de l'extrémité proximale du segment, proche de l'articulation de la hanche. Les marqueurs placés sur la bande iliotibiale (M29, M30 et M31) font partie de ceux qui subissent le moins le mouvement des masses molles quelle que soit la méthode utilisée. Ce constat est également celui fait par Barré et al. [102] qui utilisent la fluoroscopie pour déterminer les marqueurs les moins affectés par les artéfacts de tissus mous. Sur la jambe, les marqueurs les plus sujets aux mouvements des masses molles sont ceux disposés sur des endroits non recommandés [3] pour le placement de marqueurs (ventre du muscle, proximité des articulations). Les marqueurs M60 et M66 respectivement placés sur le gastrocnémien médial et tendon d'Achille sont les marqueurs les plus sensibles au mouvement des masses molles. Dernier point commun avec les études ayant l'os pour référence, le mouvement des marqueurs constatés ici est un phénomène qui varie d'un sujet à l'autre [19, 35, 36].

Les résultats de l'évaluation numérique du mouvement des masses molles montrent, comme dans la Partie 2, que la méthode d'optimisation locale (*OL*) sous-estime le déplacement des marqueurs par rapport à l'os. Ce constat ne veut pas dire pour autant que la méthode proposée dans ce travail, *OG2*, substitue l'os pour évaluer le mouvement des masses molles. Cette comparaison ne peut être faite dans la mesure où le référentiel os n'est pas disponible ici. Il est fort probable qu'une comparaison entre des valeurs obtenues par *OG2* et par rapport à l'os montre, comme dans la Partie 2, une sous-estimation du déplacement des marqueurs par rapport à l'os sous-jacent ainsi qu'une inadéquation des conclusions établies à partir du déplacement des marqueurs.

Deux raisons viennent étayer cette hypothèse. La première est liée à la reconstruction de la chaîne cinématique, indifféremment du nombre de marqueurs considérés pour la reconstruire ; celle-ci est toujours influencée par les importantes déformations que peuvent subir les marqueurs [69]. Même si ceux-ci ont été choisis en fonction des recommandations existantes dans la littérature [3, 35, 39] et que l'erreur de reconstruction est plus faible avec *OG2*, ils ne sont pas épargnés par les artefacts de tissus mous notamment lors des impacts puisque lors de ces impacts le mouvement des masses molles est plus grand que lors de contractions musculaires [10]. La seconde raison et peut être la principale source d'inadéquation entre les valeurs numériques et celles de référence vient de la construction du modèle. La chaîne cinématique n'autorise donc aucune translation des centres articulaires le long des axes anatomiques et ne permet aucune rotation autour des axes longitudinal et antéro-postérieur de la jambe. Hors, ces translations et rotations évoluent au cours du temps [122, 132-134]. La possible inadéquation entre les valeurs numériques et celles obtenues par rapport à l'os serait donc le fait de la compensation globale sur les marqueurs restants et d'un effet du modèle cinématique défini. Seule une comparaison entre la méthode *OG2* et la référence sous-jacente permettrait de quantifier à la fois l'effet du modèle sur la cinématique et sur le calcul du mouvement des masses molles.

La mesure du déplacement des marqueurs dans un repère local permet de connaître leurs déplacements par rapport aux axes anatomiques [19, 83]. La méthode proposée ici pour mesurer le déplacement des marqueurs ressemble à celles disponibles dans la littérature, en mesurant la différence de position d'un marqueur par rapport à une position de référence. Le déplacement des marqueurs ici est exprimé en fonction de sa norme tout comme dans l'étude de Monnet et al. [68] et non comme une amplitude du déplacement du marqueur par rapport à une position de référence [19] ou comme une différence *RMS* par rapport à cette même référence. La méthode *OG2* calcule une plus grande quantité de déplacement des marqueurs par rapport aux deux autres méthodes (*OL* et *OG1*) et ses résultats sont en accord avec la littérature spécifique aux artéfacts de tissus mous. Seulement, la norme obtenue avec *OG2* ne décrit pas localement le déplacement de ces marqueurs et encore moins d'en distinguer les composantes. Elle permet seulement de vérifier l'hypothèse selon laquelle le modèle numérique proposée dans cette partie contribue à mieux estimer le déplacement de marqueurs. Le déplacement tridimensionnel des marqueurs, à partir duquel la norme est obtenue, doit ensuite être exploité pour caractériser le mouvement des masses molles sous-jacentes de chaque segment [36].

Le classement des marqueurs en fonction de leur norme et pour chaque méthode a montré une concordance de ces classements d'une méthode à l'autre, cette concordance permet de proposer une méthode pour déterminer la matrice de pondération utilisée en optimisation globale. Cette matrice diminue l'influence des importantes déformations subies par certains marqueurs sur les segments. Cette matrice de pondération a été utilisée par Roux et al. [72], Alonso et al. [70] ainsi que par Ausejo et al. [71] sans pour autant donner des informations quant aux modes d'attribution des pondérations et l'effet de cette matrice sur la reconstruction de la chaîne cinématique [80]. L'attribution des pondérations à partir de l'évaluation du déplacement des marqueurs par une

méthode telle qu'*OL* est un mode d'attribution envisageable et l'effet de celle-ci pourrait être envisagée par le calcul de l'erreur de reconstruction avec et sans matrice de pondérations.

## 5.4/ Analyse des composantes du mouvement des masses molles

La méthode numérique développée dans cette partie a pour dernier objectif de distinguer les composantes du déplacement des marqueurs afin d'estimer le mouvement des masses molles sous-jacentes. Cette estimation est disponible à partir du mouvement commun des marqueurs, c'est-à-dire celui provoqué par la composante à l'unisson du mouvement des masses molles. Aucune méthode de référence n'existe dans la littérature pour distinguer et mesurer numériquement les composantes du mouvement des masses molles, une approche matricielle puis vectorielle a donc été proposée pour distinguer ces deux composantes. L'analyse vectorielle montre que les marqueurs subissent plus la composante à l'unisson que la composante propre. L'analyse des classements réalisés à partir de la part du mouvement à l'unisson subie par les marqueurs a montré que, d'un sujet à l'autre, les marqueurs subissent ces composantes de façon similaire. Cependant le mouvement des masses molles en rotation et en translation varie d'un sujet à l'autre.

Malgré l'absence de méthode de référence, de récentes études se sont intéressées au rapport entre les composantes. Le résultat obtenu par la méthode numérique développée ici est en accord avec ces quelques études. Andersen et al. [28] révèlent ainsi que l'erreur induite dans le calcul de la cinématique dû aux artéfacts de tissus mous est plus le fait d'un mouvement « rigide » des marqueurs qu'un mouvement individuel de ces derniers. De Rosario et al. [13] montrent que la composante à l'unisson peut être quatre fois supérieure à la composante propre. Grimpampi et al. [104], montrent, quant à eux, que les valeurs maximales et minimales de translation et de rotation à l'unisson chez trois cadavres sont plus importantes que la composante propre.

Aucune de ces études ne s'est attachée à décrire le mouvement des masses molles à l'unisson alors que le mouvement commun des marqueurs peut être considéré comme le mouvement des masses molles sous-jacentes [36]. Grimpampi et al. [104] s'intéressent au pic de rotation et de translation du mouvement des masses molles, mais ne donnent aucune indication sur la cinématique des masses molles alors que cette étude dispose de la référence osseuse et de marqueurs cutanés. Les résultats ont montré que, quel que soit le segment étudié, le mouvement à l'unisson en rotation est statistiquement plus important autour de l'axe longitudinal du segment. Le mouvement des masses molles plus important en torsion apparaît comme un élément d'explication sur le fait que les artéfacts de tissus mous touchent plus les angles de rotation interne-externe [24, 25, 34] que les autres degrés de rotation du genou. En translation, les masses molles tendent plus à glisser le long de l'axe antéro-postérieur que le long des deux autres axes.

Une seule étude, menée par Gao et al. [37], permet de comparer les résultats de la méthode numérique de cette partie au regard de la littérature. Le constat effectué par Gao et al. [37] sur les amplitudes de rotations et de translation est identique à celui fait dans cette partie (e.g rotations plus importantes autour de l'axe longitudinal et translation plus importante le long de l'axe antéro-postérieur). Ces variables sont calculées lors de la marche dans un repère anatomique attaché à une triade de marqueurs cutanés. Ils obtiennent ces valeurs sur un ensemble de triades de marqueurs réparties sur les segments et constatent ainsi des rotations et translations différentes en fonction de l'emplacement des groupes de marqueurs. Cette spécificité d'orientation de groupes de marqueurs par rapport à un groupe de référence est également constatée par Camomilla et al. [83] qui montrent ainsi que le mouvement de groupes de marqueurs n'est pas forcément corrélé. La différence entre l'étude de Gao et al. [37] et celle menée dans cette thèse vient du fait que le mouvement des masses molles n'est pas estimé localement sur les segments mais sur l'ensemble des segments.

Cette différence n'empêche pas pour autant de constater, comme Gao et al. [37], un plus grand déplacement des masses molles le long de l'axe antéro-postérieur et une plus grande rotation de celles-ci en torsion. Néanmoins, une analyse des déplacements locaux est une application du modèle numérique envisageable. Le découpage des segments en plusieurs zones d'un même nombre de marqueurs, 8 pour la cuisse et 9 pour la jambe, permettrait de connaître le mouvement de ces groupes par rapport à l'os modélisé en attachant à chacun de ces groupes un repère segmentaire. On pourrait s'intéresser à leurs mouvements en fonction de la face du segment qu'ils recouvrent. Une analyse par regroupement de ces triades en fonction du comportement commun en rotation et translation permettrait de recommander des placements de marqueurs pour l'évaluation du mouvement des masses molles avec un nombre restreint de marqueurs. Il pourrait également s'agir d'investiguer l'amplitude de ce mouvement en fonction de son éloignement par rapport à la zone d'impact et s'intéresser à l'énergie dissipée par le mouvement des masses molles après un impact comme ont pu le faire Schmitt et al. [135].

Les angles de rotation et les translations obtenues par le modèle numérique reflètent le mouvement de l'ensemble des masses molles sous-jacentes. Seulement, les écart-types constatés sur la cinématique du mouvement des masses molles des deux segments montrent qu'il s'agit d'un phénomène spécifique à chaque sujet. C'est également ce que constatent Andersen et al. [28] en analysant les composantes du mouvement rigide, rotations et translations par rapport aux axes anatomiques [28]. Ce mouvement à l'unisson est spécifique au sujet et explique pourquoi le placement optimal de marqueurs pour estimer la cinématique d'un geste varie d'un sujet à l'autre [6, 19, 35]. L'indice de masse corporelle moyen sur l'ensemble des sujets est de  $22,5 \text{ kg.m}^{-2}$ . Cet indice place l'échantillon des sujets dans la catégorie de personnes présentant une corpulence normale [136]. L'écart-type associé à cet indice ( $3 \text{ kg.m}^{-2}$ ) ne traduit pas une grande variabilité du morphotype des sujets. Cette différence de mouvement à l'unisson peut trouver son origine dans la différence de

répartition des masses autour des segments et du rapport entre la masse musculaire et la masse adipeuse [11, 34, 137]. Malheureusement, le pourcentage de masse adipeuse n'est disponible pour aucun des sujets. Des mesures par DEXA ou encore anthropométriques avec l'application d'équations de régression telles que celles proposées par Holmes et al. [138] permettraient de classer les sujets en fonction de cette répartition masse maigre-masse grasse et d'investiguer un patron commun du mouvement des masses molles chez les sujets présentant des ratios similaires. La différence entre les sujets peut également être le fait de différentes stratégies lors des sauts (hauteur du saut), faisant varier l'impact au sol d'un sujet à l'autre et donc le mouvement des masses molles provoqué par cet impact [68, 139]. Cette différence sur les impacts est une des raisons pour expliquer la différence de mouvement à l'unisson d'un sujet à l'autre car la hauteur à atteindre lors des essais de « hopping » n'a pas été standardisée. Une procédure de standardisation est donc nécessaire pour supprimer cette source éventuelle de différence entre les sujets (exemple : placement d'une barre fixe à une hauteur déterminée en fonction de la hauteur des yeux du sujet). Des sauts différents d'un sujet à l'autre impliquent différentes stratégies musculaires, la contraction des muscles étant un facteur du mouvement des masses molles [34]. Seule une analyse avec électromyographie validerait cette hypothèse.

### **5.4.1/ Applications de l'analyse des composantes**

La distinction des composantes d'un marqueur à l'autre permet de ranger les marqueurs en deux catégories : les systématiques et les aléatoires. Les marqueurs systématiques sont ceux qui subissent majoritairement le mouvement à l'unisson et les marqueurs aléatoires sont ceux qui subissent majoritairement la composante propre. Ainsi, pour évaluer le mouvement à l'unisson des masses molles autour de l'os, les marqueurs systématiques seraient pris en compte. Ces derniers peuvent également être utilisés pour développer des algorithmes de compensation. Une perspective envisageable serait de comparer l'effet de ces différents marqueurs sur le calcul d'un centre

articulaire à l'image de l'étude menée par Roosen et al. [64]. Serait-il plus intéressant de considérer des marqueurs systématiques pour estimer le centre articulaire par une méthode fonctionnelle plutôt que des marqueurs aléatoires dont les artéfacts peuvent être minimisés par une méthode d'optimisation locale. La première solution introduirait une erreur systématique [140] dans l'estimation du centre articulaire alors que la seconde introduirait une source d'erreur dans la construction des repères segmentaire [141] qui peut être minimisée en appliquant une méthode d'optimisation locale et avoir un effet positif sur l'estimation du centre articulaire. L'utilisation du « SCoRE résiduel » développé par Ehrig et al. [67] permettrait de tester l'effet des « systématiques » par rapport aux « aléatoires » comme ont pu le faire Heller et al. [66] en testant l'effet de l'optimisation locale sur cet indice de qualité d'estimation des centres articulaires.

Parmi les marqueurs de la cuisse qui subissent le plus la composante propre, on retrouve les marqueurs M11, M15 et M36 pour lesquels la composante propre contribue respectivement à 59, 48 et 64%. Ces mêmes marqueurs comptent parmi les plus soumis au mouvement des masses molles. Il en est de même pour les marqueurs M60 et M66 placés sur la jambe qui subissent également de manière plus marquée, la composante propre ; ils font partie des marqueurs les plus soumis au déplacement des masses molles, quelle que soit la méthode utilisée (*OL*, *OG1* et *OG2*). Le calcul d'un coefficient de corrélation entre la composante propre subie et le déplacement des marqueurs constaté permettrait de caractériser un peu plus l'effet des composantes du mouvement des masses molles.

Une autre perspective d'analyse des composantes du mouvement des masses molles est la contribution de la composante à l'unisson en fonction du geste [35, 36]. Andersen et al. [28] étudient un mouvement de « hopping », de Rosario et al. [13] provoquent le mouvement des masses molles sur une jambe immobile par l'intermédiaire d'une plaque vibrante et Grimpampi et al. [104] font bouger la cuisse de cadavres. Il est donc difficile de se prononcer sur la contribution de composante à

l'unisson sur d'autres gestes. Une campagne de mesure sur d'autres gestes permettrait de constater si la répartition des composantes du mouvement des masses molles est commune aux gestes ou bien s'il s'agit aussi d'un phénomène spécifique au geste.

Si la cinématique des masses molles est spécifique aux sujets, il se peut qu'elle soit également spécifique au geste. Si la composante à l'unisson est la principale source d'erreur en analyse cinématique [28] alors les algorithmes de compensation doivent être spécifiques aux sujets et spécifique à la tâche. En faisant l'hypothèse que cette cinématique à l'unisson des masses molles est fonction des angles articulaires comme l'ont fait Camomilla et al. [119] ou encore de Rosario et al. [142], alors un algorithme de compensation peut être développé pour un geste en particulier. Cet effort peut être mis sur les mouvements fonctionnels effectués pour estimer le centre articulaire [142] mais devrait d'abord être mis sur l'analyse clinique de la marche qui a besoin des données les plus précises possibles pour l'orientation des diagnostics [77].

L'objectif principal du modèle est de distinguer les composantes du déplacement des marqueurs pour en extraire le mouvement des masses molles sous-jacentes à partir de la composante à l'unisson [36]. Une fois ce mouvement connu, il peut être introduit comme donnée d'entrée dans les modèles de simulation conçus pour estimer l'influence du mouvement des masses molles sur la dynamique articulaire [5, 12, 117]. Ces modèles composés de masses mobiles reliées à des segments rigides simulent un mouvement des masses molles autour de l'axe médio-latéral et un glissement le long des axes antéro-postérieur et longitudinal du segment rigide. En considérant les résultats du modèle numérique développé dans cette partie et ceux de Gao et al. [37], le mouvement des masses mobiles introduit dans ces modèles numériques ne correspond pas aux résultats de ces deux études. Par exemple, le mouvement de bascule introduit dans les simulations se révèlent être l'axe autour duquel les masses molles ont la plus faible amplitude de rotation. La prise en compte d'un mouvement des masses mobiles autour de l'axe longitudinal de ces systèmes poly-articulés

contribuerait à un plus grand réalisme du résultat des simulations. L'association du mouvement des masses molles avec la masse de celles-ci permettrait également d'atteindre un plus grand réalisme dans l'estimation de la dynamique des masses molles. Holmes et al. [138] proposent une méthode pour estimer la masse de l'ensemble des tissus mous d'un segment à partir de mesure anthropométriques (longueurs, circonférences, plis cutanés). L'accélération des tissus mous associée à leurs masses respectives est le moyen de connaître les forces qu'elles appliquent sur les articulations. La forte tendance des masses molles à tourner autour de l'axe longitudinal des segments suggère que lors du geste de « hopping », les masses molles appliquent une force de cisaillement sur les articulations.

Dernièrement, des marqueurs cutanés ont été utilisés pour représenter la cuisse comme une ellipse [10]. Cette ellipse change de dimensions en fonction du mouvement des marqueurs les uns par rapport aux autres et représente la cuisse comme un solide déformable, dont il est possible de calculer le moment d'inertie à chaque instant du geste. En animant ce solide du mouvement des masses molles obtenu autour et le long des axes anatomiques, l'estimation numérique de la dynamique des masses molles devient possible.

Pain et Challis [143], estiment la force générée par l'accélération des masses molles lors de l'impact. Les données nécessaires à cette estimation sont : (1) la quantité de tissus mous, cette quantité est disponible en appliquant les équations de Holmes et al. [138], (2) la fréquence du mouvement des masses molles; disponible par une analyse fréquentielle et spectrale du déplacement des marqueurs [32] et (3) le mouvement des masses molles; disponible en appliquant la méthode de mesure proposée dans cette partie. Schmidt et al. [135], calculent l'énergie dissipée par le mouvement des masses molles en intégrant la puissance verticale et horizontale fournie aux masses molles par l'impact et la puissance fournie par le couple (moment des masses molles par la vitesse angulaire du segment) sur le temps de la phase de contact. Ces calculs sont réalisés en deux

dimensions, le mouvement des masses molles est obtenu par la déformation de lignes tracées directement sur les segments. La méthode proposée dans cette partie détermine le mouvement des masses molles en trois dimensions, données d'entrées nécessaires au calcul de la puissance fournie aux masses molles. Ainsi une plus grande campagne de mesure que celle menée par Schmitt et al. [135] (seulement 1 sujet) peut être effectuée pour investiguer l'énergie dissipée par le mouvement des masses molles.

Pour obtenir les données nécessaires à de telles estimations, l'application du modèle numérique est une solution envisageable. Le modèle numérique développé ici repose sur la construction d'une chaîne cinématique reconstruite par optimisation globale [69]. Celle-ci conserve notamment les longueurs segmentaires déterminées à partir des centres articulaires. L'estimation de ces centres articulaires par des méthodes fonctionnelles est plus précise si une procédure d'optimisation locale est appliquée aux segments d'intérêt [66]. Malgré ces faiblesses (Partie 2), l'optimisation locale des matrices de rotation de chaque segment est incluse dans le processus de construction d'une chaîne cinématique. Dès lors, pour l'étude d'un geste quelconque, il est possible de connaître le mouvement des masses molles sous-jacentes en appliquant la méthode proposée dans ce mémoire.

## 6/ Conclusion

Dans cette partie, un modèle numérique d'évaluation du mouvement des masses molles a été proposé. Ce modèle consiste à reconstruire une chaîne cinématique par optimisation globale en s'affranchissant des marqueurs, voire d'un segment, reconnus comme sensibles aux mouvements des masses molles. Ce modèle reconstruit la position et l'orientation des segments aussi bien qu'à l'aide de méthodes prenant en compte l'ensemble des marqueurs. Les résultats ont montré que le modèle numérique proposé dans cette partie estime une plus grande quantité de déplacement des marqueurs par rapport à une position de référence acquise en statique. Le déplacement des marqueurs par rapport à l'os étant le fruit de deux composantes : propre et à l'unisson, celles-ci sont obtenues numériquement par rapport à l'os modélisé à l'aide de la chaîne cinématique. Les résultats montrent que la composante à l'unisson est statistiquement plus importante que la composante propre. À partir de ce résultat, le mouvement des masses molles à l'unisson a été décrit dans chacun des repères segmentaires. Ce mouvement à l'unisson consiste principalement en un mouvement de torsion autour de l'os et un glissement des masses molles le long de l'axe antéropostérieur des segments. Bien que la référence osseuse ne soit pas disponible dans cette partie, les résultats obtenus avec le modèle numérique sont en accord avec les études relatives à la problématique du mouvement des masses molles et des artefacts de tissus mous. L'application de ce modèle numérique à d'autres gestes aura pour but d'augmenter les connaissances relatives aux mouvements des masses molles, de contribuer au développement d'algorithmes de compensation, et d'aider à la compréhension de l'effet des masses molles dans la dynamique articulaire.

## DISCUSSION GÉNÉRALE

---

L'objectif général de ce mémoire était de caractériser le mouvement des masses molles et de développer une méthode numérique d'évaluation de celui-ci. Le mouvement des masses molles est une importante source d'erreur pour l'analyse de la cinématique articulaire mais représente une importante source d'information en analyse de la dynamique articulaire. Les effets du mouvement des masses molles sur la dynamique articulaire sont pour le moment disponibles seulement par l'intermédiaire de simulations. En effet, il n'existe pas de méthodes expérimentales permettant de discerner le mouvement de l'os de celui des masses molles qui l'entourent. C'est pour cette raison que le présent travail a évalué le mouvement des masses molles à partir du déplacement des marqueurs cutanés considéré comme la conséquence directe du mouvement des masses molles sous-jacentes [36]. Ce mouvement des masses molles est calculé à l'aide d'une méthode numérique originale qui associe la reconstruction d'une chaîne cinématique par optimisation globale à une méthode d'optimisation locale. Cette association permet de distinguer la cinématique du squelette, modélisé par la chaîne cinématique, et celle des masses molles qui l'entourent. Cette discussion générale débutera donc par exposer les limites du travail de doctorat présenté dans ce mémoire. Une discussion synthétique des parties 2 et 3 sera par la suite proposée avant d'exposer les perspectives de ces travaux.

## **1/ Limites des travaux effectués**

Les objectifs spécifiques différents (validation/développement) de chacune des parties présentées ont été atteints selon des techniques tout aussi différentes (invasive/non-invasive). Ces différences de méthodologies impliquent des limites différentes d'une étude à l'autre, disponibles dans la section discussion de chacune des parties. Néanmoins, il existe des limites communes à ces études et ce sont ces limites qui font l'objet de la présente section.

---

Une première limite de nos travaux a été l'impossibilité d'appliquer les techniques expérimentales et numériques sur les mêmes segments. En effet, la mesure corticale s'est faite sur le bras alors que la méthode numérique a été développée sur le membre inférieur. Il est donc important de souligner que les résultats obtenus sur un membre ne peuvent pas être extrapolés sur l'autre. Une telle extrapolation reviendrait à oublier que le mouvement des masses molles est un phénomène spécifique au segment et les deux membres étudiés sont composés de segments différents en masse et en mobilité [41, 86, 114]. Par exemple, il est fort probable que l'évaluation quantitative du mouvement des masses molles effectuée dans la Partie 3 sous-estime celui-ci par rapport à une évaluation faite directement à partir de l'os. Mais il est également probable que les conclusions établies à partir de l'analyse qualitative concordent avec celles faites à partir de l'os car les résultats de la Partie 3 concordent avec ceux provenant d'études menées avec la référence corticale (c.f Partie 3 : Discussion).

Le nombre de sujets et leurs caractéristiques est une limite dans chacune des parties. La revue de littérature de Peters et al. [35] considère que même si une étude dispose de la référence corticale, trois sujets d'étude reste un faible nombre lorsqu'il s'agit d'étudier le mouvement des masses molles. L'analyse menée dans la Partie 2 et les résultats obtenus sont, selon cette revue de littérature, limités par le nombre de participants. L'avantage de la Partie 2 selon cette même étude est que les sujets ont des morphotypes différents. La Partie 3 quant à elle présente un nombre de sujets suffisant mais les caractéristiques de ceux-ci ne permettent pas de les classer selon des morphotypes différents.

Certaines limites expérimentales sont à souligner. L'insertion de tiges intra-corticale contraint le mouvement des masses molles autour de l'humérus. Même si l'évaluation du mouvement des masses molles est faite à partir de la référence osseuse, ce mouvement n'est pas libre autour et le long de cet os du fait de la tige vissée dans celui-ci. Cette insertion dans les tissus des segments n'est

---

pas sans incidence sur le protocole expérimental de la Partie 2. Des ajustements ont été nécessaires pour certains sujets afin qu'il puisse effectuer les tâches demandées. De plus, certains sujets ont été placés dans une situation d'inconfort. En effet, l'étude du mouvement des masses molles s'est faite sur le membre supérieur gauche alors que trois d'entre eux était droitier. Cette contrainte, liée au placement des caméras, leur a donc demandé des adaptations pour effectuer les gestes demandés avec le membre supérieur non dominant. Concernant la Partie 3, nous demandions aux sujets d'effectuer le geste de « hopping » à une fréquence et une hauteur de sauts confortable, comme nombre d'études relatives au mouvement des masses molles [6, 24, 26, 28, 32, 55, 82, 144, 145]. Cependant, fixer la hauteur de bond à une hauteur fixe par rapport à la taille des sujets aurait supprimé une source de variabilité entre les sujets.

Les limites de ces études ne sont pas seulement liées à la partie expérimentale (i.e nombre de sujets et leurs caractéristiques, adaptation du protocole). Il en existe d'autres qui relèvent plus de la comparaison des résultats de chacune de ces méthodes par rapport à la littérature relative à la problématique de ce mémoire : l'évaluation du mouvement des masses molles.

La discussion de la Partie 2 souffre du manque d'études ayant eu pour sujet l'évaluation du mouvement des masses molles sur le membre supérieur pour comparer les résultats obtenus. Il en existe quelques-unes [88, 89, 109] mais les mouvements d'intérêts de ces études sont trop standardisés : élévation dans le plan scapulaire ou mouvement du bras avec un angle de coude fixe au cours du temps. Nous avons fait le choix de nous concentrer sur des activités sportives pour provoquer le mouvement des masses molles par les impacts, l'inertie et la contraction musculaire [19]. La référence corticale est néanmoins suffisante pour valider les hypothèses émises dans cette partie.

La pertinence du modèle numérique développée dans la Partie 3 ne peut être établie que par la comparaison de ses résultats par rapport à la littérature. Ce modèle numérique a pour principale

---

limite d'utiliser une hypothèse simplificatrice qui considère le genou comme un axe de rotation n'autorisant que la flexion-extension de la jambe par rapport à la cuisse. Cette modélisation du genou restreint les gestes d'études à des tâches où la flexion-extension n'atteint pas d'amplitudes trop importantes. Ces amplitudes provoquent l'abduction-adduction et la rotation de la jambe par rapport à la cuisse ainsi qu'une translation du centre articulaire du genou. Le modèle tel qu'il est défini ne pourrait pas reproduire ces mouvements liés à la géométrie des pièces osseuses mises en mouvement [122, 125]. C'est donc pour éviter un effet du modèle sur la cinématique obtenue par rapport à celle de l'os [81, 82] que le geste de « hopping » a été choisis dans cette étude car il ne demande pas d'atteindre ces amplitudes de mouvement. Myers, Torry [124] estiment que lorsque le genou est à 60° de flexion, la rotation interne et l'abduction de la jambe sont respectivement inférieure à 5° et 1°. La flexion maximale sur la cinématique moyenne du genou n'excède pas 50° justifiant ainsi que le geste de « hopping » ne sollicite pas les deux degrés de libertés considérés comme constant au cours du temps par le modèle cinématique. Néanmoins ce modèle doit être revu si l'on souhaite l'appliquer à des gestes tels que la réception de saut et la course à pied.

## **2/ Synthèse des travaux effectués**

La Figure 37 résume les caractéristiques du mouvement des masses molles et expose celles qui ont été abordées dans chacune des parties de cette thèse. Elle montre également que les résultats de ces deux parties sont en accord avec la littérature relative à la problématique de ce mémoire.

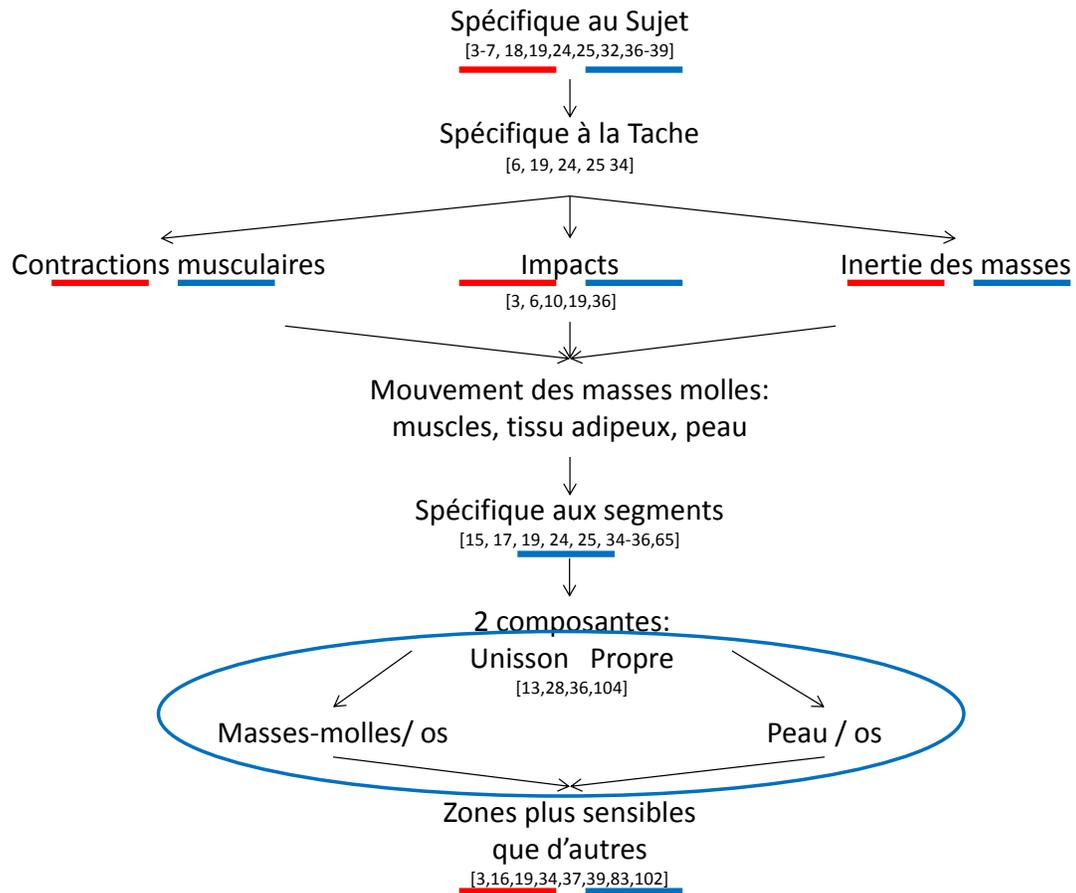


Figure 37 : Résumé du phénomène des artefacts de tissus mous et aspects abordés lors de la Partie 2 en rouge et la Partie 3 en bleu.

Cette synthèse sur les travaux menés dans ce doctorat commence par un bilan sur la manière dont le mouvement des masses molles a été considéré. Les travaux menés dans chacune des parties l'ont abordé dans sa globalité, en n'excluant aucun facteur de ce mouvement [6, 19, 24, 34], à l'inverse de Bobrowitsh et al. [109] et de Cutti et al. [88, 89] où les tâches effectuées sont des mouvements standardisés, ou encore Camomilla et al. [119] qui ne peuvent provoquer le mouvement des masses molles de cadavres que par l'étirement de la peau. Tous les gestes étudiés, à l'exception des lancers de balle, provoquent le mouvement des masses molles par ces trois causes dont la plus importante, l'impact [10]. Un autre point important est que les deux parties prennent en

---

considération les deux composantes du mouvement des masses molles, la composante propre provoquant le déplacement aléatoire des marqueurs et la composante à l'unisson qui provoque un mouvement commun des marqueurs, à l'inverse d'études plaçant les marqueurs sur des plaques rigides [144] ou contraignant le mouvement des masses molles par l'utilisation de bandes d'élastoplastes [26]. Les travaux menés dans cette thèse ont l'avantage d'avoir pris en considération tout ce qui est déjà connu sur le mouvement des masses molles comparées aux études citées. Nous pensons que toute étude visant à évaluer le mouvement des masses molles et son effet sur la cinématique se doit d'être faite sur des tâches provoquant les trois facteurs du mouvement des masses molles.

Le premier point abordé par la Figure 37 aborde la spécificité du mouvement des molles entre les sujets. Toutes les études, incluant celles de la Partie 2 et 3, qui quantifient ce mouvement des masses montrent que le déplacement subi par les marqueurs varie d'un sujet à l'autre [6, 19, 24, 39, 83] ne permettant pas de proposer un placement optimal de marqueurs reproductible d'un sujet à l'autre. Cette différence entre les sujets peut s'expliquer par la différence de morphotypes. La revue de littérature de Peters et al. reproche à certaines études de ne comparer que des sujets ayant le même morphotype [35]. Les masses molles d'un segment comporte la peau, les muscles et le tissu adipeux. Peters et al. [39] constatent même un faible lien entre l'évolution d'une distance inter-marqueurs et l'indice de masse corporelle. Cet indice de masse corporelle pouvant être identique chez deux personnes de tailles et de masses différentes, il semble plus judicieux de s'intéresser au rapport entre les différentes masses d'un segment. Les équations de Holmes et al. [138] permettent d'estimer la quantité de masse osseuse, masse maigre et masse grasse à partir de mesures anthropométriques. La prise en compte de l'anthropométrie est quelque chose que nous aurions du prendre en compte afin de classer nos sujets à partir de cette variable.

---

Si l'analyse quantitative ne permet pas d'identifier un placement de marqueurs reproductible d'un sujet à l'autre l'analyse qualitative de ces déplacements permet de proposer ce type de placement. L'étude débutée lors de mon Master visait à déterminer un placement de marqueur reproductible d'un sujet à l'autre en utilisant la méthode d'optimisation locale développée par Bouby et al. [62]. Ce travail a montré qu'il est possible de proposer ce type de placement en classant les marqueurs en fonction du déplacement qu'ils subissent par rapport à une position de référence (Monnet et al. [68]). Cette analyse par classement a montré en Partie 3 que même si le mouvement des masses molles est spécifique au sujet, les marqueurs subissent les composantes du mouvement des masses de manière reproductible d'un sujet à l'autre peu importe le segment considéré.

Ces résultats ne doivent pas être extrapolés à l'os car la Partie 2 a montré que l'évaluation du mouvement des masses molles avec une méthode d'optimisation locale sous-estime celui-ci par rapport à sa valeur réelle, obtenue à partir de l'os. La Partie 2 montre également que l'optimisation locale ne permet pas de proposer un placement de marqueur optimal en accord avec celui constaté dans un référentiel cortical. Cette faiblesse des méthodes d'optimisation segmentaires vient du fait qu'elles ne corrigent que la composante propre du mouvement des masses molles et qu'elles subissent la composante à l'unisson de celui-ci. Cette composante provoque un mouvement commun des marqueurs ; appelé aussi mouvement rigide [13, 28, 104, 146] ; et est connue pour être la cause du phénomène de dislocation articulaire [36, 69].

La composante à l'unisson est prise en compte par la méthode développée dans la Partie 3. Cette méthode basée sur la reconstruction d'une chaîne cinématique par optimisation globale supprime le phénomène de dislocation articulaire en incluant la position des marqueurs dans cette chaîne cinématique. Ces marqueurs se retrouvent avec des positions fixes par rapport au segment auquel ils sont rattachés. De cette manière il est possible de considérer la composante à l'unisson dans l'estimation du mouvement des masses molles. Camomilla et al. [83] tiennent compte de

---

cette composante à l'unisson en calculant le déplacement de marqueurs selon plusieurs groupes de marqueurs répartis sur la cuisse. Leur but était de développer une méthode non-invasive d'estimation du mouvement des masses molles, comme nous, pour déterminer un placement de marqueurs optimal. Ce sous-objectif diffère du nôtre qui consiste à étudier le mouvement global des marqueurs pour en extraire le mouvement des masses molles par rapport à « l'os ».

La méthode proposée dans la Partie 3 estime la position et l'orientation des os modélisés par la chaîne cinématique et considère que l'optimisation locale estime la position et l'orientation du segment. L'association de ces deux méthodes représente le moyen de dissocier la cinématique de « l'os » de la cinématique des masses molles. C'est à partir de cette décomposition « os/segment » qu'il devient possible de connaître la composante à l'unisson. À cette distinction s'ajoute une approche vectorielle pour quantifier la part de chacune des composantes du mouvement des masses molles sur le déplacement total des marqueurs. Cette analyse vectorielle montre que le déplacement total des marqueurs est majoritairement le fait de la composante à l'unisson (70% en moyenne sur les deux segments). Ce résultat est cohérent avec les études réalisées au moyen de tiges intra-corticales *in-vivo* [28], *ex-vivo* [104] et sur le mouvement de masses molles provoqué par une plaque vibrante alors que l'os est immobile [13]. L'originalité de la Partie 3, matérialisée par une ellipse dans la Figure 37, est qu'elle ne se contente pas seulement de quantifier le rapport d'une composante par rapport à l'autre, mais permet de calculer la cinématique des masses molles par rapport aux os modélisés par la chaîne cinématique. Les masses molles ont donc un mouvement de rotation qui s'effectue principalement autour de l'axe longitudinal donnant au segment un mouvement de torsion. À cette torsion du segment, s'ajoute une translation des masses molles le long de son axe antéropostérieur. C'est également ce que Gao et al. [37] ont constaté sur le déplacement de triades de marqueurs lors de la marche sur les segments du membre inférieur d'hommes et de femmes. Cette étude s'intéressait plus au déplacement local de ces triades de marqueurs et comment celui-ci varie en

---

fonction de l'emplacement sur le segment des différents groupes de marqueurs dans le but d'identifier un placement de marquer optimal. Ces résultats montrent que le mouvement simulé des masses molles est contraire à celui obtenu par la méthode numérique, les masses mobiles de ces modèles numériques tournent autour de l'axe médio-latéral de segments rigides [5, 12, 117]. Ce mouvement de torsion explique pourquoi l'erreur induite par les artéfacts de tissus mous est plus importante sur les degrés de rotation interne et externe que sur le calcul des autres angles de rotation [6, 17, 25, 34-36, 102]. Si cette cinématique des masses molles autour de l'os évolue en fonction des angles de rotation [15, 119] et si l'erreur dans le calcul de la cinématique par des marqueurs cutanés est majoritairement le fait d'une composante à l'unisson du mouvement des masses molles [28] alors les algorithmes de compensation dont le but est d'atténuer l'effet du mouvement des masses molles sur la cinématique devront tenir compte de cette cinématique du mouvement des masses molles.

Cette synthèse permet de situer les résultats des deux études par rapport à la littérature. Nous avons vu comment la méthode développée en Partie 3 se démarque des autres études et comment ces résultats peuvent être pris en compte (i.e dans le développement d'algorithme de compensation). La section suivante propose d'établir un lien entre les Partie 2 et 3 de ce mémoire en exposant les perspectives envisagées à partir de la confrontation de ces deux études.

### **3/ Perspectives envisagées à partir de la mesure corticale et numérique**

Ce travail de doctorat a proposé une nouvelle technique numérique d'estimation de la cinématique du corps humain en dissociant les masses molles des os. Lors de ses travaux, nous avons acquis une expertise dans la mesure de la cinématique réelle des os. De ce fait ce travail ouvre de

---

nombreuses perspectives comme (1) la construction d'une chaîne cinématique pour l'évaluation du mouvement des masses molles du bras, (2) la validation de la méthode développée sur le membre inférieur et (3) une évolution de la méthode numérique d'estimation du mouvement des masses molles et la prise en compte de celle-ci dans un modèle dynamique.

La Partie 2 a montré que l'optimisation locale ne permet pas d'estimer le mouvement des masses molles par rapport à l'os du fait qu'elle subit le mouvement à l'unisson des masses molles. Seulement cette même méthode d'optimisation associée à une chaîne cinématique et une approche vectorielle a permis de distinguer les composantes du mouvement des masses molles du membre inférieur dans la Partie 3. On a vu que le mouvement des masses molles du bras est très peu étudié sur des tâches de la vie quotidienne et/ou sportives. L'étude de ce phénomène sur le bras est en général effectuée sur des gestes standardisés [88, 89, 109]. L'application des méthodes développées dans la Partie 3 représente le moyen d'investiguer le mouvement des masses molles sur ce segment sur des activités sportives et de la vie quotidienne. Si une chaîne cinématique doit être développée sur le membre supérieur, elle ne peut pas être la copie conforme de celle développée sur le membre inférieur, celle-ci doit être revue pour correspondre à l'anatomie du membre supérieur [73]. L'expertise développée au laboratoire sur la mesure de la cinématique du squelette [147, 148] permet de vérifier si la chaîne cinématique obtient une cinématique respectueuse de celle de l'os et la méthode développée en Partie 2 permet d'évaluer la capacité d'une méthode numérique à estimer et statuer sur le mouvement des masses molles.

Les méthodes développées dans chacune de ces parties sont applicables à l'une comme à l'autre. Le mouvement des masses molles est un phénomène spécifique aux segments [6, 19, 35, 36], il n'est pas exclu que les conclusions faites sur le bras (sous-estimation, non concordance des résultats) s'appliquent au membre inférieur. Les résultats sur le membre inférieur ont montré que peu importe la méthode utilisée (*OL*, *OG1* et *OG2*), les marqueurs les plus sensibles au mouvement

des masses molles de la cuisse sont situés aux mêmes emplacements que les méthodes ayant l'os pour référence. Ces emplacements sont contre-indiqués pour placer des marqueurs cutanés en vue d'obtenir la cinématique [3, 6, 19, 35, 36]. L'insertion de tiges intra-corticales dans les segments du membre inférieur se fait en général dans le grand trochanter [32] ou le condyle fémoral latéral et au niveau du condyle tibiale sur la jambe [24, 28, 34, 82]. Cette insertion est un exemple d'application des méthodes de la Partie 2 au membre inférieur. Ainsi les capacités de la méthode numérique à estimer et conclure sur le mouvement des masses molles pourraient être testées. Les tiges intra-corticales permettraient également d'évaluer l'effet du modèle sur la cinématique articulaire et sur l'évaluation du mouvement des masses molles [81, 82] et orienter ainsi les évolutions du modèle cinématique (i.e modèle du genou).

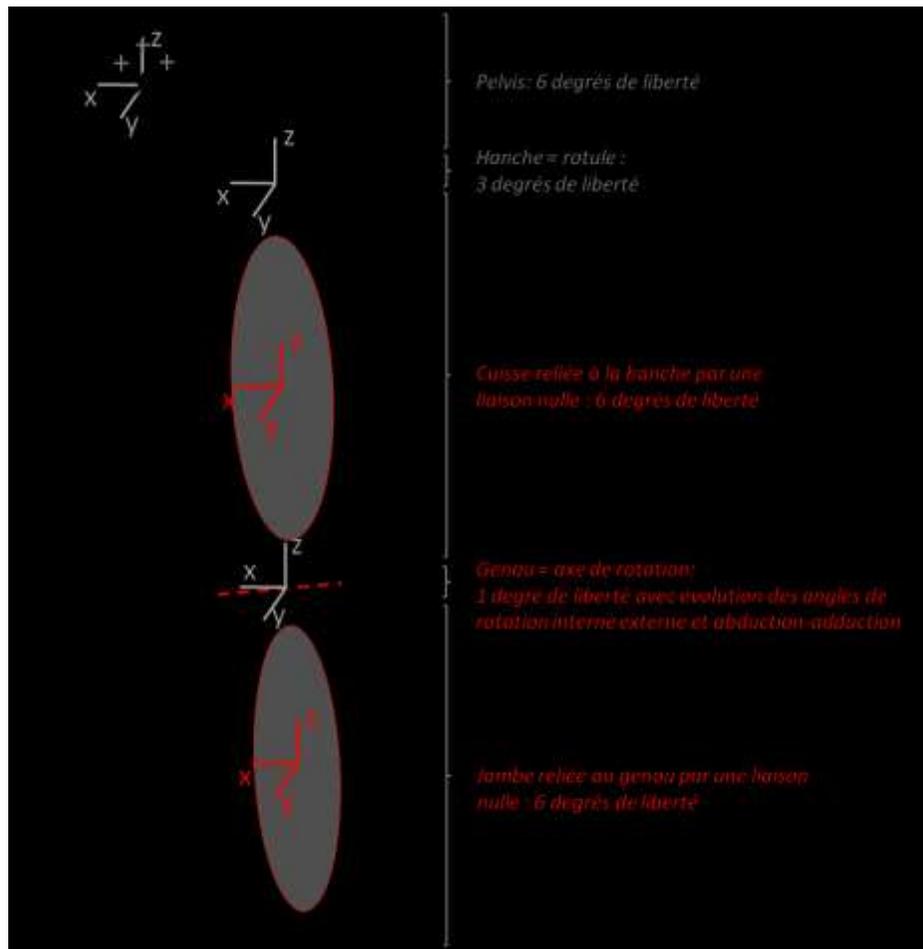


Figure 38 : Perspectives d'évolution du modèle cinématique en rouge

En Partie 3, la méthode d'estimation de la cinématique des tissus mous comportait deux étapes et algorithmes distincts. Une première évolution du modèle serait d'inclure les « os » et les masses molles dans une même chaîne cinématique comme illustré par la Figure 38 où chaque masse molle serait liée à l'os par une liaison nulle leur accordant six degrés de liberté. Il serait alors possible d'associer les marqueurs placés sur les segments (cuisse et jambe) aux os modélisés par la chaîne cinématique (fémur et tibia) pour estimer en une seule opération les degrés de liberté du squelette et des masses molles par rapport à celui-ci. L'acquisition de données cinématiques avec des tiges intra-

---

corticales dans les segments du membre inférieur serait souhaitable pour développer ce nouveau modèle. Celui-ci pourrait également évoluer en modèle dynamique en recueillant à la fois des données de cinématiques et de dynamique et en affectant des masses et moments d'inertie au moyen d'équation de régression [5, 10, 117, 139].

La dernière perspective de ce travail concerne la dynamique du mouvement des masses molles démontrée par simulation [4, 5, 9, 10, 12, 117, 139]. On a vu les perspectives d'évolution du modèle numérique sur l'introduction de masses mobiles dans un modèle numérique pour obtenir le mouvement de celles-ci directement par rapport à la chaîne cinématique dont l'effet sur la dynamique articulaire serait obtenu par une démarche de dynamique inverse. Une autre approche serait d'analyser la forme de ces masses mobiles qui évolue en fonction du déplacement des marqueurs enregistrés. Ainsi ce nouveau modèle pourrait tenir compte de moments d'inertie qui évoluent en fonction de la déformation des segments [10], raffinant ainsi l'estimation par dynamique inverse de l'effet du mouvement des masses molles sur la dynamique articulaire. La dynamique articulaire représente un vaste champ d'applications à la méthode numérique proposée dans la Partie 3 puisqu'il est maintenant possible de déterminer le mouvement des masses molles par rapport à l'os même si celui-ci est modélisé par une chaîne cinématique.

## CONCLUSION GÉNÉRALE

En conclusion, l'objectif général de ce travail était de développer une méthode non-invasive pour évaluer le mouvement des masses molles au moyen du déplacement de marqueurs cutanés par rapport à une référence acquise en statique. Un second objectif était de distinguer les composantes du mouvement des masses molles : composante propre et à l'unisson. Cette composante à l'unisson doit permettre l'estimation de la cinématique des masses molles par rapport à l'os et permettre de les prendre en compte dans l'étude de la dynamique articulaire qui jusqu'à maintenant n'est faisable que par le biais de simulations.

Le premier objectif spécifique de ce travail consistait à évaluer la capacité d'une méthode d'optimisation segmentaire à évaluer le mouvement des masses molles par rapport à l'os au moyen d'une tige intra-corticale dans l'humérus (Partie 2). Ce type d'optimisation se révèle être inadéquat pour l'objectif général fixé au préalable. Elle ne permet d'estimer que 55% du mouvement des masses molles. De plus, le classement des marqueurs en fonction de leur déplacement relatif obtenu avec la méthode d'optimisation locale ne concorde pas avec celui établi à partir de l'évaluation corticale. L'optimisation locale ne prend pas en compte l'ensemble des composantes du mouvement des masses molles, notamment la composante à l'unisson. Cet échec de la méthode segmentaire donne lieu au second objectif qui consiste au développement d'une méthode numérique permettant de prendre en compte l'ensemble des composantes du mouvement des masses molles (Partie 3). Cette méthode ne traite plus les segments séparément mais les incluent dans une chaîne cinématique reconstruite par optimisation globale. Cette optimisation reconstruit une chaîne cinématique à partir des marqueurs enregistrés, cette reconstruction est toutefois influencée par les fortes perturbations subies par les marqueurs lors de tâches comportant des impacts. C'est pourquoi la méthode développée propose de reconstruire cette chaîne cinématique selon une nouvelle approche. Cette approche consiste à ne pas utiliser les marqueurs sur la cuisse et le mollet. En effet ces marqueurs se déplacent beaucoup par rapport à l'os et ont une influence sur la reconstruction de la chaîne

cinématique. En lien avec nos objectifs spécifiques, cette méthode (1) assure une cinématique articulaire similaire à celle obtenue par des méthodes numériques déjà existantes (i.e méthode d'optimisation locale et optimisation globale classique), (2) estime une plus grande quantité de mouvement de masses molles par rapport à ces mêmes méthodes (entre 1,2 et 2,1 fois plus en fonction de la méthode et du segment) et enfin (3) distingue les composantes du mouvement des masses molles pour en extraire la cinématique de celles-ci en considérant que la cinématique de l'os est obtenue par l'intermédiaire de la chaîne cinématique et que celles des masses molles est obtenue par l'optimisation locale.

La méthode proposée est une démarche innovante car elle propose une alternative pour à la fois calculer la cinématique articulaire, estimer le mouvement des masses molles et le décrire un peu plus afin de mieux comprendre ce phénomène. Ses applications futures permettront d'estimer l'effet de ces masses en mouvement autrement que par des simulations.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] Cappello A, Cappozzo A, La Palombara PF, Leardini A, Bertani A. Skin artefact compensation by double calibration in bone motion reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1997;18:499-501.
- [2] Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2: Instrumental errors. *Gait Posture*. 2005;21:197-211.
- [3] Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*. 1996;11:90-100.
- [4] Challis JH, Pain MTG. Soft tissue motion influences skeletal loads during impacts. *Exerc Sport Sci Rev*. 2008;36:71-5.
- [5] Gittoes MJ, Brewin MA, Kerwin DG. Soft tissue contributions to impact forces simulated using a four-segment wobbling mass model of forefoot-heel landings. *Human movement science*. 2006;25:775-87.
- [6] Akbarshahi M, Schache AG, Fernandez JW, Baker R, Banks S, Pandy MG. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of biomechanics*. 2010;43:1292-301.
- [7] Holden JP, Chou G, Stanhope SJ. Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*. 1997;12:375-82.
- [8] Cole GK, Nigg BM, vandenBogert AJ, Gerritsen KGM. Lower extremity joint loading during impact in running. *Clinical Biomechanics*. 1996;11:181-93.
- [9] Pain MTG, Challis JH. Measurement of the soft tissue motion of the thigh during an impact. 3rd North American Congress on Biomechanics. University of Waterloo, Ontario, CANADA.1998.
- [10] Pain MTG. Dynamic changes in moment of inertia of the shank during drop landings. International Society of Biomechanics. Brazil 2013.
- [11] Liu W, Nigg BM. A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *Journal of biomechanics*. 2000;33:219-24.
- [12] Pain MT, Challis JH. The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. *Journal of biomechanics*. 2006;39:119-24.
- [13] de Rosario H, Page A, Besa A, Mata V, Conejero E. Kinematic description of soft tissue artifacts: quantifying rigid versus deformation components and their relation with bone motion. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2012;50:1173-81.

- 
- [14] Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*. 1995;10:171-8.
- [15] Sangeux M, Marin F, Charleux F, Durselen L, Ho Ba Tho MC. Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:984-91.
- [16] Sati M, De Guise JA, Larouchea S, Drouin G. Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*. 1996;3:121-38.
- [17] Kuo MY, Tsai TY, Lin CC, Lu TW, Hsu HC, Shen WC. Influence of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of total knee replacements during sit-to-stand. *Gait Posture*. 2011;33:379-84.
- [18] Stagni R, Fantozzi S, Cappello A. Double calibration vs. global optimisation: performance and effectiveness for clinical application. *Gait Posture*. 2009;29:119-22.
- [19] Stagni R, Fantozzi S, Cappello A, Leardini A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical Biomechanics*. 2005;20:320-9.
- [20] Garling EH, Kaptein BL, Mertens B, Barendregt W, Veeger HEJ, Nelissen RGHH, et al. Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers. *Journal of biomechanics*. 2007;40:S18-S24.
- [21] Tsai TY, Lu TW, Kuo MY, Lin CC. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *J Biomech*. 2011;44:1182-8.
- [22] Miranda DL, Rainbow MJ, Crisco JJ, Fleming BC. Kinematic differences between optical motion capture and biplanar videoradiography during a jump-cut maneuver. *Journal of biomechanics*. 2013;46:567-73.
- [23] Challis JH. A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of biomechanics*. 1995;28:733-7.
- [24] Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renström P. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture*. 2006;24:152-64.
- [25] Reinschmidt C, vandenBogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, et al. Tibiofemoral and tibio-calcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture*. 1997;6:98-109.
- [26] Manal K, McClay I, Stanhope S, Richards J, Galinat B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait Posture*. 2000;11:38-45.

- 
- [27] Ryu T, Choi HS, Chung MK. Soft tissue artifact compensation using displacement dependency between anatomical landmarks and skin markers - a preliminary study. *Int J Ind Ergonom.* 2009;39:152-8.
- [28] Andersen MS, Damsgaard M, Rasmussen J, Ramsey DK, Benoit DL. A linear soft tissue artefact model for human movement analysis: proof of concept using in vivo data. *Gait Posture.* 2012;35:606-11.
- [29] Angeloni C., Cappozzo A., Catani F., A. L. Quantification of relative displacement between bones and plate mounted marker. VII Meeting on European Society of Biomechanics 1992.
- [30] Lafortune MA. The use of intracortical pins to measure the motion of the knee during walking.: The Pennsylvania State University; 1984.
- [31] Lafortune MA, Lake MJ. Errors in 3D analysis of human movement. 1st International Symposium on 3D Analysis of Human Movement. Montreal 1991.
- [32] Fuller J, Liu LJ, Murphy MC, Mann RW. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human movement science.* 1997;16:219-42.
- [33] Zhang Y, Lloyd DG, Campbell AC, Alderson JA. Can the effect of soft tissue artifact be eliminated in upper-arm internal-external rotation? *Journal of Applied Biomechanics.* 2011;27:258-65.
- [34] Reinschmidt C, vandenBogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of biomechanics.* 1997;30:729-32.
- [35] Peters A, Galna B, Sangeux M, Morris M, Baker R. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait Posture.* 2010;31:1-8.
- [36] Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture.* 2005;21:212-25.
- [37] Gao B, Zheng NN. Investigation of soft tissue movement during level walking: translations and rotations of skin markers. *Journal of biomechanics.* 2008;41:3189-95.
- [38] Armand S, Sangeux M, Baker R. Optimal markers' placement on the thorax for clinical gait analysis. *Gait Posture.* 2013.
- [39] Peters A, Sangeux M, Morris ME, Baker R. Determination of the optimal locations of surface-mounted markers on the tibial segment. *Gait Posture.* 2009;29:42-8.
- [40] de Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics.* 1996;29:1223-30.

- 
- [41] Winter D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Second Edition. New York: John Wiley & Sons; 1990.
- [42] Ramsey DK, Wretenberg PF, Benoit DL, Lamontagne M, Nemeth G. Methodological concerns using intra-cortical pins to measure tibiofemoral kinematics. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2003;11:344-9.
- [43] Park JS, Jin W, Ryu KN, Won KY. Bilateral asymmetric superficial soft tissue masses with extensive involvement of both upper extremities: demonstration of Kimura's disease by US and MRI (2008: 12b). *European radiology*. 2009;19:781-6.
- [44] Bonnefoy A, Pradon D, Chèze L. Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM-RBM News*. 2005;26:24-32.
- [45] Boucher M. Limites Et Précisions D'une Analyse Mécanique De La Performance Sur Ergocycle Instrumenté. Université de Poitiers 2005.
- [46] Houck J, Yack HJ, Cuddeford T. Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking. *Gait Posture*. 2004;19:76-84.
- [47] Arndt A, Wolf P, Liu A, Nester C, Stacoff A, Jones R, et al. Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *Journal of biomechanics*. 2007;40:2672-8.
- [48] Andersen MS, Damsgaard M, Rasmussen J. Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2009;12:371-84.
- [49] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. Journal of biomechanics*. 2002;35:543-8.
- [50] Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, 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*. 2005;38:981-92.
- [51] Cappello A, Cappozzo A, LaPalombara PF, Lucchetti L, Leardini A. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human movement science*. 1997b;16:259-74.
- [52] Lucchetti L, Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U. Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *Journal of biomechanics*. 1998;31:977-84.
- [53] Cheze L, Fregly BJ, Dimnet J. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*. 1995;28:879-84.

- 
- [54] Chèze L. Études géométriques, cinématique et dynamique du système musculo-squelettique. Applications cliniques et ergonomiques. Lyon: Université Claude Bernard; 1999.
- [55] Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *Journal of biomechanical engineering*. 1998;120:743-9.
- [56] Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res*. 2005;23:726-34.
- [57] Dryden IL, Mardia KV. *Statistical Shape Analysis*. Chichester: John Wiley & Sons; 1998.
- [58] Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin based marker systems. *Journal of biomechanics*. 2001;34:355-61.
- [59] Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan DC. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1999;37:155-61.
- [60] 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*. 2005;21:226-37.
- [61] Spoor CW, Veldpaus FE. Rigid Body Motion Calculated from Spatial Coordinates of Markers. *Journal of biomechanics*. 1980;13:391-3.
- [62] Bouby C, Fortune D, Pietraszkiewicz W, Vallee C. Direct determination of the rotation in the polar decomposition of the deformation gradient by maximizing a Rayleigh quotient. *Zamm-Z Angew Math Me*. 2005;85:155-62.
- [63] Monnet T. Contribution à l'identification des paramètres inertiels des segments du corps humain.: Uniservisté de Poitiers; 2007.
- [64] Roosen A, Pain MT, Thouze A, Monnet T, Begon M. Segment-embedded frame definition affects the hip joint centre precision during walking. *Medical engineering & physics*. 2013.
- [65] Gao B, Conrad BP, Zheng N. Comparison of skin error reduction techniques for skeletal motion analysis. *Journal of biomechanics*. 2007;40, Supplement 2:S551.
- [66] Heller MO, Kratzstein S, Ehrig RM, Wassilew G, Duda GN, Taylor WR. The weighted optimal common shape technique improves identification of the hip joint center of rotation in vivo. *J Orthop Res*. 2011;29:1470-5.
- [67] Ehrig RM, Heller MO, Kratzstein S, Duda GN, Trepczynski A, Taylor WR. The SCoRE residual: A quality index to assess the accuracy of joint estimations. *Journal of biomechanics*. 2011;44:1400-4.
-

- 
- [68] Monnet T, Thouze A, Pain MTG, Begon M. Assessment of reproducibility of thigh marker ranking during walking and landing tasks. *Medical engineering & physics*. 2012;34:1200-8.
- [69] Lu TW, O'Connor JJ. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics*. 1999;32:129-34.
- [70] Alonso FJ, Del Castillo JM, Pintado P. Motion data processing and wobbling mass modelling in the inverse dynamics of skeletal models. *Mech Mach Theory*. 2007;42:1153-69.
- [71] Ausejo S, Suescun A, Celigueta J. An optimization method for overdetermined kinematic problems formulated with natural coordinates. *Multibody Syst Dyn*. 2011;26:397-410.
- [72] Roux E, Bouilland S, Godillon-Maquinghen AP, Bouttens D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of biomechanics*. 2002;35:1279-83.
- [73] Jackson M, Michaud B, Tetreault P, Begon M. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of biomechanics*. 2012;45:2180-3.
- [74] Sangeux M, Peters A, Baker R. Hip joint centre localization: Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. *Gait Posture*. 2011;34:324-8.
- [75] Begon M, Monnet T, Lacouture P. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait Posture*. 2007;25:353-9.
- [76] Leardini A, Cappozzo A, Catani F, Toksvig-Larsen S, Petitto A, Sforza V, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of biomechanics*. 1999;32:99-103.
- [77] Desailly E. Analyse biomécanique 3D de la marche de l'enfant déficient moteur: modélisation segmentaire et modélisation musculo-squelettique. Poitiers: Université de Poitiers; 2008.
- [78] Charlton IW, Tate P, Smyth P, Roren L. Repeatability of an optimised lower body model. *Gait Posture*. 2004;20:213-21.
- [79] Begon M, Wieber PB, Yeadon MR. Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of biomechanics*. 2008;41:581-6.
- [80] Fohanno V. Contribution à l'estimation de la cinématique articulaire par des méthodes numériques d'optimisation. Application à la gestuelle du kayakiste. Université de Poitiers 2011.
- [81] Duprey S, Cheze L, Dumas R. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of biomechanics*. 2010;43:2858-62.
- [82] Andersen MS, Benoit DL, Damsgaard M, Ramsey DK, Rasmussen J. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of biomechanics*. 2010;43:268-73.
-

- 
- [83] Camomilla V, Donati M, Stagni R, Cappozzo A. Non-invasive assessment of superficial soft tissue local displacements during movement: A feasibility study. *Journal of biomechanics*. 2009;42:931-7.
- [84] McClelland JA, Webster KE, Feller JA. Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. *Knee*. 2007;14:253-63.
- [85] Laroche D, Duval A, Morisset C, Beis JN, d'Athis P, Maillefert JF, et al. Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*. 2011;19:194-9.
- [86] Namdari S, Yagnik G, Ebaugh DD, Nagda S, Ramsey ML, Williams GR, Jr., et al. Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2012;21:1177-83.
- [87] Cao L, Masuda T, Morita S. Compensation for the effect of soft tissue artefact on humeral axial rotation angle. *Journal of medical and dental sciences*. 2007;54:1-7.
- [88] Cutti AG, Paolini G, Troncossi M, Cappello A, Davalli A. Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait Posture*. 2005;21:341-9.
- [89] Cutti AG, Cappello A, Davalli A. In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm: preliminary results. *Clinical Biomechanics*. 2006;21 Suppl 1:S13-9.
- [90] Riemer R, Hsiao-Wecksler ET, Zhang X. Uncertainties in inverse dynamics solutions: A comprehensive analysis and an application to gait. *Gait Posture*. 2008;27:578-88.
- [91] Chen C-C, Chen Y-J, Chen S-C, Lin H-S, Lu T-W. Evaluation of soft-tissue artifacts when using anatomical and technical markers to measure mandibular motion. *Journal of Dental Sciences*. 2011;6:95-101.
- [92] Ciavarro GL, Santambrogio GC, Andreoni G. Assessment of soft tissue artifacts for flexion/extension movements of the lumbar spine. *Journal of biomechanics*. 2006;39, Supplement 1:S172-S3.
- [93] Southgate DFL, Hill AM, Alexander S, Wallace AL, Hansen UN, Bull AMJ. The range of axial rotation of the glenohumeral joint. *Journal of biomechanics*. 2009;42:1307-12.
- [94] Gray H. *Anatomy of the Human Body*, 20th Edition. New York 1918.
- [95] Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*. 2006;39:2798-809.
- [96] Monnet T, Desailly E, Begon M, Vallee C, Lacouture P. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of biomechanics*. 2007;40:3487-92.

- 
- [97] Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of biomechanics*. 2007;40:2150-7.
- [98] Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 1997;44:1165-74.
- [99] O'Brien JF, Bodenheimer RE, Brostow GJ, Hodgins JK. Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data. *Graphics Interface*. Montréal, Qc, Canada 2000. p. 53-60.
- [100] Taylor W, Ehrig R, Duda G, Heller M. The symmetrical axis of rotation approach (SARA) for determination of joint axes in clinical gait analysis. In: Posture Ga, editor. 1st Joint ESMAC - GCMAS Meeting. Amsterdam, Netherlands: Gait and Posture; 2006. p. S18-S20.
- [101] Kendall MG, Smith BB. The Problem of m Rankings. *The Annals of Mathematical Statistics*. 1939;10:275-87.
- [102] Barré A, Thiran JP, Jolles BM, Theumann N, Aminian K. Effect of soft tissue artefact on knee joint kinematics using clusters of markers obtained from bi-plane fluoroscopy. *International Society of Biomechanics*. Brazil 2013.
- [103] Leboeuf F, Schwartz C, Brochard S, Lempereur M, Burdin V, Remy-Neris O. Relevance of skin deformation to track the scapula during forward humeral elevations. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012;15 Suppl 1:365-7.
- [104] Grimpampi E, Camomilla V, Cereatti A, A. C. Quantitative assessment of soft tissue artefact propagation to the marker cluster level. 18th European Society of Biomechanics. Lison, Portugal: *Journal of Biomechanics*; 2012.
- [105] Begon M, Colloud F, Fohanno V, Bahuaud P, Monnet T. Computation of the 3D kinematics in a global frame over a 40m-long pathway using a rolling motion analysis system. *Journal of biomechanics*. 2009;42:2649-53.
- [106] Ludewig PM, Hassett DR, Laprade RF, Camargo PR, Braman JP. Comparison of scapular local coordinate systems. *Clinical Biomechanics*. 2010;25:415-21.
- [107] Gorton GE, Hebert DA, Gannotti ME. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture*. 2009;29:398-402.
- [108] Thouzé A, Gaihlard M, Cotton R, Begon M. Implication of marker size during gait analysis. *Canadian Society of Biomechanics*. Queen's University, Kingston 2010.
- [109] Bobrowitsch E, Mannel H, Marin F, Graichen H, Dürselen L. In-vivo evaluation of upper arm soft tissue artefact during elevation in the scapular plane. 5th World Congress of Biomechanics: *Journal of Biomechanics*; 2006. p. S78-S9.

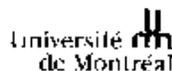
- 
- [110] Vandenberghe A, Levin O, De Schutter J, Swinnen S, Jonkers I. Three-dimensional reaching tasks: effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity. *Gait Posture*. 2010;32:500-7.
- [111] Yang NF, Zhang M, Huang CH, Jin DW. Motion quality evaluation of upper limb target-reaching movements. *Medical engineering & physics*. 2002;24:115-20.
- [112] van Drongelen S, van der Woude LH, Veeger HE. Load on the shoulder complex during wheelchair propulsion and weight relief lifting. *Clinical Biomechanics*. 2011;26:452-7.
- [113] Westerhoff P, Graichen F, Bender A, Halder A, Beier A, Rohlmann A, et al. Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured in vivo. *Clinical Biomechanics*. 2011;26:982-9.
- [114] Aizawa J, Masuda T, Koyama T, Nakamaru K, Isozaki K, Okawa A, et al. Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of biomechanics*. 2010;43:2915-22.
- [115] Rettig O, Fradet L, Kasten P, Raiss P, Wolf SI. A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Gait Posture*. 2009;30:469-76.
- [116] Dumas R, Cheze L. Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods. *J Biomech*. 2009;42:2214-7.
- [117] Gruber K, Ruder H, Denoth J, Schneider K. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *J Biomech*. 1998;31:439-44.
- [118] Page A, de Rosario H, Mata V, Atienza C. Experimental Analysis of Rigid Body Motion. A Vector Method to Determine Finite and Infinitesimal Displacements From Point Coordinates. *J Mech Design*. 2009;131.
- [119] Camomilla V, Cereatti A, Cheze L, Cappozzo A. A hip joint kinematics driven model for the generation of realistic thigh soft tissue artefacts. *Journal of biomechanics*. 2013;46:625-30.
- [120] Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G. Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans. *Human movement science*. 2003;22:377-404.
- [121] Fukuchi RK, Arakaki C, Orselli MIV, Duarte M. Evaluation of alternative technical markers for the pelvic coordinate system. *Journal of biomechanics*. 2010;43:592-4.
- [122] Belvedere C, Leardini A, Giannini S, Ensini A, Bianchi L, Catani F. Does medio-lateral motion occur in the normal knee? An in-vitro study in passive motion. *Journal of biomechanics*. 2011;44:877-84.

- 
- [123] Schulz BW, Kimmel WL. Can hip and knee kinematics be improved by eliminating thigh markers? *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2010;25:687-92.
- [124] Myers CA, Torry MR, Peterson DS, Shelburne KB, Giphart JE, Krong JP, et al. Measurements of tibiofemoral kinematics during soft and stiff drop landings using biplane fluoroscopy. *The American Journal of Sports Medicine*. 2011;39:1714-22.
- [125] Feikes JD, O'Connor JJ, Zavatsky AB. A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *Journal of biomechanics*. 2003;36:125-9.
- [126] Fohanno V, Begon M, Lacouture P, Colloud F. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody Syst Dyn*. 2013:1-17.
- [127] Fohanno V, Lacouture P, Colloud F. Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain. *Journal of biomechanics*. 2013;46:1053-9.
- [128] Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G. Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation. *Journal of biomechanics*. 2005;38:2228-36.
- [129] Halvorsen K, Soderstrom T, Stokes V, Lanshammar H. Using an extended Kalman filter for rigid body pose estimation. *J Biomech Eng-T Asme*. 2005;127:475-83.
- [130] Schulz BW, Kimmel WL. Can hip and knee kinematics be improved by eliminating thigh markers? *Clin Biomech*. 2010;25:687-92.
- [131] Wren TA, Do KP, Hara R, Rethlefsen SA. Use of a patella marker to improve tracking of dynamic hip rotation range of motion. *Gait Posture*. 2008;27:530-4.
- [132] Akiyama K, Sakai T, Koyanagi J, Yoshikawa H, Sugamoto K. Evaluation of translation in the normal and dysplastic hip using three-dimensional magnetic resonance imaging and voxel-based registration. *Osteoarthr Cartilage*. 2011;19:700-10.
- [133] Desloovere K, Wong P, Swings L, Callewaert B, Vandenuecker H, Leardini A. Range of motion and repeatability of knee kinematics for 11 clinically relevant motor tasks. *Gait Posture*. 2010;32:597-602.
- [134] van den Bogert AJ, Reinschmidt C, Lundberg A. Helical axes of skeletal knee joint motion during running. *Journal of biomechanics*. 2008;41:1632-8.
- [135] Schmitt S, Günther M. Human leg impact: energy dissipation of wobbling masses. *Arch Appl Mech*. 2011;81:887-97.
- [136] Eknoyan G. Adolphe Quetelet (1796-1874)--the average man and indices of obesity. *Nephrology, dialysis, transplantation : official publication of the European Dialysis and Transplant Association - European Renal Association*. 2008;23:47-51.

- [137] Schinkel-Ivy A, Burkhart TA, Andrews DM. Leg tissue mass composition affects tibial acceleration response following impact. *Journal of Applied Biomechanics*. 2012;28:29-40.
- [138] Holmes JD, Andrews DM, Durkin JL, Dowling JJ. Predicting in vivo soft tissue masses of the lower extremity using segment anthropometric measures and DXA. *Journal of Applied Biomechanics*. 2005;21:371-82.
- [139] Pain MTG, Challis JH. Soft tissue motion during impacts: Their potential contributions to energy dissipation. *Journal of Applied Biomechanics*. 2002;18:231-42.
- [140] Taylor JR. *Incertitudes Et Analyse Des Erreurs Dans Les Mesures Physiques ; Cours Et Exercices Corrige*2000.
- [141] Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*. 2005;21:186-96.
- [142] De Rosario H, Page Á, Besa A, Valera Á. Propagation of soft tissue artifacts to the center of rotation: a model for the correction of functional calibration techniques. *Journal of Biomechanics* In Press 2013.
- [143] Pain MTG, Challis JH. Soft tissue motion during impacts: Their potential contributions to energy dissipation. *J Appl Biomech*. 2002;18:231-42.
- [144] Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture*. 1997;5:217-27.
- [145] Manal K, McClay Davis I, Galinat B, Stanhope S. The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets. *Clinical Biomechanics* 2003;18:126-31.
- [146] Grimpampi E, Camomilla V, Cereatti A, de Leva P, Cappozzo A. Metrics for Describing Soft-Tissue Artefact and Its Effect on Pose, Size, and Shape of Marker Clusters. *IEEE Trans Biomedical Engineering*. 2013.
- [147] Michaud B, Dal Maso F, Lundberg A, Arndt T, Allard P, Begon M. Glenohumeral translation during dynamic tasks in healthy participants. *European Society of Biomechanics*. Patras, Greece 2013.
- [148] Michaud B, Robert Lachaine X, Allard P, Arndt T, Lundberg A, Begon M. Shoulder complex joint location: an in-vivo study using intracortical pins, imaging and skin markers. *International Society of Biomechanics*. Brazil 2013.

# ANNEXES

## A.1/ Certificats d'éthique pour l'étude menée dans la Partie 2



Comité d'éthique de la recherche en santé

22 avril 2013

Objet: Approbation éthique - « Comparaison des mouvements entre la mesure des segments osseux de l'épaule et l'analyse du mouvement à l'aide de marqueurs (Demande FRSQ: Méthode, "iii. Validation du modèle cinématique par des tiges intracorticales") »

M. Mickaël Begon & M. Paul Allard,

Le Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES) a étudié le projet de recherche susmentionné et a délivré le certificat d'éthique demandé suite à la satisfaction des exigences précédemment émis. Vous trouverez ci-joint une copie numérisée de votre certificat; copie également envoyée au Bureau Recherche-Développement-Valorisation.

Notez qu'il y apparaît une mention relative à un suivi annuel et que le certificat comporte une date de fin de validité. En effet, afin de répondre aux exigences éthiques en vigueur au Canada et à l'Université de Montréal, nous devons exercer un suivi annuel auprès des chercheurs et étudiants chercheurs.

De manière à rendre ce processus le plus simple possible et afin d'en tirer pour tous le plus grand profit, nous avons élaboré un court questionnaire qui vous permettra à la fois de satisfaire aux exigences du suivi et de nous faire part de vos commentaires et de vos besoins en matière d'éthique en cours de recherche. Ce questionnaire de suivi devra être rempli annuellement jusqu'à la fin du projet et pourra nous être retourné par courriel. La validité de l'approbation éthique est conditionnelle à ce suivi. Sur réception du dernier rapport de suivi en fin de projet, votre dossier sera clos.

Il est entendu que cela ne modifie en rien l'obligation pour le chercheur, tel qu'indiqué sur le certificat d'éthique, de signaler au CERES tout incident grave dès qu'il survient ou de lui faire part de tout changement anticipé au protocole de recherche.

Nous vous prions d'agréer, Messieurs, l'expression de nos sentiments les meilleurs,

Robert Ganache, président  
Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES)  
Université de Montréal

/s/p  
c.c. Gestion des certificats, BRDV  
p.f. Certificat #12-132-CERES-P

adresse postale  
C.P. 6128, succ. Centre-ville  
Montréal QC H3C 3J7

2544 Jean Brillant  
4<sup>e</sup> étage, bur. 439-11  
Montréal QC H3T 1P1

Téléphone: 514-393-8111 poste 3884  
site: [www.umontreal.ca](http://www.umontreal.ca)  
[www.ceres.umontreal.ca](http://www.ceres.umontreal.ca)

 **KAROLINSKA**  
 Universtitetssjukhuset

Strålskyddskommittén, Huddinge  
 Leif Svensson

2012-01-24

**Ang. Ett forskningsprojekt från Arne Lundberg med diarienummer 25/11.  
 "En jämförelse av rörelser mellan skuldrens bensegment mätt med  
 markörbaserad rörelseanalys."**

Dosberäkning har gjorts med utgångspunkt från följande parametrar (Nils Kadesjö).

Mån 35-55 år  
 Lungröntgen: 1,5mSv  
 Genomlysning axel: 1,5mSv  
**Total Effektiv dos: 3mSv**

Den extra stråldosen har beräknats till 3 mSv.

Strålskyddskommittén godkänner projektet för dessa patienter, under förutsättning att text där stråldosen jämföres med den naturliga bakgrundsstrålningen infogas i patientinformationen. T.ex.

*Den stråldos som (C) och genomlysning), 3 mSv, motsvarar den som en genomsnittlig  
 invånare i Sverige får under 1-3 år.*

*Som jämförelse är den oundvikliga dosen, från den naturliga bakgrundsstrålningen, i  
 Sverige 1 mSv/år. Medeldosen för personer boende i Sverige är ca 3 mSv/år, då även  
 strålning från medicinska undersökningar och radon är medräknat.*

Huddinge 2012-01-23

POSTADRESS  
 S-141 86 Huddinge

KAROLINSKA UNIVERSITETSSJUKHUSET  
 BEÖMSADRESS HÄLSÖVÄGEN, Huddinge  
 TEL. 0870 76 76 00



## A.2/ Estimation des centres et axes articulaires par méthodes fonctionnelles.

### A.2.1/ Estimation des centres articulaires pour des articulations à trois degrés de liberté.

La position du centre articulaire de l'épaule a été calculée par la méthode SCoRE développée par Ehrig et al. [95]. Cette méthode identifie le centre articulaire comme un point commun aux repères liés aux segments distal et proximal de l'articulation considérée (Figure 39). Cette approche suppose que la position du centre articulaire est constante dans le repère lié aux segments proximal et distal, notés respectivement  $u$  et  $v$ .

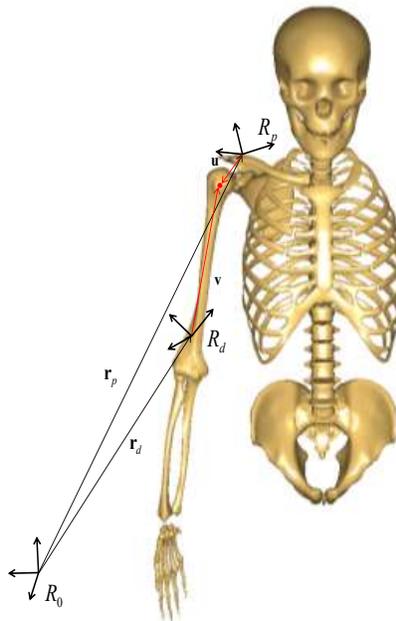


Figure 39: Illustration du principe de la méthode SCoRE.

À partir des matrices de rotation des segments distal et proximal dans le repère global  ${}^0\mathbf{R}$  et  ${}^0_d\mathbf{R}$ . La position du centre articulaire dans le repère global  $R_o$  s'obtient en minimisant la fonction suivante :

$$f_{SCORE}(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = \sum_{i=1}^n \left\| {}^0_p\mathbf{R}(t_i)\mathbf{u} + \mathbf{r}_p(t_i) - ({}^0_d\mathbf{R}(t_i)\mathbf{v} + \mathbf{r}_d(t_i)) \right\|^2 \quad \text{Équation A.1}$$

avec  $\mathbf{r}_p$  et  $\mathbf{r}_d$ , les positions respectives de l'origine des repères proximal et distal exprimées dans le repère global. Ce qui permet d'obtenir l'égalité suivante :

$$\mathbf{r}_p + {}^0_p\mathbf{R}\mathbf{u} = \mathbf{r}_d + {}^0_d\mathbf{R}\mathbf{v} \quad \text{Équation A.2}$$

En regroupant les vecteurs  $\mathbf{u}$  et  $\mathbf{v}$  à déterminer de l'équation (A.2) dans un seul vecteur l'équation (A.2) devient :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} {}^0_d\mathbf{R} & -{}^0_p\mathbf{R} \end{bmatrix}}_{3 \times 6} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{v} \\ \mathbf{u} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\mathbf{r}_p - \mathbf{r}_d}_{3 \times 1} \quad \text{Équation A.3}$$

Ce système de trois équations à six inconnus est sous-déterminé. Comme les vecteurs  $\mathbf{u}$  et  $\mathbf{v}$  sont constants dans leurs repères respectifs, les mouvements permettant d'identifier ces centres articulaires sont enregistrés à  $n$  instants différents, ce qui donne l'égalité suivante :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} {}^0_d\mathbf{R}(t_0) & -{}^0_p\mathbf{R}(t_0) \\ \vdots & \vdots \\ {}^0_d\mathbf{R}(t_n) & -{}^0_p\mathbf{R}(t_n) \end{bmatrix}}_{3n \times 6} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{v} \\ \mathbf{u} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{r}_p(t_0) - \mathbf{r}_d(t_0) \\ \vdots \\ \mathbf{r}_p(t_n) - \mathbf{r}_d(t_n) \end{bmatrix}}_{3n \times 1} \quad \text{Équation A.4}$$

Cette équation (A.4) se simplifie et prend alors la forme :

$$\Phi \begin{bmatrix} \mathbf{v} \\ \mathbf{u} \end{bmatrix} = \Lambda$$

Équation A.5

Les vecteurs  $\mathbf{u}$  et  $\mathbf{v}$  peuvent alors être déterminés par moindres carrés en utilisant la pseudo-inverse de  $\Phi$ :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{v} \\ \mathbf{u} \end{bmatrix} = \Phi^+ \Lambda$$

Équation A.6

où  $\Phi^+$  est la pseudo-inverse de  $\Phi$ . Cette matrice pseudo inverse a la forme suivante :

$$\Phi^+ = (\Phi^T \Phi)^{-1} \Phi^T$$

Équation A.7

Les vecteurs  $\mathbf{u}$  et  $\mathbf{v}$  s'obtiennent alors en résolvant l'équation A.8 :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{v} \\ \mathbf{u} \end{bmatrix} = (\Phi^T \Phi)^{-1} \Phi^T \Lambda$$

Équation A.8

## A.2.2/ Estimation de l'axe articulaire des articulations à un seul degré de liberté

Le coude ainsi que le genou peuvent être considérés comme des articulations de type charnière. On peut donc les modéliser comme un axe de rotation. Cet axe de rotation est déterminé en utilisant la méthode fonctionnelle *SARA* développée par O'Brien et al. [99] et reprise par Ehrig et al. [97]. La méthode *SARA* qui peut être perçue comme une « extension naturelle de la méthode *SCoRE* » [100] a pour but de trouver un axe de rotation commun à deux segments en minimisant la fonction suivante :

$$f_{SARA}(\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2) = \sum_{i=1}^n \left\| {}^0\mathbf{R}(t_i)\mathbf{c}_1 + \mathbf{r}_p(t_i) - ({}^0\mathbf{R}(t_i)\mathbf{c}_2 + \mathbf{r}_d(t_i)) \right\|^2 \quad \text{Équation A.9}$$

où les points  $\mathbf{c}_1$  et  $\mathbf{c}_2$  sont des points arbitraires situés sur l'axe articulaire respectivement exprimés dans le repère distal et proximal des segments (Figure 40).

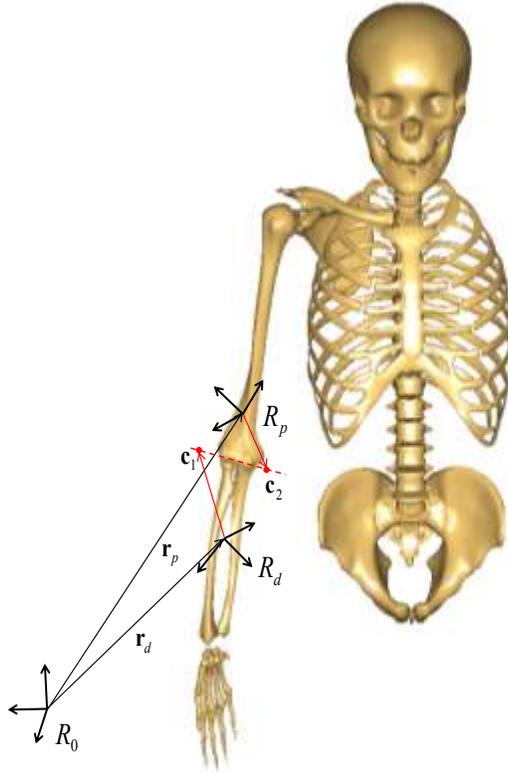


Figure 40: Illustration de la méthode SARA.

La fonction précédente (Eq A.9) prend alors la forme du problème linéaire suivant :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R}(t_0) & -{}^0\mathbf{R}(t_0) \\ \vdots & \vdots \\ {}^0\mathbf{R}(t_n) & -{}^0\mathbf{R}(t_n) \end{bmatrix}}_{3n \times 6} \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{c}_1 \\ \mathbf{c}_2 \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{r}_p(t_0) - \mathbf{r}_d(t_0) \\ \vdots \\ \mathbf{r}_p(t_n) - \mathbf{r}_d(t_n) \end{bmatrix}}_{3n \times 1} \quad \text{Équation A.10}$$

Comme l'équation A.4, ce système linéaire (Eq A.10) est de la forme  $\mathbf{Ax} = \mathbf{b}$ . Comme pour le calcul du centre articulaire, les points  $\mathbf{c}_1$  et  $\mathbf{c}_2$  sont déterminés par moindres carrés en utilisant la pseudo inverse à gauche de Moore-Penrose de  $\Phi$ .

Cette pseudo-inverse permet de résoudre un problème de la forme  $\Phi \begin{bmatrix} \mathbf{c}_1 \\ \mathbf{c}_2 \end{bmatrix} = \Lambda$  où  $\Phi = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R} & -{}^0\mathbf{R} \\ {}_d\mathbf{R} & -{}_p\mathbf{R} \end{bmatrix}$ . L'équation A.9 est donc résolue par décomposition en valeurs singulières de la matrice  $\Phi$  qui regroupe les matrices rotations des segments proximal et distal. Sa décomposition en valeurs singulières donne les informations utiles qui permettent de calculer le centre et l'axe articulaire entre deux segments. La décomposition de  $\Phi$  en valeurs singulières donne :

$$\Phi = \mathbf{USV}^T \quad \text{Équation A.11}$$

où  $\mathbf{U}$  et  $\mathbf{V}$  sont des matrices orthogonales ( $3n \times 3n$  et  $6 \times 6$ ) et  $\mathbf{S}$  est une matrice rectangulaire ( $3n \times 6$ ) dont tous les éléments sont nuls hormis ceux de la diagonales, ces éléments étant appelés valeurs singulières, si cette matrice n'est pas de plein rang alors l'axe articulaire peut être déterminé à partir de la matrice  $\mathbf{V}$  [97]. Les coordonnées du point  $\mathbf{c}_1$ , exprimées dans le repère distal est situé sur l'axe articulaire, sont contenues dans la matrice  $\mathbf{V}$ . Ses coordonnées sont contenues dans la colonne de la matrice  $\mathbf{V}$  correspondant à la plus faible valeur singulière de la matrice  $\mathbf{S}$ , les coordonnées sont contenues dans les trois premières lignes de cette colonne. Les coordonnées du point  $\mathbf{c}_2$ , exprimées dans le repère segmentaire du segment proximal de l'articulation sont obtenues à partir des trois derniers éléments de cette même colonne.

### A.3/ Optimisation des matrices de rotation par optimisation locale

Cette partie présente la méthode d'optimisation locale utilisée pour calculer une matrice de rotation. L'optimisation locale calcule la matrice de rotation à l'aide de quaternions et utilise le gradient conjugué pour minimiser la fonction d'optimisation suivante :

$$\frac{1}{2} \sum_{i=1}^i \left\| \mathbf{b}_i - {}^{t_0} \mathbf{R} \mathbf{c}_i \right\|^2$$

Équation A.12

où  $\mathbf{b}_i$  est le vecteur reliant l'origine du repère lié au solide à un marqueur  $m_i$  attaché à un solide  $S$  à l'instant  $t_0$ ,  ${}^{t_0} \mathbf{R}$  est la matrice de rotation du solide entre l'instant  $t_0$ , et  $t_i$  et  $\mathbf{c}_i$  est le vecteur reliant l'origine du repère segmentaire au marqueur  $m_i$  à l'instant  $t_i$  (Figure 41), issue des travaux de Monnet [63]).

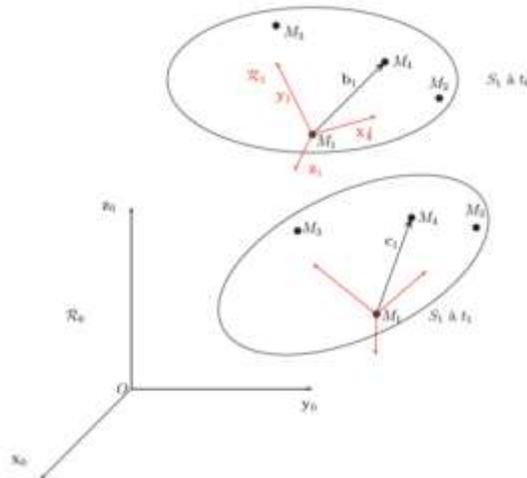


Figure 41: Orientation d'un solide  $S$  aux instants  $t_0$  et  $t_i$ .

Nous introduisons le quaternion,  $X = \begin{bmatrix} \mathbf{m} \\ m_0 \end{bmatrix}$  avec  $\mathbf{m} = [m_1 \ m_2 \ m_3]$  et  $m_0$  qui sont respectivement un vecteur et un scalaire liés par la relation :

$$\langle \mathbf{m}, \mathbf{m} \rangle + m_0 = 1 \quad \text{Équation A.13}$$

où  $\langle \mathbf{m}, \mathbf{m} \rangle$  est un produit scalaire. La matrice de rotation du solide prend donc la forme suivante :

$$\mathbf{R} = (m_0^2 - \langle \mathbf{m}, \mathbf{m} \rangle) \mathbf{1}_3 + 2\mathbf{m} \otimes \mathbf{m} + 2m_0 [j(\mathbf{m})] \quad \text{Équation A.14}$$

où  $\mathbf{m} \otimes \mathbf{m}$  est un produit tensoriel,  $[j(\mathbf{m})]$  est la partie antisymétrique de  $\mathbf{m}$ .

Le quaternion optimal  $X$  est déterminé par la méthode du gradient conjugué de Polak-Ribière [63]. Cette méthode permet alors de minimiser l'équation A.12 en n'effectuant que des additions et multiplications évitant ainsi le calcul de l'inverse d'une matrice [23, 63]. Le quaternion  $X$  est déterminé par une méthode itérative qui s'arrête une fois que le critère de minimisation de l'équation A.12 est satisfait, c'est-à-dire lorsque la norme inférieure à  $10^{-6}$  m dans notre algorithme.

La matrice de rotation optimale est déterminée entre l'instant  $t_n$  et  $t_0$ . Elle permet de connaître l'orientation du solide ou d'un segment par rapport à sa position à l'instant  $t_0$ . Elle permet aussi de calculer la position solidifiée de chaque marqueur dans le repère global ou dans le repère segmentaire et est utilisée pour calculer la position du centre articulaire.

Seulement la matrice de rotation d'intérêt est celle qui exprime la rotation du solide ou du segment dans le repère global  $R_0$ . On obtient la matrice  ${}^0_{t_n} \mathbf{R}$  par multiplication matricielle :

$${}^0_{t_n} \mathbf{R} = {}^0_{t_0} \mathbf{R} {}^{t_0}_{t_n} \mathbf{R} \quad \text{Équation A.15}$$

où  ${}^0_{t_n}\mathbf{R}$  est la matrice de rotation du segment dans le repère global déterminée lorsque le sujet reste immobile en position de référence anatomique.

La position d'un segment  $S$  peut être obtenue en fonction de la position d'un marqueur placé sur le segment ou à partir d'un point moyen des marqueurs. Cette position est alors considérée comme l'origine du repère attaché au segment  $S$ . Le point moyen des marqueurs est préféré à l'un d'entre eux car il permet de limiter les effets du bruit aléatoire sur chacun des marqueurs [64]. Ce vecteur est alors associé à la matrice de rotation calculée par l'équation A.15 pour former une matrice carrée 4x4 de la même forme que l'équation suivante :

$${}^0_S\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} {}^0_S\mathbf{R} & {}^0_S\mathbf{v} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Équation A.16

où  ${}^0_S\mathbf{R}$  est la matrice de rotation du segment  $S$  dans le repère global  $R_0$  et  ${}^0_S\mathbf{v}$  est le vecteur position de ce même solide.

## A.4/ Résultats complémentaires : Partie 2 : Mesure expérimentale du mouvement des masses molles

Tableau A19: Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement moyen lors du geste d'Applaudissements

	S1		S2		S3		
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	
Plus	6	4	2	4	3	4	Plus
2	4	6	3	5	6	6	2
3	2	5	7	1	7	3	3
4	1	7	5	6	4	7	4
5	5	3	4	3	1	2	5
6	3	1	1	2	5	5	6
Moins	7	2	6	7	2	1	Moins

Tableau A20 : Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement moyen lors du geste de Lancers de Balles

	S1		S2		S3		
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	
Plus	4	4	6	4	3	4	Plus
2	6	6	4	6	6	3	2
3	2	7	2	7	4	7	3
4	1	5	3	3	5	6	4
5	5	3	5	5	7	1	5
6	3	1	7	1	1	5	6
Moins	7	2	1	2	2	2	Moins

Tableau A21: Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement maximal lors du geste d'Applaudissements

	S1		S2		S3		
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	
Plus	6	4	5	5	3	3	Plus
2	4	6	1	4	6	4	2
3	2	7	6	6	7	6	3
4	3	5	2	3	1	2	4
5	1	3	7	1	4	5	5
6	5	1	3	2	5	7	6
Moins	7	2	4	7	2	1	Moins

Tableau A4 : Classements des marqueurs en fonction de leur déplacement maximal lors du geste de Lancers de Balle

	S1		S2		S3		
	Os	Peau	Os	Peau	Os	Peau	
Plus	4	4	1	4	3	3	Plus
2	6	6	3	5	2	6	2
3	3	7	4	1	1	7	3
4	7	5	6	6	6	1	4
5	5	3	2	2	4	2	5
6	2	1	7	7	7	4	6
Moins	1	2	5	3	5	5	Moins

## A.5/ Page libre

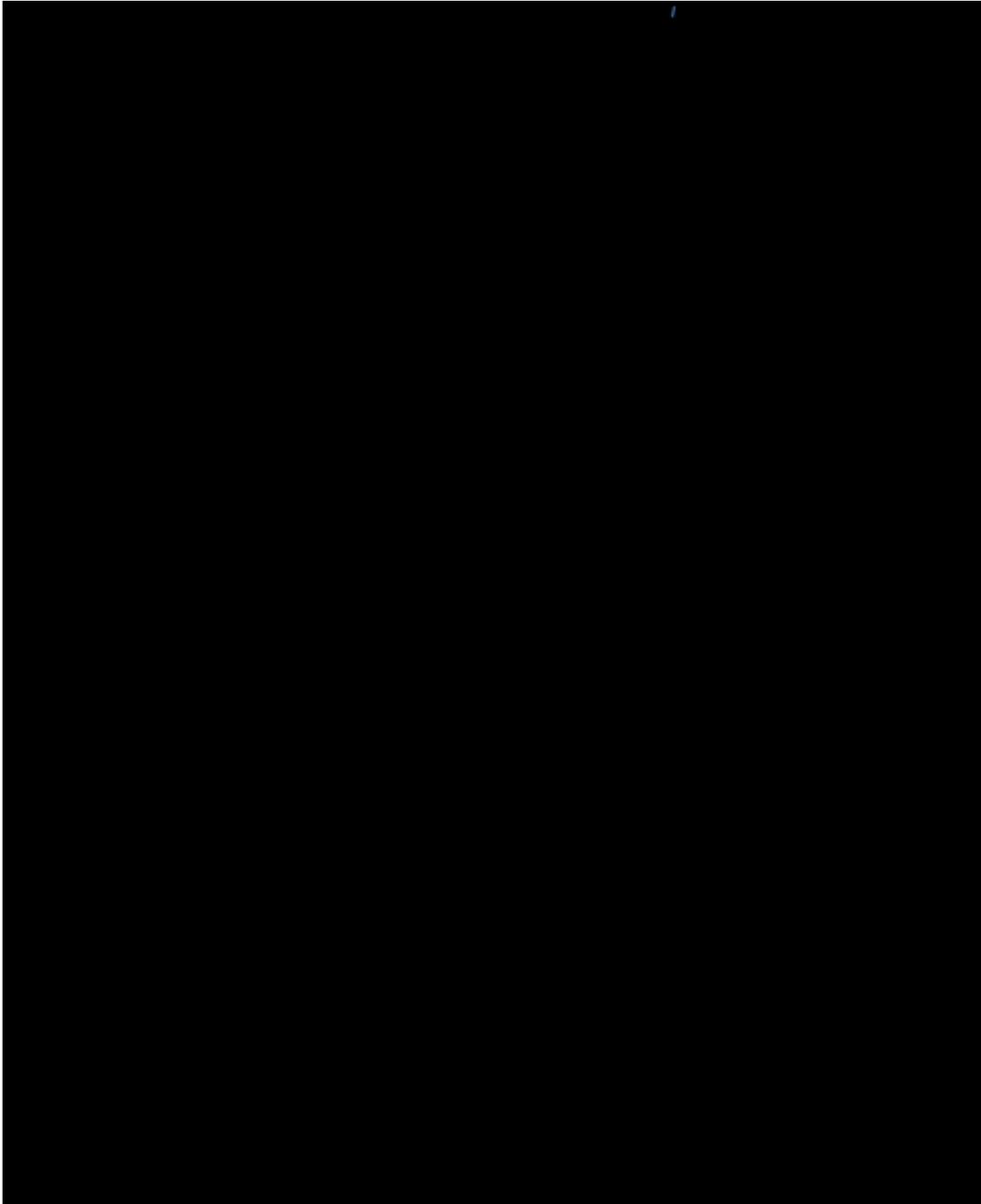
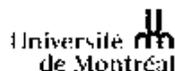


Figure 42 : Page libre à détacher.

## A.6/ Certificat d'éthique pour l'étude menée en Partie 3



Comité d'éthique de la recherche en santé

8 août 2013

Objet: Certificat d'approbation éthique - 3ième renouvellement - « Dynamique et cinématique des tissus mous du membre inférieur »

M. Arsène Thouzé,

Le Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES) a étudié votre demande de renouvellement pour le projet de recherche susmentionné et a délivré le certificat d'éthique demandé suite à la satisfaction des exigences qui prévalent. Vous trouverez ci-joint une copie numérisée de votre certificat; copie également envoyée à votre directeur/directrice de recherche et à la technicienne en gestion de dossiers étudiants (TGDE) de votre département.

Notez qu'il y apparaît une mention relative à un suivi annuel et que le certificat comporte une date de fin de validité. En effet, afin de répondre aux exigences éthiques en vigueur au Canada et à l'Université de Montréal, nous devons exercer un suivi annuel auprès des chercheurs et étudiants-chercheurs.

De manière à rendre ce processus le plus simple possible et afin d'en tirer pour tous le plus grand profit, nous avons élaboré un court questionnaire qui vous permettra à la fois de satisfaire aux exigences du suivi et de nous faire part de vos commentaires et de vos besoins en matière d'éthique en cours de recherche. Ce questionnaire de suivi devra être rempli annuellement jusqu'à la fin du projet et pourra nous être retourné par courriel. La validité de l'approbation éthique est conditionnelle à ce suivi. Sur réception du dernier rapport de suivi en fin de projet, votre dossier sera clos.

Il est entendu que cela ne modifie en rien l'obligation pour le chercheur, tel qu'indiqué sur le certificat d'éthique, de signaler au CERES tout incident grave dès qu'il survient ou de lui faire part de tout changement anticipé au protocole de recherche.

Nous vous prions d'agréer, Monsieur, l'expression de nos sentiments les meilleurs,

Dominique Langelier, présidente  
Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES)  
Université de Montréal

c.c. Gestion des certificats, BRDV

Mickaël Regon, professeur adjoint, Département de kinésiologie, programme Sciences de l'activité physique

n.l. Certificat #13-098-CERES-P

adresse postale  
C.P. 6128, succ. Centre-ville  
Montréal Qc H3C 3J7

5744 Jean-Bouillat  
4<sup>e</sup> étage, succ. 637-11  
Montréal Qc H3T 1P1

Téléphone : 514-343-6111 poste 2664  
e-res@umontreal.ca  
www.ceres.umontreal.ca

## A.7/ Repères techniques du membre inférieur

Le premier segment à considérer est le bassin (Figure 43a) dont l'axe **Y** est défini comme le vecteur reliant le point moyen des marqueurs placés sur les épines iliaques postérieures et le point moyen des marqueurs placés sur les épines iliaques antérieures. Le second axe d'intérêt est un axe intermédiaire, il s'agit du vecteur **u** reliant les deux épines iliaques antéro-supérieures. Le produit vectoriel de ces deux axes permet d'obtenir l'axe **Z** du repère technique. Le dernier axe (**X**) du repère technique est obtenu par le produit vectoriel de **Y** par **Z**.

L'axe **X** du repère technique de la cuisse (Figure 43b) est le vecteur reliant le milieu des marqueurs  $M_{23}$  et  $M_{24}$  au milieu des marqueurs  $M_{17}$  et  $M_{18}$ . Ces quatre marqueurs sont placés sur la face antérieure, les marqueurs  $M_{17}$  et  $M_{18}$  sont médians par rapport aux marqueurs  $M_{23}$  et  $M_{24}$ . L'axe **X** est ainsi orienté de la face latérale du segment vers sa face médiale. L'axe intermédiaire **u** est le vecteur reliant le point moyen des marqueurs  $M_{33}$ ,  $M_{34}$ ,  $M_{37}$  et  $M_{38}$ . Ces marqueurs sont placés sur la face postérieure du segment. Cet axe est orienté de l'arrière vers l'avant car il rejoint le point moyen des marqueurs  $M_{16}$ ,  $M_{17}$ ,  $M_{23}$  et  $M_{24}$ , placés sur la face antérieure de la cuisse. Les axes **X** et **u** ayant été construits pour avoir des directions les plus perpendiculaire possible, le produit vectoriel de **X** et **u** est ainsi maximisé pour obtenir un axe **Z** perpendiculaire au plan formé par les vecteurs **X** et **u**. Le dernier axe de ce repère **Y** est déterminé par le produit vectoriel de **Z** et **X**.

Fi

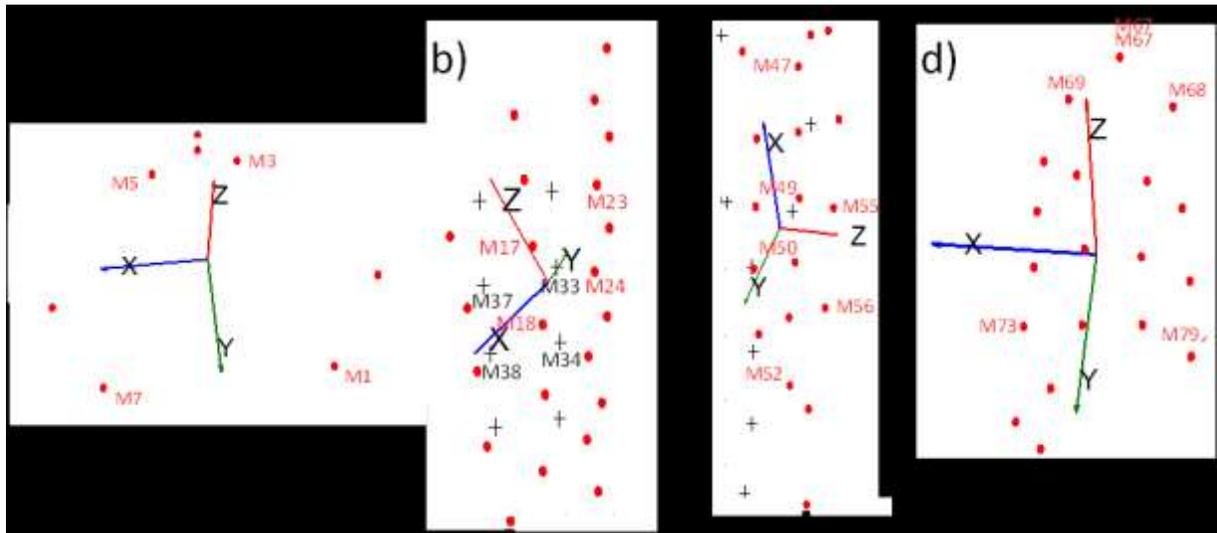


Figure 43 : Repère technique du pelvis (a), de la cuisse (b), de la jambe (c) et du pied (d). Les marqueurs représentés par une croix noire sont les marqueurs de la face postérieure du segment.

Pour la jambe (Figure 43c), l'axe **X** du repère technique est le vecteur reliant le milieu des marqueurs  $M_{49}$  et  $M_{50}$  au milieu des marqueurs  $M_{55}$  et  $M_{56}$ . L'axe intermédiaire **u** est le vecteur qui relie le marqueur  $M_{52}$  au  $M_{47}$ . Les marqueurs  $M_{47}$ ,  $M_{49}$ ,  $M_{50}$  et  $M_{52}$  ont été choisis car ils sont placés sur la crête tibiale, libre de toute insertion musculaire ce qui restreint l'effet du mouvement des masses molles en évitant de placer ces marqueurs sur le ventre d'un muscle [39] ou à proximité d'une articulation. Le produit vectoriel de **X** par **u** permet d'obtenir l'axe **Z** du repère technique. L'axe **Y** est obtenu par le produit vectoriel de **Z** et **X**.

Le repère technique du pied a pour origine le point moyen des marqueurs placés sur le segment (Figure 43d). L'axe **X** du repère technique est le vecteur reliant les marqueurs  $M_{68}$  et  $M_{69}$ . L'axe intermédiaire **u** est le vecteur le marqueur  $M_{67}$  au milieu des marqueurs  $M_{73}$  et  $M_{79}$ . Le produit vectoriel de **X** par **u** permet d'obtenir l'axe **Z** du repère technique. L'axe **Y** est obtenu par le produit vectoriel de **Z** et **X**.

## A.8/ Calcul de la cinématique

La cinématique des articulations se calcule à partir des matrices homogènes obtenues avec chaque méthode d'optimisation, il est alors possible de décrire l'orientation d'un segment par rapport à l'autre. Cette orientation d'un segment par rapport à un segment adjacent, cinématique articulaire, s'obtient tout d'abord par le calcul d'une matrice de passage. Cette matrice de passage ( $\mathbf{K}$ ) est le produit des matrices de rotation des segments ( ${}^0_{s_1}\mathbf{R}$  et  ${}^0_{s_2}\mathbf{R}$ ) proximal et distal à l'articulation tel que :

$$\mathbf{K} = \left( {}^0_{s_1}\mathbf{R} \right)^T \times {}^0_{s_2}\mathbf{R} \quad \text{Équation A.17}$$

La matrice de passage obtenue est une matrice carrée ( $n \times n$ ,  $n = 3$ ). Les valeurs contenues dans cette matrice permettent ensuite d'obtenir les angles de rotation selon une séquence d'angles définie. La séquence d'angle choisie pour l'articulation de hanche est la séquence d'angle de Cardan selon la séquence flexion, abduction, rotation. Cet ordre commande le produit des rotations autour des axes. Ainsi la séquence permet d'écrire l'égalité suivante :

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}(x, \alpha) \mathbf{R}(y, \beta) \mathbf{R}(z, \gamma) \quad \text{Équation A.18}$$

où  $\alpha$  correspond à l'angle de rotation autour de l'axe  $x$ ,  $\beta$  celui autour de l'axe  $y$  et  $\gamma$  celui autour de  $z$  de chacun des repères segmentaires. Les angles de rotation sont obtenus de la manière suivante :

$$\begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{11} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & -c\beta s\gamma & s\beta \\ c\gamma s\alpha s\beta + c_x s_z & c\alpha c\gamma - s\alpha s\beta s\gamma & -c\beta s\alpha \\ -c\alpha c\gamma s\beta + s\alpha s\gamma & c\gamma s\alpha + c\alpha s\beta s\gamma & c\alpha c\beta \end{bmatrix} \quad \text{Équation A.19}$$

Les angles de flexion-extension  $\theta_x$ , d'abduction- adduction  $\theta_y$  et de rotations  $\theta_z$  sont obtenus

à l'aide des fonctions trigonométriques arctangente et arcsinus:

$$\begin{aligned}\theta_x &= \tan^{-1}\left(\frac{\tan(-r_{12})}{\tan(r_{22})}\right) \\ \theta_y &= \sin^{-1}(r_{02}) \\ \theta_z &= \tan^{-1}\left(\frac{\tan(-r_{01})}{\tan(r_{00})}\right)\end{aligned}\quad \text{Équation A.20}$$

La séquence d'angle choisie pour l'articulation du genou est la séquence abduction, flexion, rotation. Cet ordre commande le produit des rotations autour des axes. Ainsi la séquence permet d'écrire l'égalité suivante :

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}(y, \beta) \mathbf{R}(z, \gamma) \mathbf{R}(x, \alpha) \quad \text{Équation A.21}$$

Ainsi les valeurs de la matrice de rotation sont calculées comme il est écrit dans l'équation A.21 :

$$\begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{21} & r_{22} & r_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & s\alpha s\beta - c\alpha c\beta s\gamma & c\alpha s\beta + c\beta s\alpha s\gamma \\ s\gamma & c\alpha c\gamma & -c\gamma s\alpha \\ -c\gamma s\beta & c\beta s\alpha + c\alpha s\beta s\gamma & c\alpha c\beta - s\alpha s\beta s\gamma \end{bmatrix} \quad \text{Équation A.22}$$

Comme pour la hanche, les fonctions trigonométriques arctangente et arcsinus sont utilisées afin de connaître les angles de rotation. Les angles de flexion-extension  $\theta_x$ , d'abduction-adduction  $\theta_y$  et de rotations  $\theta_z$  sont obtenus de la manière suivante:

$$\begin{aligned}\theta_x &= \sin^{-1}(-r_{12}) \\ \theta_y &= \tan^{-1}\left(\frac{\tan(r_{02})}{\tan(r_{22})}\right) \\ \theta_z &= \tan^{-1}\left(\frac{\tan(r_{10})}{\tan(r_{11})}\right)\end{aligned}\quad \text{Équation A.23}$$



## A.9/ Statistiques

### A.9.1/ Le test de Kendall

Le test de Kendall est un test non paramétrique qui cherche le coefficient de concordance ( $W$ ) entre différents classements. Ce coefficient exprime le degré d'association entre  $k$  classements de  $N$  variables. Il cherche à vérifier l'hypothèse  $H_0$  : les distributions sont aléatoires.

Le calcul du  $W$  se fait par le calcul de la somme des rangs,  $R_j$ , de chaque colonne du tableau  $k \times N$ , où  $k$  est le nombre de classements et  $N$  au nombre de marqueurs. La somme des  $R_j$  est ensuite divisée par le nombre de  $k$  pour obtenir le  $R_j$  moyen de chaque  $N$  (marqueur). Le test de Kendall effectue ensuite le calcul des déviations entre chaque  $R_j$  et la valeur moyenne, les carrés de ces déviations sont enfin sommés et donne  $s$ . Tous ces termes sont ensuite introduits dans l'équation suivante pour déterminer  $W$  :

$$W = \frac{s}{(1/12) \times k^2 \times (N^3 - N)} \quad \text{Équation A.24}$$

### A.9.2/ Test de signification

Le  $W$  obtenu est compris entre 0 et 1. Un résultat proche de 1, rejette l'hypothèse d'une distribution aléatoire entre les classements. Le test de signification de  $W$  dépend ensuite de la grandeur de  $N$ . Lorsque celui-ci est supérieur à sept, il faut alors se référer au test de signification des grands échantillons. L'opération qui permet de calculer le degré de signification est obtenu par le calcul d'un khi-carré et d'un degré de liberté ( $N-1$ ). Ce khi-carré s'obtient de la façon suivante :

$$\chi^2 = \frac{s}{(1/12) \times kN(N+1)} \quad \text{Équation A.25}$$

La probabilité associée à ce résultat est déterminée par référence à la table du khi-carré (tableau suivant). Si la valeur du khi-carré obtenu est égale ou supérieure à celle donnée par la table pour un degré de signification donné, l'hypothèse nulle est rejetée et le  $W$  obtenu traduit une concordance des classements.

Tableau A5: Valeur de khi-carré pour les degrés de signification  $\alpha$  pour les degrés de liberté de 1 à 32.

Degré de liberté	$\chi^2$		
	$\alpha = 0,05$	$\alpha = 0,01$	$\alpha = 0,001$
1	3,84	6,64	10,83
2	5,99	9,21	13,82
3	7,82	11,35	16,27
4	9,49	13,28	18,47
5	11,07	15,09	20,52
6	12,59	16,81	22,46
7	14,07	18,48	24,32
8	15,51	20,09	26,13
9	16,92	21,67	27,88
10	18,31	23,21	29,59
11	19,68	24,73	31,26
12	21,03	26,22	32,91
13	22,36	27,69	34,53
14	23,69	29,14	36,12
15	25,00	30,58	37,70
16	26,30	32,00	39,25
17	27,59	33,41	40,79
18	28,87	34,81	42,31
19	30,14	36,19	43,82
20	31,41	37,57	45,32
21	32,67	38,93	46,80
22	33,92	40,29	48,27
23	35,17	41,64	49,73
24	36,42	42,98	51,18
25	37,65	44,31	52,62
26	38,89	45,64	54,05
27	40,11	46,96	55,48
28	41,34	48,28	56,89
29	42,56	49,59	58,30
30	43,77	50,89	59,70
31	44,99	52,19	61,10
32	46,19	53,49	62,49

## A.10/ Résultats complémentaires : Partie 3 : Mesure numérique du mouvement des masses molles

Tableau A6 : Classement complet des marqueurs placés sur la cuisse.

	OL	OG1	OG2
- soumis	M30	M30	M10
2	M31	M31	M31
3	M29	M29	M30
4	M33	M18	M34
5	M18	M9	M29
6	M9	M10	M33
7	M17	M33	M20
8	M28	M28	M9
9	M38	M25	M35
10	M10	M34	M14
11	M22	M27	M27
12	M23	M17	M26
13	M25	M26	M28
14	M34	M19	M19
15	M37	M24	M8
16	M24	M14	M25
17	M13	M20	M18
18	M27	M13	M13
19	M32	M38	M32
20	M14	M22	M38
21	M26	M23	M39
22	M19	M32	M21
23	M12	M37	M24
24	M20	M35	M22
25	M16	M12	M37
26	M21	M21	M17
27	M35	M16	M23
28	M39	M8	M12
29	M8	M39	M16
30	M15	M15	M15
31	M11	M11	M11
+ soumis	M36	M36	M36

Tableau A7 : Classement complet des marqueurs placés sur la jambe.

	OL	OG1	OG2
- soumis	M53	M55	M56
2	M56	M56	M55
3	M64	M40	M41
4	M59	M54	M54
5	M55	M62	M40
6	M62	M64	M65
7	M63	M63	M53
8	M65	M41	M64
9	M54	M59	M63
10	M58	M58	M62
11	M40	M53	M59
12	M61	M61	M58
13	M41	M57	M61
14	M42	M65	M57
15	M57	M60	M42
16	M60	M42	M60
+ soumis	M66	M66	M66

## Liste des publications de l'auteur

### Articles

Roosen, M. Pain, **A. Thouzé**, T. Monnet, M. Begon (2013). Segment embedded frame definition affects the hip joint centre precision during walking. *Medical Engineering and Physics*.

T. Monnet, **A. Thouzé**, M. Pain, M. Begon (2012). Assessment of thigh marker ranking during walking and landing tasks. *Medical Engineering and Physics*. 34 (8); 1200-1208.

### Actes de congrès indexés

**A. Thouzé**, T. Monnet, M. Begon, M. Pain (2010). Determination of optimal placements of markers on the thigh during walking and landing. EPJ Web of conference. 14th International Conference on Experimental Mechanics, EuraSEM, Poitiers.

**A. Thouzé**, T. Monnet, P. Lacouture, M. Begon (2013). A numerical approach to assess the soft tissue artefact during human movement analysis. 38ème Congrès de la Société de Biomécanique. Marseille-Luminy. Septembre 2013.

### Congrès

**A. Thouzé**, T. Monnet, M. Pain, M. Begon (2010). Optimisation du placement des marqueurs cutanés pour l'analyse du mouvement de la cuisse. Journée de la recherche du Département de Kinésiologie de l'Université de Montréal.

**A. Thouzé**, T. Monnet, M. Begon, M. Pain (2010). Determination of optimal placements of markers on the thigh during walking and landing. EPJ Web of conference. 14th International Conference on Experimental Mechanics, EuraSEM, Poitiers.

**A. Thouzé**, T. Monnet, M. Begon, M. Pain (2010). Optimal marker location for landing analysis. 14<sup>th</sup> biannual Conference of Canadian Society of Biomechanics.

**A. Thouzé**, M. Gaihlard, R. Cotton, M. Begon (2010). Implication of marker sizes during gait analysis. 14<sup>th</sup> biannual Conference of Canadian Society of Biomechanics.

**A. Thouzé**, M. Begon, T. Monnet (2010). Optimisation du placement des repères cutanés pour l'analyse du mouvement ; Application à la cuisse. XXVIème Congrès des étudiants du centre de recherche de Sainte Justine.

**A. Thouzé**, T. Monnet, M. Begon, M. Pain (2010). Optimisation du placement des marqueurs cutanés pour l'analyse du mouvement de la cuisse. Journée de la Recherche du Département de Kinésiologie, Université de Montréal.

M. Jackson, I. Benjkhemis, **A. Thouzé**, P. Sardain, M. Begon (2011). Identifying the criterion spontaneously minimized during sub-maximal movements through optimal synthesis. 35<sup>th</sup> annual meeting of the American Society of Biomechanics, Long-Beach, California.

**A. Thouzé**, B. Michaud, T. Monnet, M. Begon (2012). Évaluation du mouvement des masses molles et ses composantes dans une chaîne cinématique. Journée de la Recherche du Département de Kinésiologie, Université de Montréal.

**A. Thouzé**, T. Monnet, P. Lacouture, M. Begon (2013). A numerical approach to assess the soft tissue artefact during human movement analysis. 38<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique. Marseille-Luminy.