



**Titre:** Approche intégrée de modélisation cinématique et dynamique du  
Title: membre supérieur

**Auteur:** Maria Laitenberger  
Author:

**Date:** 2013

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Laitenberger, M. (2013). Approche intégrée de modélisation cinématique et  
Citation: dynamique du membre supérieur [Master's thesis, École Polytechnique de  
Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1272/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/1272/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de  
recherche:** Maxime Raison, Delphine Périé-Curnier, & Mickael Begon  
Advisors:

**Programme:** Génie biomédical  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

APPROCHE INTÉGRÉE DE MODÉLISATION CINÉMATIQUE ET DYNAMIQUE DU  
MEMBRE SUPÉRIEUR

MARIA LAITENBERGER  
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

NOVEMBRE 2013

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

APPROCHE INTÉGRÉE DE MODÉLISATION CINÉMATIQUE ET DYNAMIQUE DU  
MEMBRE SUPÉRIEUR

présenté par : LAITENBERGER Maria

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., président

M. RAISON Maxime, Doct., membre et directeur de recherche

M. BEGON Mickael, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

Mme PÉRIÉ-CURNIER Delphine, Doct., membre et codirectrice de recherche

M. AISSAOUI Rachid, Doct., membre

## REMERCIEMENTS

D'abord et avant tout, je tiens à exprimer toute ma gratitude envers mon comité d'encadrement. En particulier, je remercie mon directeur de recherche Maxime Raison, professeur adjoint au département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal et titulaire de la Chaire en génie de la réadaptation appliqué en pédiatrie (CGRP), pour son support tout au long de la réalisation de ce projet. Sa confiance, sa passion, sa grande générosité et son dévouement m'ont incité à me surpasser. J'aimerais également remercier mon codirecteur de maîtrise Mickael Begon, professeur adjoint au département de kinésiologie de l'Université de Montréal, dont l'expertise et l'implication dans ce projet ont été essentielles. Un grand merci également à ma codirectrice Delphine Périé, professeure adjointe au département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal, pour sa disponibilité et ses conseils éclairés.

Je voudrais remercier tous ceux qui ont contribué aux essais expérimentaux, tout particulièrement Aurélie Sarcher, étudiante à la maîtrise qui a réalisé l'ensemble des collectes de données pour ce projet. Merci également aux étudiants Mostafa Saqi, Kacem Hamza et Thibaut Souilliar pour leur participation à la conception et la fabrication d'un prototype du modèle ainsi qu'à François Ménard, technicien en fabrication mécanique à l'École Polytechnique. Je voudrais également remercier les étudiants et collègues de la CGRP qui ont contribué à rendre la vie au laboratoire agréable et dynamique. Ce fût un plaisir de vous côtoyer!

Je suis également reconnaissante envers le programme de formation en technologies biomédicales MÉDITIS, supporté par le CRSNG (Programme FONCER) et l'École Polytechnique, pour avoir financé en partie ce travail de recherche, mais aussi pour l'expérience enrichie et les opportunités apportées. Merci également au Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (FQRNT) et à la CGPR pour leur financement au cours du projet de recherche.

Finalement, je remercie le plus sincèrement ma famille et mes proches pour leur soutien et leurs encouragements tout au long de mes études. Depuis le début, vous avez cru en moi et vous vous êtes toujours tellement réjouis de mes réussites, aussi petites soient-elles. Vous êtes si précieux pour moi.

Un grand merci à tous et à toutes.

## RÉSUMÉ

Un modèle multicorps biofidèle du membre supérieur pour l'évaluation quantitative de la cinématique et dynamique articulaires a le potentiel de devenir un outil innovant dans de nombreux domaines d'application. Toutefois, la modélisation cinématique et dynamique de l'avant-bras présente encore des défis en raison de la complexité de fournir une définition en boucle fermée qui tient compte à la fois des interactions entre les deux os de l'avant-bras et de l'aspect non-idéal des articulations.

Dans ce contexte, ce mémoire présente le développement d'un modèle dynamique multicorps du membre supérieur comprenant une modélisation raffinée de l'avant-bras, notamment via l'intégration d'une chaîne cinématique en boucle fermée et personnalisée à chaque sujet. Pour exposer l'effet de ce raffinement et sa pertinence dans la cinématique et dynamique articulaires du membre supérieur, le modèle proposé est comparé à quatre modèles supportant les principales hypothèses de la littérature. Les paramètres de comparaison entre les modèles sont (i) les erreurs globales et locales de reconstruction du mouvement pendant la cinématique inverse et (ii) les patrons couple-angle articulaires obtenus suite à la dynamique inverse. Cette étude est menée sur 15 sujets adultes sains ayant effectué des tâches simples et fonctionnelles en laboratoire d'analyse du mouvement.

Les résultats montrent la pertinence de l'intégration d'une chaîne cinématique de l'avant-bras en boucle fermée dans un modèle complet du membre supérieur, notamment en réduisant les erreurs de reconstruction et en fournissant des angles et des couples articulaires plus importants que les modèles conventionnels. Des aspects méthodologiques sont mis de l'avant dans cette étude notamment l'utilisation de l'optimisation globale avec une fermeture de boucle, la personnalisation des centres et axes articulaires de l'avant-bras au moyen de méthodes fonctionnelles, la distinction des marqueurs proximaux et distaux de l'avant-bras lors de la reconstruction du mouvement pour assurer un mouvement relatif entre eux ainsi qu'un protocole qui tend à réduire les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous. La motivation derrière ce projet repose sur le besoin réel d'une approche intégrée de modélisation cinématique et dynamique pour fournir une représentation réaliste des mouvements de l'avant-bras en amont de la quantification des forces musculaires. Les applications visées comprennent, entre autres, l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur en clinique de réadaptation et le développement de prothèses actives.

## ABSTRACT

A biofidelic multibody model of the upper limb for the quantitative assessment of joint kinematics and dynamics has the potential to become an innovative tool in many application fields. However, the forearm kinematic and dynamic modeling still presents challenges due to the complexity of providing a closed-loop definition which takes into account the interactions that exist between the two forearm bones as well as the joints non-ideal aspect.

In this context, this study presents the development of a dynamic multibody model of the upper limb including a refined model of the forearm, particularly through the integration of a closed-loop and personalized kinematic chain. To assess the effect of this refinement and its relevance in the joint kinematics and dynamics of the upper limb, the proposed model is compared with four models supporting the main hypothesis of the literature. The comparison parameters between models are (i) the global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics and (ii) the joint torque-angle patterns obtained after inverse dynamics. This study was conducted on 15 healthy adults who performed simple and functional tasks in motion analysis laboratory.

The results show the relevance of the integration of a closed-loop kinematic chain of the forearm in a complete model of the upper limb, which leads to reduction of the reconstruction errors and provides larger joint angles and torques when compared to conventional models. The novel modeling and experimental aspects demonstrated in this study include the use of a loop closure in a global optimization approach, the personalization of joint centers and axes of rotation at the forearm using functional methods, the distinction between proximal and distal markers of the forearm during the reconstruction of the movement to allow a relative motion between them and a protocol that tends to reduce soft tissue artifacts. The incentive of this project is based on the actual need for an integrated kinematic and dynamic modeling approach that provides a realistic representation of the forearm movements prior to muscle forces quantification. Among the possible applications of this project, one can include the upper limb functional assessment in rehabilitation clinic and the development of active prostheses.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT .....	V
TABLE DES MATIÈRES .....	VI
LISTE DES TABLEAUX.....	IX
LISTE DES FIGURES.....	X
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XVI
LISTE DES ANNEXES.....	XVIII
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1    REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
1.1    Anatomie fonctionnelle et modélisation du membre supérieur .....	4
1.1.1    L'épaule.....	7
1.1.2    Le coude .....	9
1.1.3    Le poignet.....	14
1.2    Techniques de modélisation en biomécanique.....	16
1.2.1    Cinématique articulaire .....	17
1.2.2    Dynamique articulaire .....	27
CHAPITRE 2    RATIONNELLE DU PROJET .....	38
2.1    Résumé de la problématique .....	38
2.2    Objectif général .....	40
2.3    Objectifs spécifiques et schéma méthodologique du projet .....	40
CHAPITRE 3    ARTICLE: REFINEMENT OF THE UPPER LIMB JOINT KINEMATICS AND DYNAMICS USING A SUBJECT-SPECIFIC CLOSED-LOOP FOREARM MODEL...	42
3.1    Abstract .....	42

3.2	Keywords .....	43
3.3	Abbreviations .....	43
3.4	Introduction .....	44
3.5	Forearm biomechanics: state-of-the-art .....	45
3.6	Methods.....	48
3.6.1	Proposed model .....	48
3.6.2	Comparative models.....	51
3.6.3	Kinematic data acquisition .....	53
3.6.4	Inverse kinematics: a global optimization including loop closure .....	54
3.6.5	Inverse dynamics .....	55
3.6.6	Model comparison.....	56
3.7	Results .....	57
3.7.1	Movement reconstruction errors .....	57
3.7.2	Joint kinematics and dynamics.....	60
3.8	Discussion .....	63
3.8.1	Results analysis .....	63
3.8.2	Global optimization with loop closure .....	64
3.8.3	Forearm axis defined by a closed-loop mechanism .....	65
3.8.4	Personalized joint parameters.....	66
3.8.5	Limitations and perspectives of the study .....	66
3.8.6	Conclusion.....	67
3.9	Acknowledgements .....	68
3.10	References .....	68
3.12	Appendix A – Kinematic chains of the models.....	74
3.13	Appendix B – Functional local coordinate system.....	76



3.15	Appendix C – Description of the marker locations .....	77
3.16	Appendix D – Theoretical paths at the distal end of the forearm .....	78
CHAPITRE 4 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES .....		79
4.1	Optimisation globale avec fermeture de boucle souple vs stricte .....	79
4.1.1	Erreurs de reconstruction de la cinématique articulaire .....	81
4.1.2	Erreur sur la contrainte de fermeture de boucle .....	83
4.1.3	Temps de calcul.....	84
4.1.4	Variabilité de la cinématique articulaire .....	84
4.2	Erreur globale de reconstruction des autres tâches étudiées .....	86
4.3	Résultats typiques de cinématique et dynamique articulaires .....	88
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE .....		93
5.1	Synthèse de l'article scientifique.....	93
5.2	Analyse des résultats complémentaires.....	94
5.3	Limites du projet, questions à approfondir et recommandations .....	95
CONCLUSION .....		100
BIBLIOGRAPHIE .....		102
ANNEXES .....		115

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Degrés de liberté (DDLs) en translation et rotation associés à chaque type d'articulation diarthrose .....	6
Tableau 5.1: Terminologie directionnelle utilisée en biomécanique pour décrire les différents plans, axes et mouvements en translation et rotation du corps humain .....	116
Tableau 5.2: Description des mesures anthropométriques du modèle de Yeadon [151] au membre supérieur .....	117
Tableau 5.3: Paramètres inertiels segmentaires (PIS) de chacun des 15 sujets de l'étude: masse (M), position du centre de masse (CoM) en proximal et moment d'inertie principal ( $I_{yy}$ )..	131
Tableau 5.4: Valeurs moyennes des PIS obtenus via le modèle géométrique de Yeadon [151] .	134
Tableau 5.5: Valeurs moyennes des PIS obtenus par le modèle proportionnel de Winter [127].	134
Tableau 5.6: Valeurs moyennes des PIS obtenus par le modèle proportionnel de de Leva [138] .....	134
Tableau 5.7: Valeurs moyennes des PIS obtenus par le modèle proportionnel de Zatsiorsky [137] .....	135

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Les sept principaux segments osseux (thorax, clavicule, omoplate, humérus, radius, ulna et main) et les trois complexes articulaires (épaule, coude, poignet) du membre supérieur. ....	4
Figure 1.2 : Définition des différents types d'articulations diarthroses en biomécanique [25]. (a) énarthrose – joint sphérique (b) condylarthrose (c) arthroïdie (d) ginglyme (trochléenne) – joint charnière (e) trochoïde (f) toroïde (selle). ....	6
Figure 1.3 : (a) Définition des six surfaces articulaires composant le coude (b) supination (paume vers le haut, « supplier ») complète jusqu'à environ 90° (c) position neutre, non anatomique (d) pronation (paume vers le bas, « prendre ») complète jusqu'à environ 85° [26]. ....	10
Figure 1.4: Figure reproduite de Kecskeméthy et Weinberg [9] : (a) représentation usuelle de l'avant-bras où l'ulna demeure fixe pendant que le radius effectue une rotation autour de ce dernier (b) production d'un mouvement non physiologique avec déviation trop importante de la main lors de la pronation (c) proposition d'un modèle produisant un mouvement réaliste avec la main qui demeure dans l'axe de l'avant-bras lors de la pronation. ....	11
Figure 1.5: Représentation mécanique du modèle de Kecskeméthy et Weinberg [9]. ....	12
Figure 1.6: Localisation des coupes à l'IRM sur l'avant-bras droit dans l'étude de Kecskeméthy et Weinberg [9]. ....	13
Figure 1.7: Coupes IRM vues en perspective du poignet telles que présentées dans l'étude de Kecskeméthy et Weinberg [9]. De haut en bas : coupes aux niveaux A5, A11 et A17 respectivement. De gauche à droite : six différents niveaux du mouvement allant de la supination à la pronation. ....	13
Figure 1.8 : Définition des mouvements du poignet [26] en (a) flexion complète jusqu'à environ 85° (b) position neutre (c) extension complète jusqu'à environ 85° (d) déviation radiale jusqu'à environ 15° (e) position neutre (f) déviation ulnaire complète jusqu'à environ 30-50° selon le point de référence. ....	15
Figure 1.9 : Schéma d'une chaîne cinématique multicorps en (a) boucle ouverte et (b) en boucle fermée [74]. ....	18

Figure 1.10 : (a) Système d'analyse du mouvement optoélectronique à 12 caméras (Vicon, T40S, 4 Mpx) du Centre de Réadaptation Marie-Enfant – CHU Sainte-Justine (b) exemple de marqueurs cutanés placés sur le membre supérieur. ....	18
Figure 1.11 : Variations de 10 distances entre cinq marqueurs apposés sur le bras au cours d'un essai de FE du coude (HD : tubérosité deltoïdienne, HT : point postérieur près de l'insertion du triceps, HB : point médial près de l'insertion du biceps, EL : épicondyle latéral, EM : épicondyle médial). ....	20
Figure 1.12 : Démonstration de l'amplification du bruit de mesure contenu dans les coordonnées généralisées. (a) Signal original – angle de FE du coude (b) Dérivée première du signal original – vitesse angulaire de FE du coude (c) Dérivée seconde du signal original – accélération angulaire de FE du coude. ....	31
Figure 1.13 : Effet de l'amplification du bruit de mesure sur le couple articulaire correspondant en FE. ....	32
Figure 1.14 : Spectre singulier du signal correspondant au déplacement vertical du marqueur de l'épicondyle latéral (EL). (a) Décomposition en 10 valeurs singulières (b) Décomposition en 50 valeurs singulières. ....	34
Figure 1.15 : Évolution du spectre singulier du signal correspondant au déplacement du marqueur de l'épicondyle latéral (EL) après l'application séquentielle (3 fois) de la méthode SSA avec 20 valeurs singulières. ....	35
Figure 4.1 : Évolution temporelle de l'erreur de reconstruction globale sur les marqueurs selon les différentes optimisations pour la tâche continue (C) du sujet S002. ....	80
Figure 4.2 : Évolution temporelle de l'erreur sur la contrainte selon les différentes optimisations pour la tâche continue (C) du sujet S002. ....	81
Figure 4.3 : Erreur de reconstruction globale sur les marqueurs (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse). ....	82

Figure 4.4 : Erreur de reconstruction sur la contrainte (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon différents algorithmes et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse). .....	83
Figure 4.5 : Temps de calcul moyen (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse). .....	84
Figure 4.6 : NRMSd globale (moyenne et écart-type sur 15 sujets et les 23 coordonnées généralisées) entre les différentes optimisations <i>lsqnonlin</i> et <i>nlssol</i> . Il est à noter que la comparaison avec <i>lsqnonlin6</i> n'est pas montrée ici, car sa valeur était trop importante et hors d'échelle. ....	85
Figure 4.7 : Erreur de reconstruction globale pour les cinq modèles (A, B, C, C2 et D) durant les différentes tâches dynamiques de flexion-extension (FE@0.35Hz, FE@0.50Hz+1kg et FE@0.65Hz). Les résultats sont exprimés selon la moyenne et l'écart-type des 15 sujets. ...	86
Figure 4.8 : Erreur de reconstruction globale pour les cinq modèles (A, B, C, C2 et D) durant les différentes tâches dynamiques de pronation-supination (PS@0.35Hz, PS@0.50Hz+1kg et PS@0.65Hz). Les résultats sont exprimés selon la moyenne et l'écart-type des 15 sujets....	86
Figure 4.9 : Erreur de reconstruction globale pour les cinq modèles (A, B, C, C2 et D) durant les différentes tâches dynamiques de main-à-la-bouche (HM) et main-à-la-fesse (HP). Les résultats sont exprimés selon la moyenne et l'écart-type des 15 sujets. ....	87
Figure 4.10 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_1$ à $q_6$ (thorax) du sujet S002 lors de la tâche de flexion-extension (FE) à une cadence de 0.50 Hz. Les valeurs montrées ici sont similaires pour toutes les tâches analysées. ....	88
Figure 4.11 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_{16}$ à $q_{23}$ (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de flexion-extension (FE) à une cadence de 0.50 Hz. ....	89
Figure 4.12 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_{16}$ à $q_{23}$ (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de pronation-supination (PS) à une cadence de 0.50 Hz. ....	89
Figure 4.13 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_7$ à $q_{15}$ (épaule) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-bouche (MB). ....	90

Figure 4.14 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_{16}$ à $q_{23}$ (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-bouche (MB).	90
Figure 4.15 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_7$ à $q_{15}$ (épaule) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-fesse (MF).	91
Figure 4.16 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées $q_{16}$ à $q_{23}$ (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-fesse (MF).	91
Figure 5.1 : Définition des plans et axes anatomiques. (a) Vue dans le plan frontal (b) Vue dans le plan sagittal.	115
Figure 5.2: Niveaux des mesures anthropométriques à prendre pour utiliser le modèle géométrique de Yeadon [151] au membre supérieur.	117
Figure 5.3 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs du thorax (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacun des mouvements principaux (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main à la bouche, MF : main à la fesse).	118
Figure 5.4 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de la clavicule (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).	118
Figure 5.5 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de l'omoplate (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).	119
Figure 5.6 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de l'humérus (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).	119
Figure 5.7 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de l'ulna (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE :	

flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).	
.....	120

Figure 5.8 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs du radius (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).	
.....	120

Figure 5.9 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de la main (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).	
.....	121

Figure 5.10 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre <i>lsqnonlin1</i> et <i>nlssol</i> pour les 23 coordonnées généralisées du modèle. ....	122
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.11 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre <i>lsqnonlin2</i> et <i>nlssol</i> pour les 23 coordonnées généralisées du modèle. ....	122
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.12 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre <i>lsqnonlin3</i> et <i>nlssol</i> pour les 23 coordonnées généralisées du modèle. ....	123
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.13 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre <i>lsqnonlin4</i> et <i>nlssol</i> pour les 23 coordonnées généralisées du modèle. ....	123
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.14 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre <i>lsqnonlin5</i> et <i>nlssol</i> pour les 23 coordonnées généralisées du modèle. ....	124
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.15 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre <i>lsqnonlin6</i> et <i>nlssol</i> pour les 23 coordonnées généralisées du modèle. ....	124
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.16 : Cycle moyen des positions généralisées $q_{16}$ à $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz. ....	125
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.17 : Cycle moyen des vitesses généralisées $q_{16}$ à $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz. ....	126
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.18 : Cycle moyen des accélérations généralisées $q_{16}$ à $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz. ....	126
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Figure 5.19 : Cycle moyen des efforts généralisés $Q_{16}$ à $Q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz. ....	127
Figure 5.20 : Cycle moyen des puissances généralisées $P_{16}$ à $P_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz. ....	127
Figure 5.21 : Cycle moyen des positions généralisées $q_{16}$ à $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.....	128
Figure 5.22 : Cycle moyen des vitesses généralisées $q_{16}$ à $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz. ....	129
Figure 5.23 : Cycle moyen des accélérations généralisées $q_{16}$ à $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.....	129
Figure 5.24 : Cycle moyen des efforts généralisés $Q_{16}$ à $Q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz. ....	130
Figure 5.25 : Cycle moyen des puissances généralisées $P_{16}$ à $P_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.....	130
Figure 5.26 : Fabrication du modèle en prototypage rapide. ....	136



## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	trois dimensions/tridimensionnel(le)
AC	acromio-claviculaire
C	continu
CRSNG	Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada
CGRP	Chaire en génie de la réadaptation appliqué en pédiatrie
DDL(s)	degré(s) de liberté
EL	épicondyle latéral
EM	épicondyle médial
FE	flexion-extension
FQRNT	Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies
GH	gléno-humérale
HB	humérus – biceps
HD	humérus – deltoïde
HT	humérus – triceps
HR	huméro-radiale
HU	huméro-ulnaire
ISB	International Society of Biomechanics
IRM	imagerie par résonance magnétique
NRMSd	<i>Normalized root mean square difference</i> (écart quadratique moyen normalisé)
MB	main-à-la-bouche (HM: <i>hand-to-mouth</i> )
MÉDITIS	Mentorat, Échange, Développement et Innovation, Transdisciplinarité, Ingénierie de la Santé
MF	main-à-la-fesse (HP: <i>hand-to-back-pocket</i> )
PIS	paramètres inertiels segmentaires

PS	pronation-supination
RC	radio-carpienne
RU	radio-ulnaire
SARA	<i>Symmetrical Axis of Rotation Approach</i> , telle que nommée et développée par Ehrig et al. [ <u>1</u> ]
SC	sterno-claviculaire
SCoRE	<i>Symmetrical Center of Rotation Estimation</i> , telle que nommée et développée par Ehrig et al. [ <u>2</u> ]
ST	scapulo-thoracique

## LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 – TERMINOLOGIE GÉNÉRALE UTILISÉE EN BIOMÉCANIQUE .....	115
ANNEXE 2 – MODÈLE ANTHROPOMÉTRIQUE DE YEADON .....	117
ANNEXE 3 – FERMETURE STRICTE VS SOUPLE : ERREURS DE RECONSTRUCTION LOCALES .....	118
ANNEXE 4 – FERMETURE STRICTE VS SOUPLE : VARIABILITÉ DE LA CINÉMATIQUE .....	122
ANNEXE 5 – CYCLES MOYENS TYPIQUES DE CINÉMATIQUE ET DYNAMIQUE ARTICULAIRES .....	125
ANNEXE 6 – PARAMÈTRES INERTIELS SEGMENTAIRES .....	131
ANNEXE 7 – CONCEPTION ET FABRICATION DU MODÈLE .....	136

## INTRODUCTION

Le corps humain est un système articulé sophistiqué qui permet la réalisation de tâches à la fois quotidiennes et innées, comme la marche, ainsi que complexes et acquises, comme jouer d'un instrument de musique. Toutefois, certains facteurs peuvent faire en sorte que le corps humain n'accomplisse pas ou perde ses fonctions. Il peut alors en résulter une incapacité qui peut conduire à un handicap [3]. Dans le processus de production du handicap, différents facteurs, incluant des facteurs personnels, environnementaux et de risque ainsi que les habitudes de vie peuvent interagir puis mener à différents niveaux de déficience, d'incapacité et de handicap [4]. À titre indicatif, environ une personne sur dix vivait avec une incapacité au Québec en 2010 [5]. Devant de telles statistiques, il est possible de constater qu'il s'agit d'une réalité socio-économique importante et qu'il est nécessaire de s'interroger sur les méthodes et techniques actuelles de prise en charge et de réadaptation.

Malgré les avancements technologiques des dernières années en biomécanique, la prise en charge des pathologies musculosquelettiques et neuromusculaires (spasticité, hémiplégie, déficience motrice cérébrale, etc.) demeure une problématique en clinique de réadaptation. En outre, il n'existe pas d'outil clinique permettant de mesurer quantitativement et de façon non invasive la réaction du système ostéoarticulaire lors d'un mouvement donné. Des modèles cinématiques et dynamiques sont nécessaires pour parvenir à développer de tels outils et ainsi quantifier les angles et les couples articulaires. De nombreuses applications en réadaptation pourraient bénéficier de ce type d'outils notamment pour l'étude des mécanismes de blessures lors de la propulsion en fauteuil roulant [6], pour le développement de dispositifs de réadaptation interactifs et d'orthèses robotisées qui respectent les limites sécuritaires d'efforts articulaires imposés au corps humain [7] ou encore pour l'évaluation du niveau de spasticité dans le cadre de la prescription de toxine botulique [8].

Parallèlement à la réadaptation, le développement de modèles biomécaniques pour l'analyse dynamique du corps humain est aussi devenu l'enjeu de plusieurs autres domaines tels que l'orthopédie, l'ergonomie et les sciences du sport. En effet, ceci aurait le potentiel de fournir des informations quantitatives sur l'évaluation et le suivi post-opératoire [9], sur l'analyse de confort dans la conception de véhicule [10] ou encore sur l'analyse et l'amélioration de performances sportives, par exemple lors du pagayage en kayak [11].

Néanmoins, plusieurs aspects doivent être pris en compte avant que de tels outils puissent être couramment utilisés dans le cadre d'applications biomédicales. L'un des principaux aspects clés pour obtenir des résultats cliniquement exploitables est la modélisation spécifique au patient [12]. Dans la conception de tout modèle biomécanique, un certain niveau de sophistication est également obligatoire afin de fournir une représentation réaliste du mouvement humain. Ceci peut être réalisé par un raffinement cinématique puisque les angles et les couples articulaires ne sont pas seulement affectés par les entrées du modèle, mais aussi par le choix d'une chaîne cinématique appropriée, c'est-à-dire une séquence particulière de degrés de liberté (DDLs) décrivant les mouvements relatifs autorisés ou contraints dans chaque articulation, et par les paramètres articulaires décrivant la situation (position et orientation) de chacun de ces DDLs.

Historiquement, la modélisation cinématique et dynamique du membre inférieur a été beaucoup plus étudiée que celle du membre supérieur, notamment dans le cadre de l'étude de la marche. Toutefois, comme le membre supérieur intervient constamment dans les tâches de la vie quotidienne, de plus en plus de méthodes biomécaniques avancées sont combinées à une modélisation dynamique multicorps du membre supérieur pour fournir une représentation biofidèle de son système ostéoarticulaire au cours du mouvement [9, 13-19]. Parmi les études sur la modélisation du membre supérieur, plusieurs ont mis l'accent sur l'amélioration de la cinématique de l'épaule [20-22], comme il s'agit d'un complexe articulaire sophistiqué et très mobile, alors que le raffinement de l'avant-bras présente encore des défis de modélisation en raison de la complexité de ses nombreux DDLs disposés dans une chaîne cinématique en boucle fermée [9, 23, 24]. En particulier, le mouvement de pronation-supination de l'avant-bras demeure encore modélisé de façon simpliste, notamment en ne tenant pas compte des interactions entre les deux os de l'avant-bras qui confèrent pourtant à ce mouvement son unicité.

Dans ce contexte, ce mémoire vise à présenter le développement d'un modèle dynamique multicorps du membre supérieur comprenant une modélisation raffinée de l'avant-bras, notamment via l'intégration d'une chaîne cinématique en boucle fermée et personnalisée à chaque sujet. Pour exposer l'effet de ce raffinement et sa pertinence dans la cinématique et dynamique articulaires du membre supérieur, le modèle proposé est comparé à quatre modèles représentant les principales hypothèses de la littérature, telles que décrites à la Section 1.1.2. La comparaison entre les modèles est basée sur (i) les erreurs globales et locales de reconstruction du mouvement pendant la cinématique inverse et (ii) les patrons couple-angle articulaires. Cette

étude est menée sur 15 sujets adultes sains ayant effectué des tâches simples et fonctionnelles en laboratoire d'analyse du mouvement. La motivation derrière ce projet est le développement d'un modèle robuste permettant la quantification d'efforts articulaires et, à plus long terme, de forces musculaires réalistes au cours du mouvement. Les applications visées comprennent l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur en clinique de réadaptation et le développement de prothèses à la cinématique biofidèle et aux efforts mieux contrôlés. Le Chapitre 1 qui suit présente le cadre théorique nécessaire à la réalisation de cet objectif général. Le Chapitre 2 résume la rationnelle du projet et détaille les objectifs spécifiques à atteindre. Les résultats principaux de ce mémoire sont présentés par l'entremise d'un article scientifique au Chapitre 3. Le Chapitre 4 présente des aspects méthodologiques additionnels ainsi que des résultats complémentaires. Finalement, une discussion générale, une conclusion et des recommandations complètent ce mémoire de maîtrise.

## CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

Cette revue des connaissances a pour but de dégager les éléments essentiels au développement de la modélisation cinématique et dynamique du système ostéoarticulaire au membre supérieur. Pour ce faire, ce chapitre décrit d'abord de façon succincte l'anatomie fonctionnelle et la modélisation du membre supérieur, avec une emphase sur les limites actuelles de la modélisation de l'avant-bras et de son mouvement de PS. Ce chapitre présente ensuite une revue des connaissances sur les principes communs et reconnus dans la littérature concernant les techniques de modélisation cinématique et dynamique. Dans cette revue, les éléments essentiels aux hypothèses et au développement du modèle seront mis de l'avant, permettant ainsi de dégager la méthode employée dans le cadre de ce projet.

### 1.1 Anatomie fonctionnelle et modélisation du membre supérieur

Le membre supérieur joue un rôle très important dans l'autonomie d'une personne. Il est notamment essentiel pour se nourrir, se vêtir, prendre un objet, écrire, pointer, etc. Il permet également le transfert de charges vers le thorax. Les principaux segments osseux du membre supérieur, à savoir le thorax, la clavicule, l'omoplate, l'humérus, le radius, l'ulna et la main, sont facilement repérables sur le corps humain par observation ou palpation (Figure 1.1).

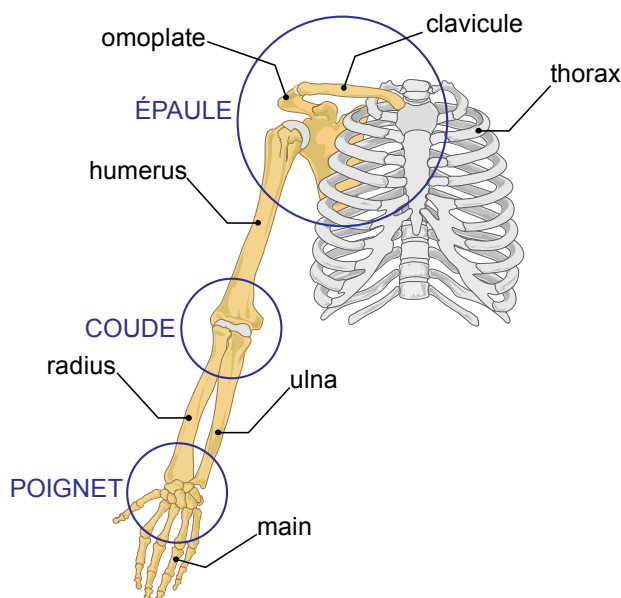


Figure 1.1 : Les sept principaux segments osseux (thorax, clavicule, omoplate, humérus, radius, ulna et main) et les trois complexes articulaires (épaule, coude, poignet) du membre supérieur.

Les contacts entre ces différents segments osseux forment les articulations. De façon générale, il existe trois principaux complexes articulaires au niveau du membre supérieur, à savoir l'épaule, le coude et le poignet. Alors que les os assurent un rôle de rigidité et sont réunis par des moyens passifs tels que les ligaments, les muscles assurent la production de force entraînant la génération du mouvement. Bien que les muscles soient les actionneurs du corps humain, les surfaces articulaires, quant à elles, influencent le mouvement produit.

En biomécanique, la position anatomique de référence est une position non naturelle utilisée comme guide dans la terminologie du mouvement humain. Cette position est debout, avec les pieds légèrement écartés, les bras allongés vers le bas, légèrement angulés et les paumes vers l'avant. Sur la base de cette position, les mouvements du corps humain peuvent généralement être classifiés selon le plan et l'axe anatomique dans lesquels ils sont réalisés. L'Annexe 1 présente cette position ainsi que la terminologie directionnelle usuelle employée en biomécanique pour décrire ces différents types de mouvement. Cette nomenclature sera également celle adoptée dans ce mémoire.

La procédure usuelle pour traduire le système ostéoarticulaire du corps humain en système mécanique est d'approximer chacune des articulations de façon isolée et non en tenant compte de l'interdépendance qu'il peut y avoir entre certaines articulations. Les principaux types d'articulation à grande mobilité, appelée diarthroses, que l'on retrouve dans le corps humain sont présentés à la Figure 1.2. Selon le type d'articulation diarthrose, certains DDLs en translation et rotation sont permis (Tableau 1.1). Les plus communs sont de type énarthrose (joint sphérique, Figure 1.2a) et ginglyme (joint charnière, Figure 1.2d).



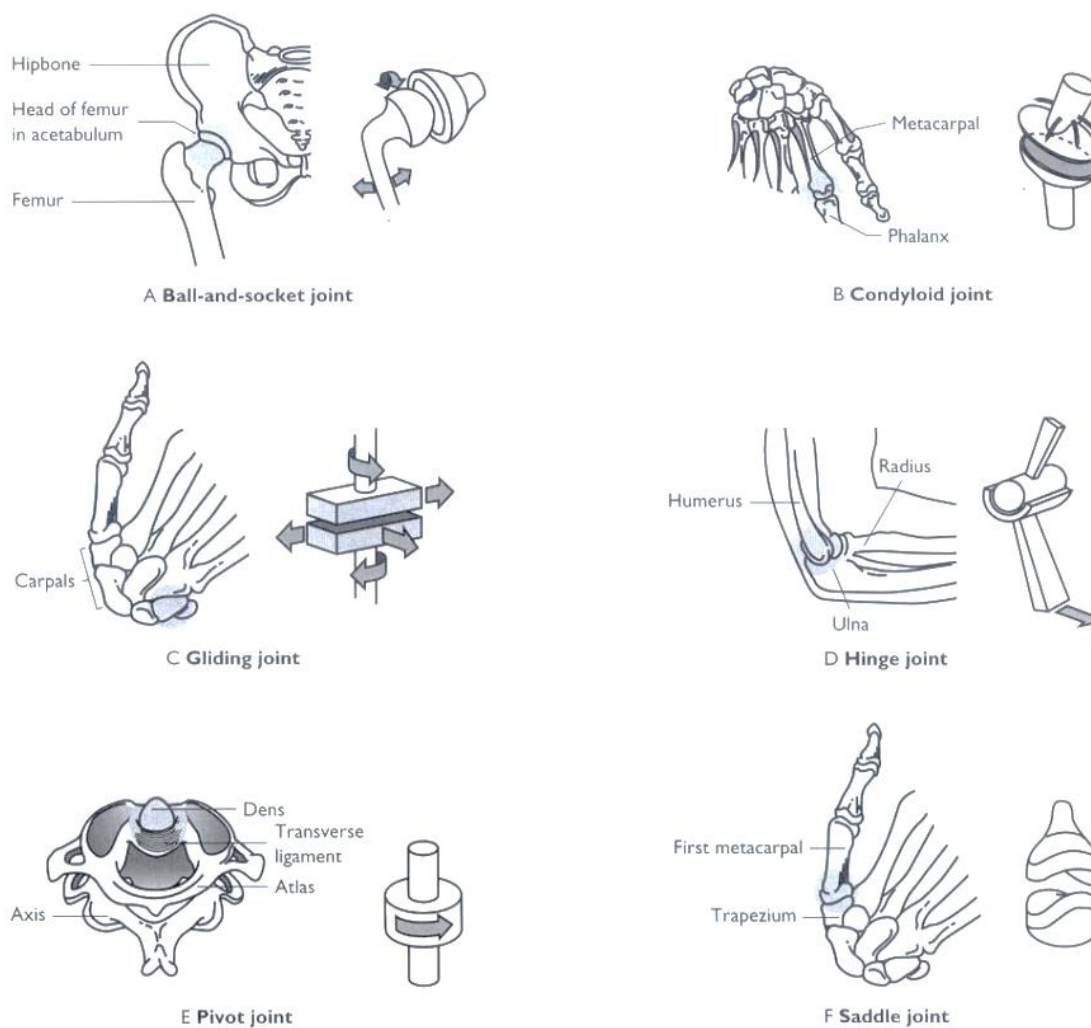


Figure 1.2 : Définition des différents types d'articulations diarthroses en biomécanique [25]. (a) énarthrose – joint sphérique (b) condylarthrose (c) arthroïdie (d) ginglyme (trochléenne) – joint charnière (e) trochoïde (f) toroïde (selle).

Tableau 1.1: Degrés de liberté (DDLs) en translation et rotation associés à chaque type d'articulation diarthrose

Type d'articulation diarthrose	Nombre de DDLs	
	Translation	Rotation
a. énarthrose – joint sphérique	0	3
b. condylarthrose	0	3
c. arthroïdie	2	1
d. ginglyme (trochléenne) – joint charnière	0	1
e. trochoïde – joint pivot	0	1
f. toroïde (selle)	0	2

L'association des trois complexes articulaires du membre supérieur lui confère de vastes amplitudes de mobilité dans les trois plans de l'espace, se traduisant par un grand volume d'action [26]. Les différents mouvements possibles pour chacun de ces complexes sont résumés dans les Sections 1.1.1 à 1.1.3. Dans ce qui suit, une revue des principaux modèles existants sera également présentée, avec une emphase sur les modèles d'avant-bras puisqu'il s'agit du principal intérêt de ce mémoire. Il est à noter que puisque les muscles ne font pas l'objet du présent mémoire, il n'est pas nécessaire d'entrer dans les détails du système musculaire. De même, la modélisation des autres tissus mous (ligaments, tendons, cartilages) ne sera pas abordée ici, car ces derniers ont un rôle de transmission d'efforts plus souvent qu'autrement et leur effet est supposé négligeable pour l'application visée où les segments articulés sont considérés rigides (Section 1.2.1.1).

### **1.1.1 L'épaule**

Situé entre le thorax et l'humérus, le complexe de l'épaule implique également la clavicule et l'omoplate, et se détaille en quatre articulations si l'on considère les os par paire:

- l'articulation sterno-claviculaire (SC) qui relie l'extrémité proximale de la clavicule au thorax (sternum);
- l'articulation acromio-claviculaire (AC) qui relie l'acromion de l'omoplate à l'extrémité distale de la clavicule;
- l'articulation gléno-humérale (GH) qui permet à la tête humérale dont la forme s'apparente à un tiers de sphère de s'articuler dans la fosse de la glène de l'omoplate;
- l'articulation scapulo-thoracique (ST) qui permet à l'omoplate de glisser sur le thorax.

Les modèles les plus simples de l'épaule que l'on retrouve dans la littérature incluent soit seulement un joint sphérique représentant l'articulation GH [14, 27] ou encore englobent les mouvements de l'articulation AC avec l'articulation GH, suivi d'un joint sphérique représentant l'articulation SC [28]. Toutefois, il a été démontré que la clavicule et l'omoplate contribuent de façon non négligeable aux mouvements de l'épaule [29]. Contrairement à ce qui a été initialement suggéré par Kapandji [26], Leroux et Bonnet [30] ont montré que les différents mouvements de l'épaule ne sont pas effectués de manière successive, mais plutôt avec des proportions de participation. Afin de simplifier la modélisation de l'épaule, certaines études,

telles que celle de de Groot et Brand [31], se sont attardées à quantifier ce rythme scapulohuméral lors de l'élévation du bras. Dans cette étude, il a entre autre été démontré qu'il était possible de prévoir statistiquement, par modèle de régression, l'orientation de la clavicule et de l'omoplate à partir de l'orientation de l'humérus. D'autre part, certaines études ont représenté les articulations SC, AC et GH par trois joints sphériques consécutifs [21, 29]. Ainsi, selon les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) [32], l'articulation SC est décrite séquentiellement par les mouvements de protraction/rétraction, dépression/élévation et rotation axiale de la clavicule. L'articulation AC est définie séquentiellement par les mouvements de protraction/rétraction, rotation latérale/médiale et inclinaison antérieure/postérieure de l'omoplate. L'articulation GH, quant à elle, est définie séquentiellement par les mouvements de plan d'élévation, élévation et rotation axiale de l'humérus. L'articulation ST est un cas particulier puisqu'elle n'implique pas à proprement dit de structures articulaires cartilagineuses entre l'omoplate et le thorax. En effet, en raison des muscles environnants, l'omoplate est plutôt reconnue pour glisser sur le thorax [33]. Afin de modéliser les quatre articulations dans une chaîne cinématique (notion décrite à la Section 1.2.1.1), un modèle en boucle fermée est nécessaire (notion décrite à la Section 1.2.1.1). En outre, Quental et al. [20] ont récemment présenté un modèle dont l'articulation ST glisse sur le thorax via deux points contraints à se déplacer sur la surface d'un ellipsoïde représentant le thorax. Les auteurs de ce modèle ont également intégré des critères de stabilité de l'articulation GH.

Néanmoins, de par sa physiologie, la cinématique du complexe articulaire de l'épaule demeure difficile à obtenir *in vivo* lors d'un mouvement volontaire. Il est donc souvent nécessaire de passer par des études invasives, cadavériques ou encore d'utiliser un appareil d'IRM ouvert [29, 34, 35] pour l'étudier plus en détails. Toutefois, deux études récentes ont montré que l'acquisition de la cinématique de l'omoplate via un marqueur apposé sur le repère anatomique AC était valide jusqu'à une élévation humérale de  $120^\circ$  [36, 37]. De plus, pour des tâches simples où le complexe de l'épaule n'est pas très sollicité, il est raisonnable d'utiliser une modélisation à trois joints sphériques en supposant un apport moins important de l'articulation ST. Ainsi, dans le cadre de ce projet où les mouvements de l'épaule sont peu importants, la cinématique ostéoarticulaire de l'épaule sera recueillie par des marqueurs cutanés selon les recommandations de l'ISB et une modélisation à trois joints sphériques sera préconisée afin de concentrer le raffinement au niveau de l'avant-bras.

### 1.1.2 Le coude

Le complexe articulaire du coude fait intervenir l'humérus, le radius et l'ulna, et se détaille en trois principales articulations:

- l'articulation huméro-ulnaire (HU) qui relie la trochlée humérale à l'extrémité proximale de l'ulna, au niveau de la grande cavité sigmoïde;
- l'articulation huméro-radiale (HR) qui relie le condyle huméral à l'extrémité proximale du radius, au niveau de la cupule radiale;
- l'articulation radio-ulnaire (RU) proximale qui relie la petite cavité sigmoïde de l'ulna et la tête radiale.

Une autre articulation importante et étroitement associée au coude, mais qui se trouve au niveau du poignet, est :

- l'articulation radio-ulnaire (RU) distale qui relie la surface périphérique de la tête ulnaire et la glène radiale.

Au niveau du coude, on compte six surfaces articulaires, soit la trochlée humérale, la grande cavité sigmoïde de l'ulna, la cupule radiale, le condyle huméral, la petite cavité sigmoïde de l'ulna et la tête radiale (Figure 1.3a). Au niveau de l'articulation RU distale, on compte deux surfaces articulaires, soit la glène radiale et la surface périphérique de la tête ulnaire. La combinaison de ces quatre articulations entre ces huit surfaces articulaires permet au coude, ou plutôt à l'avant-bras, deux types de mouvement principaux, soit la flexion-extension (FE) et la pronation-supination (PS) qui est effectuée de concert avec le poignet. L'amplitude maximale à partir de l'extension complète du bras jusqu'à sa flexion maximale est généralement de 0° à 140-145° [26]. Avec le coude fléchi à 90°, le mouvement de pronation (truc mnémotechnique: prendre) vers la supination (truc mnémotechnique: supplier) peut se résumer à passer de paume vers le bas à paume vers le haut. Il s'agit d'un mouvement unique très efficace permettant une grande mobilité et un positionnement rapide de la main dans les tâches de la vie quotidienne. À partir d'une position dite neutre (Figure 1.3c), ce mouvement a généralement une amplitude maximale d'environ 90° (Figure 1.3b) en supination et 85° (Figure 1.3d) en pronation [26].

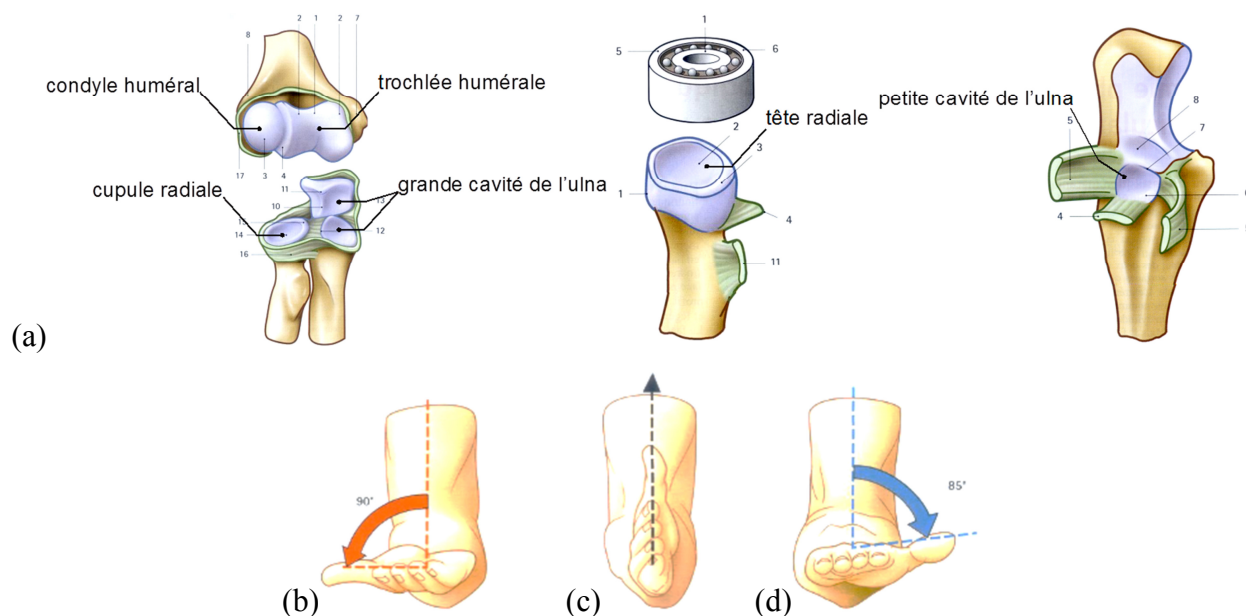


Figure 1.3 : (a) Définition des six surfaces articulaires composant le coude (b) supination (paume vers le haut, « supplier ») complète jusqu'à environ  $90^\circ$  (c) position neutre, non anatomique (d) pronation (paume vers le bas, « prendre ») complète jusqu'à environ  $85^\circ$  [26].

Les mouvements de FE et PS sont reconnus comme pouvant être effectués de façon indépendante, contrairement à ce que l'on peut voir au niveau des mouvements du complexe articulaire de l'épaule.

Les premiers modèles du coude ont représenté les DDLs de FE et de PS par un joint de cardan, soit successivement deux joints charnières perpendiculaires [24]. Cependant, basé sur une étude cadavérique, Veeger et al. [38] ont mis en évidence le fait que les axes de FE et PS ne sont pas perpendiculaires. En effet, il existe un valgus physiologique, appelé *carrying angle*, correspondant à l'angle aigu entre l'axe longitudinal de l'humérus et l'axe longitudinal de l'avant-bras [39]. Il est normalement plus élevé chez les femmes, soit  $14^\circ$  contrairement à environ  $11^\circ$  chez les hommes [40]. Cependant, cet angle est propre à chaque individu [41] et peut être affecté par des facteurs [42] tels que la croissance, une blessure ou une opération. Afin d'obtenir une représentation ostéoarticulaire biofidèle des mouvements de l'avant-bras, il convient donc de considérer la modélisation de cet angle non négligeable. Par conséquent, plusieurs études ont suggéré d'intégrer cet angle comme l'angle flottant entre les angles de FE et de PS, représentant ainsi le coude comme un joint sphérique [15, 27, 43]. Certaines études ont fixé la valeur de cet angle à une constante [16, 19], alors que d'autres études ont suggéré que cet angle varie linéairement en fonction de l'angle de FE [39, 43, 44]. Par conséquent, à ce jour, il

n'existe pas à notre connaissance de consensus sur la façon de reproduire ce valgus physiologique dans un modèle cinématique de l'avant-bras. Toutefois, l'hypothèse posée sur cet angle pourrait bien influencer considérablement la cinématique et la dynamique articulaires du membre supérieur.

En ce qui concerne le mouvement de PS, il ne fait pas seulement intervenir le coude, mais également le poignet qui bouge solidairement à l'avant-bras lors de ce mouvement. En effet, le radius effectue une rotation autour de l'ulna alors que la main demeure dans l'axe de l'avant-bras. Ainsi, l'avant-bras peut être considéré comme un mécanisme en boucle fermée avec les deux os de l'avant-bras liés à leurs extrémités au niveau du coude et du poignet. Seules quelques études ont tenté d'améliorer la définition de la chaîne cinématique de l'avant-bras pendant le mouvement de PS [9, 45], en particulier en ce qui concerne les articulations RU proximale et distale. Les premières études, notamment celle de Lemay et Crago [46], ont décrit le mouvement relatif entre les deux os de l'avant-bras en supposant que l'ulna demeurerait fixe par rapport à l'humérus, ce qui conduit à une déviation irréaliste du poignet lors du mouvement [9] (Figure 1.4b).

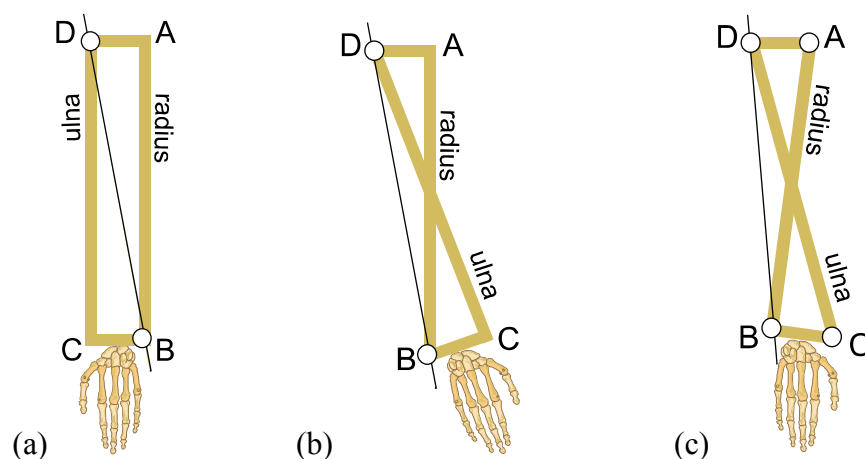


Figure 1.4: Figure reproduite de Kecskeméthy et Weinberg [9] : (a) représentation usuelle de l'avant-bras où l'ulna demeure fixe pendant que le radius effectue une rotation autour de ce dernier (b) production d'un mouvement non physiologique avec déviation trop importante de la main lors de la pronation (c) proposition d'un modèle produisant un mouvement réaliste avec la main qui demeure dans l'axe de l'avant-bras lors de la pronation.

Grâce à des études en imagerie par résonance magnétique (IRM) [47, 48], il a été démontré qu'une rotation et une translation de l'ulna par rapport à l'humérus ont lieu pendant le mouvement de PS. Ceci a démontré que le joint de PS n'est pas un joint idéal contrairement à ce

que les modèles conventionnels supposent. En 2005, pour intégrer ce comportement non idéal, Keszskeméthy et Weinberg [9] ont développé un mécanisme équivalent en boucle fermée qui a ensuite été validé par IRM [23], l'établissant comme l'un des modèles de PS les plus complets (Figure 1.5). Ce mécanisme équivalent a l'avantage de produire un mouvement plus réaliste en conservant la main dans l'axe de l'avant-bras lors du mouvement de PS tout en tenant compte des interactions entre l'ulna et le radius (Figure 1.4c).

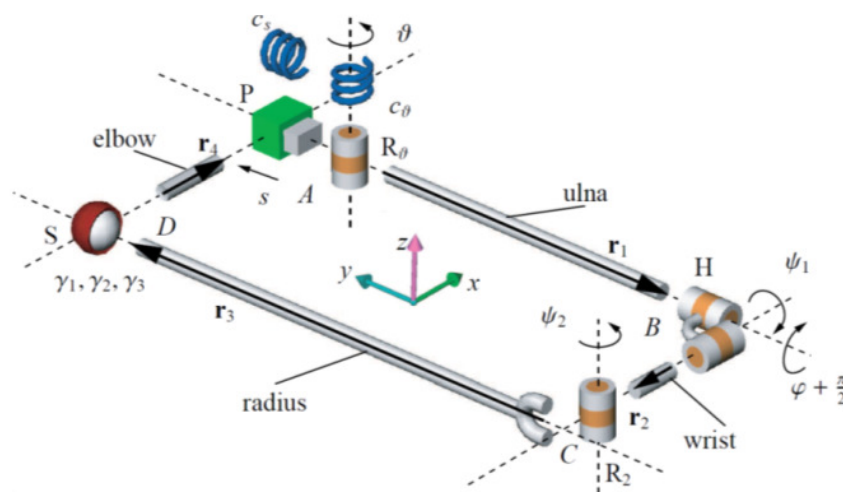


Figure 1.5: Représentation mécanique du modèle de Keszskeméthy et Weinberg [9].

Ce modèle statique introduit dans une chaîne cinématique fermée un déplacement axial ( $s$ ) et un balancement latéral ( $\theta$ ) de l'ulna par rapport à l'humérus au niveau de l'articulation HU (point A), ce qui avait été négligé jusque-là. Le DDL de PS ( $\varphi$ ) est modélisé par un joint charnière à l'articulation RU (point B). Les auteurs ont également ajouté un angle de torsion ( $\psi_1$ ) à l'articulation RU (point B) et un angle d'ouverture ( $\psi_2$ ) entre le radius et l'ulna. À noter qu'un point de rotation virtuel (point C) est nécessaire pour introduire l'angle d'ouverture  $\psi_2$ . Finalement, l'articulation HR (point D) est représentée par un joint sphérique ( $\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3$ ). Une des originalités de ce modèle est qu'il met de l'avant le fait que certains joints ou centres de rotation non anatomiques sont parfois nécessaires pour obtenir une bonne représentation du mouvement humain, tel un mécanisme équivalent. Ce mécanisme est toutefois supposé plat et parallèle en supination complète, hypothèse qui ne tient pas en compte l'aspect non idéal des articulations. Il est d'ailleurs possible de visualiser la limite de cette hypothèse à même l'article de Keszskeméthy et Weinberg [9] où des images IRM ont été récoltées à plusieurs niveaux de coupe de l'avant-bras (A1 à A20 sur la Figure 1.6). La Figure 1.7 montre ces coupes aux niveaux A5, A11 et A17 (de

haut en bas) à six différents niveaux du mouvement allant de supination à pronation (de gauche vers la droite).

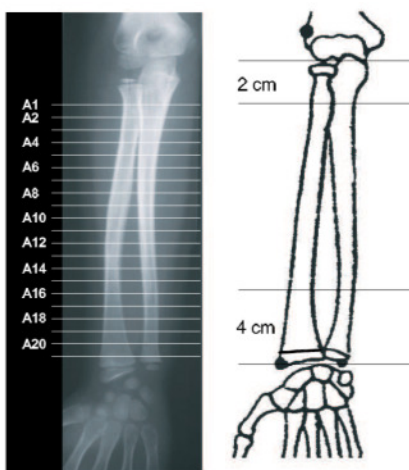


Figure 1.6: Localisation des coupes à l'IRM sur l'avant-bras droit dans l'étude de Kesckeméthy et Weinberg [9].

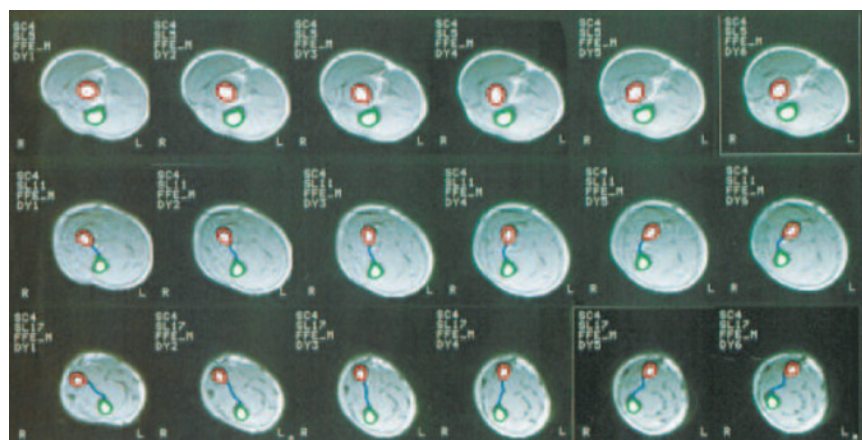


Figure 1.7: Coupes IRM vues en perspective du poignet telles que présentées dans l'étude de Kesckeméthy et Weinberg [9]. De haut en bas : coupes aux niveaux A5, A11 et A17 respectivement. De gauche à droite : six différents niveaux du mouvement allant de la supination à la pronation.

Sur cette dernière figure, il est facile de constater que le radius se trouve au-dessus de l'ulna et que les deux os semblent davantage en configuration parallèle et verticale en position neutre. Il ne semble donc pas être réaliste que les articulations HU, RU et HR forment une surface plane et horizontale en supination complète. De plus, bien que ce modèle ait été reconnu pour sa capacité à reproduire le comportement statique de l'avant-bras, il a été développé pour une position fixe de



FE du coude. Ainsi, à notre connaissance, ce modèle n'a pas été intégré dans un modèle complet du membre supérieur et n'a pas été utilisé en condition dynamique.

Malgré le fait que Kecskeméthy et Weinberg [9] aient apporté une meilleure compréhension de la nature complexe de la structure ostéoarticulaire de l'avant-bras, la plupart des modèles d'avant-bras publiés après cette étude n'ont pas intégré leur mécanisme, présentant au contraire plus de limites. En outre, il n'y a souvent aucune interaction entre le radius et l'ulna tel qu'observé physiologiquement puisque l'avant-bras est surtout représenté comme un segment unique [18, 24, 27, 43]. Par ailleurs, le mouvement de PS de l'avant-bras est souvent exprimé par des DDLs situés seulement au niveau du coude, et non en considérant un couplage entre les articulations RU proximale et distale. Plus récemment, Pennestrì et al. [14] ont fait une distinction entre les deux os de l'avant-bras en ajoutant un joint de type guide (sphérique avec une translation) et un joint de cardan au niveau du poignet. Ce modèle s'apparente aussi à celui utilisé dans la solution commerciale de Anybody Modeling System. Toutefois, ce modèle néglige le balancement latéral et le déplacement axial de l'ulna au niveau de l'articulation HU. Par conséquent, de nombreux modèles dynamiques du membre supérieur sont souvent limités par un modèle cinématique simplifiant les DDLs en jeu lors du mouvement de PS, alors que ce mouvement est essentiel à la fonction du membre supérieur dans l'accomplissement des tâches quotidiennes [15, 26]. Tout comme pour le complexe articulaire de l'épaule, la compréhension approfondie de l'interrelation entre les segments composant l'avant-bras est une problématique cliniquement importante. Toutefois, cette interrelation reste très peu adressée dans la littérature.

### 1.1.3 Le poignet

Le poignet consiste en la jonction entre l'avant-bras et la main, les mouvements des os du carpe étant souvent considérés comme négligeables. Si l'on considère la main comme un seul segment rigide, le poignet comprend seulement l'articulation radio-carpienne (RC) qui relie l'extrémité distale du radius au carpe de la main. L'ulna ne possède donc pas d'articulation reconnue avec la main.

Le poignet permet d'effectuer deux principaux types de mouvement, soit la FE, dont l'amplitude est d'environ  $85^\circ$  de part et d'autre de la position neutre (Figure 1.8a à Figure 1.8c) et la déviation radiale et ulnaire dont les amplitudes sont d'environ  $15^\circ$  et  $30-55^\circ$  respectivement (Figure 1.8d à Figure 1.8f).

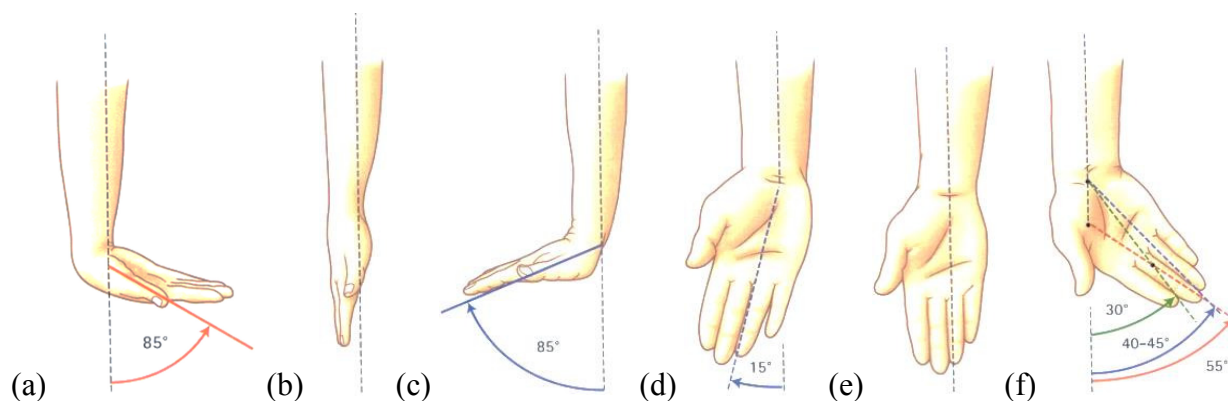


Figure 1.8 : Définition des mouvements du poignet [26] en (a) flexion complète jusqu'à environ  $85^\circ$  (b) position neutre (c) extension complète jusqu'à environ  $85^\circ$  (d) déviation radiale jusqu'à environ  $15^\circ$  (e) position neutre (f) déviation ulnaire complète jusqu'à environ  $30$ - $50^\circ$  selon le point de référence.

L'amplitude du mouvement en FE étant dominante au poignet, ce DDL vient généralement en premier dans la chaîne cinématique du poignet, suivi du DDL en déviation radiale/ulnaire [46]. L'axe de FE du poignet est souvent approximé par l'axe passant par les styloïdes du radius et de l'ulna [49]. L'axe de déviation radiale/ulnaire est, quant à lui, reconnu pour être perpendiculaire à l'axe de FE du poignet et au plan formé par la main, tout en passant à environ 5 mm en distal de l'axe de FE [49]. Le rôle du poignet est très important dans la motricité fine du membre supérieur, car son rôle fonctionnel principal est le positionnement de la main. Le segment de la main est souvent approximé comme un seul corps rigide en analyse du mouvement du membre supérieur. Toutefois, certaines études se sont attardées à sa décomposition en plusieurs corps rigides afin d'étudier notamment des tâches de dextérité [50]. Certaines études [51, 52] s'affairent également à raffiner la modélisation cinématique et dynamique du poignet, mais la modélisation de cette articulation demeure encore à un stade précoce de développement, tout comme au niveau de l'avant-bras.

Pour conclure sur les choix de modélisation de ces trois complexes articulaires, dans le cadre de ce projet où les mouvements de l'épaule sont peu importants pour les tâches étudiées, la cinématique ostéoarticulaire de l'épaule sera recueillie par des marqueurs cutanés selon les recommandations de l'ISB et une modélisation à trois joints sphériques sera préconisée. De même, les mouvements du poignet seront modélisés par un joint de cardan à deux DDLs afin de concentrer le raffinement au niveau de l'avant-bras seulement et de répondre aux limites énoncées dans la Section 1.1.2.

## 1.2 Techniques de modélisation en biomécanique

Selon l'application visée, deux principales techniques de modélisation en biomécanique peuvent être envisagées pour l'étude du système ostéoarticulaire du corps humain, soit une analyse dynamique multicorps ou une analyse par éléments finis.

L'analyse dynamique multicorps est préconisée pour l'étude des interactions entre les mouvements simples ou complexes du corps humain et les efforts internes ou appliqués par son environnement. La modélisation multicorps appliquée à la biomécanique a pour but de traduire le système ostéoarticulaire du corps humain en système mécanique articulé. Il existe aussi des modèles multicorps flexibles [53], à l'opposé des rigides plus couramment employés, qui permettent de prendre en compte la flexibilité des corps. Toutefois, cette technique est coûteuse et très pointue, nécessitant l'identification de nombreux paramètres et ne permettant actuellement pas de nombreuses applications. Les domaines d'applications de la modélisation multicorps rigide sont aussi variés que l'ergonomie [54, 55], la réadaptation [56-61], l'orthopédie [9, 62], le sport [11, 63], etc.

En contrepartie, l'analyse par éléments finis appliquée à la biomécanique sert essentiellement à étudier les interactions entre les contraintes et les déformations subies par le corps humain lors de chargements en condition statique. De nombreux exemples existent également, notamment dans l'étude de la déformation du rachis scoliotique [64] ou encore l'étude des distributions des pressions aux pieds lors de la position debout [65]. Des approches hybrides, mêlant à la fois la modélisation multicorps et par éléments finis, sont également de plus en plus utilisées [66] afin d'amener des informations de nature dynamique en entrée des modèles par éléments finis qui sont statiques.

Selon le niveau de sophistication requis pour l'application visée, les modèles peuvent être détaillés et spécifiques à l'individu, par exemple en tenant en compte de la modélisation des surfaces articulaires, ou génériques, par exemple pour l'étude du corps complet lors de la marche. Il existe de nombreux logiciels de modélisation dynamique, commerciaux ou non: Adams [67], Anybody Modeling System [68], SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling) [69], OpenSim [70], Simpack [71], MOBILE [72], ROBOTRAN [73], etc. Pour une liste plus complète, le lecteur peut se référer aux articles qui en font l'état de l'art [74, 75]. Dans ce mémoire une approche par modélisation dynamique multicorps via le logiciel ROBOTRAN est utilisée pour, d'une part, des raisons de rapidité et de précision, notamment grâce à l'accès

symbolique des équations du mouvement et des matrices Jacobienne des contraintes permettant de fermer les boucles sur base de formulations analytiques et non d'approximations. D'autre part, ce logiciel est facilement accessible (gratuit) tout en permettant une liberté dans le raffinement visé et une facilité d'interfaçage avec MATLAB®, contrairement à certains logiciels commerciaux tels que AnyBody Modeling System [68]. Les principes généraux régissant les modèles multicorps du membre supérieur concernant respectivement la cinématique articulaire (Section 1.2.1) et la dynamique articulaire (Section 1.2.2) seront expliqués dans ce qui suit afin de dégager la méthode et justifier les principaux choix de modélisation.

## **1.2.1 Cinématique articulaire**

Pour étudier la cinématique articulaire du corps humain, qui peut être considéré comme un mécanisme complexe, certaines hypothèses doivent être posées afin d'obtenir un compromis entre la biofidélité du modèle et la faisabilité de son application. Ces hypothèses dépendent de la nature des investigations et du niveau de détails requis pour y parvenir. Dans ce qui suit, les principales hypothèses et méthodes pour obtenir la cinématique articulaire du membre supérieur sont décrites puisqu'elles peuvent grandement influencer les résultats obtenus.

### **1.2.1.1 Hypothèse du corps rigide**

Dans le cadre de la modélisation multicorps du corps humain, ce dernier peut être représenté comme un système de plusieurs corps rigides interconnectés en structure arborescente. Pour des applications où les déformations sont faibles, on peut considérer les corps d'un système comme étant rigides, c'est-à-dire non élastiques, avec une configuration de masse invariable durant le mouvement. Avec cette hypothèse, les lois de la mécanique classique peuvent être appliquées afin d'étudier la cinématique et la dynamique du corps humain. Ces corps ou segments représentent généralement les os et sont reliés par des articulations qui sont modélisées par des joints idéaux possédant de un à six DDLs, c'est-à-dire jusqu'à trois translations et trois rotations, ou encore par des éléments à transmission de force tels que des ressorts ou des amortisseurs. La structure arborescente ainsi articulée est aussi appelée chaîne cinématique. La chaîne cinématique peut être dite en boucle ouverte (Figure 1.9a) ou contenant une ou plusieurs boucle(s) fermée(s) (Figure 1.9b) [73, 74].

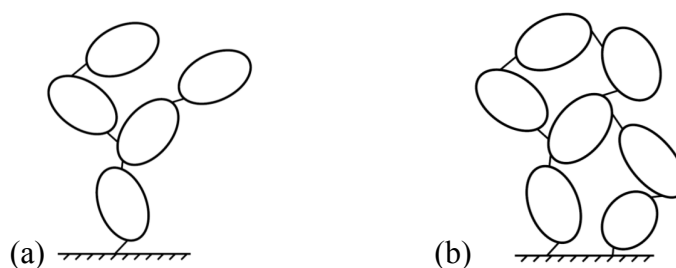


Figure 1.9 : Schéma d'une chaîne cinématique multicorps en (a) boucle ouverte et (b) en boucle fermée [74].

Il est à noter qu'un segment anatomique est composé d'un ou plusieurs os de même que de tissus mous. Alors que les os peuvent être considérés comme rigides durant les activités de la vie quotidienne, les tissus mous, quant à eux, ne sont pas rigides et peuvent avoir une configuration variable selon l'activation musculaire ou les forces externes en présence. Les effets des tissus mous sont négligés dans de nombreuses études biomécaniques. Cependant, cette hypothèse peut être remise en doute lorsqu'il est question d'analyse d'impact où plusieurs auteurs ont montré leur importance dans la quantification des efforts internes [76, 77]. Dans le cadre de ce projet où des mouvements simples et fonctionnels sont étudiés, il est possible d'utiliser cette hypothèse simplificatrice.

### 1.2.1.2 Hypothèse sur l'acquisition cinématique du mouvement avec marqueurs cutanés

En biomécanique, des systèmes d'analyse du mouvement optoélectroniques (Figure 1.10a) sont généralement utilisés afin de capter la cinématique du mouvement à l'aide de marqueurs expérimentaux apposés directement sur la peau (Figure 1.10b) [78-81].

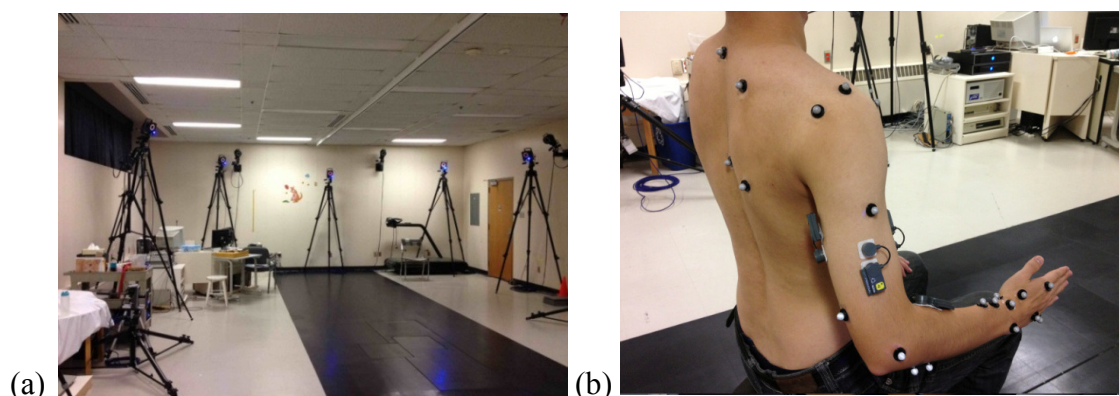


Figure 1.10 : (a) Système d'analyse du mouvement optoélectronique à 12 caméras (Vicon, T40S, 4 Mpx) du Centre de Réadaptation Marie-Enfant – CHU Sainte-Justine (b) exemple de marqueurs cutanés placés sur le membre supérieur.

L'acquisition de la cinématique en laboratoire du mouvement possède deux principales sources d'erreur [78]: l'erreur expérimentale du système de capture du mouvement de façon systématique et aléatoire ainsi que les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous.

Dans le premier cas, la précision sur l'acquisition dépend de la qualité du système et du matériel utilisés ainsi que de certains paramètres reliés au montage expérimental tels que le nombre de caméras et leur placement, le volume d'étude, le nombre et la taille des marqueurs. Avec les systèmes commerciaux de dernière génération tels que celui utilisé dans le cadre de ce mémoire (voir Figure 1.10a), une précision d'environ 1 mm est attendue [79]. De plus, des systèmes récents à bas coût ont montré une différence de moins de 1% avec les systèmes haut de gamme, rendant cette approche encore plus accessible [82]. Pour pallier le bruit de mesure, diverses méthodes de traitement du signal sont employées dans la littérature. Lorsque les efforts internes aux articulations en cours de mouvement sont recherchés, cette étape devient cruciale puisque le processus de dynamique inverse requis est très sensible au bruit de mesure (voir Section 1.2.2.3).

La deuxième source d'erreur provient de l'utilisation de marqueurs cutanés pour capter la cinématique du mouvement [80]. À cet effet, l'ISB recommande l'utilisation de certains repères anatomiques osseux pour chacun des segments du membre supérieur [83]. Ces recommandations ont pour but de rendre possible la comparaison et l'uniformisation des études de la littérature. Les repères anatomiques référencés dans ces recommandations ne sont pas uniquement des points mais plutôt des surfaces parfois de forme large ou irrégulière et dont l'identification par palpation est sujette à des erreurs de variabilité intra- et inter-expérimentateur. De plus, ces repères anatomiques osseux sont recouverts de tissus mous d'épaisseur variable ce qui rend leur identification et leur mesure d'acquisition plus ou moins précise.

Les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous peuvent être relatifs à l'os sous-jacent ou encore relatifs entre les marqueurs [78-81]. Dans ce dernier cas, l'erreur est observable par la variation des longueurs entre les marqueurs d'un même segment rigide. Par exemple, la Figure 1.11 présente la variation de 10 distances entre cinq marqueurs apposés sur le bras lors d'un essai de FE du coude exécuté par l'un des sujets de cette étude. Il est possible de constater que les variations peuvent être de près de 20 mm au cours de ce mouvement, notamment pour les distances impliquant les marqueurs situés près du coude (EL : épicondyle latéral et EM : épicondyle médial). Au niveau du membre inférieur, des déplacements allant jusqu'à 40 mm sont reportés [84, 85]. Dans la littérature, les mouvements de rotation interne-externe introduisent

typiquement plus d'erreur en raison d'un plus grand mouvement relatif entre l'os sous-jacent et les marqueurs cutanés. En outre, Hamming et al. [86] ont montré qu'une erreur de  $5^\circ$  à  $30^\circ$  pouvait être retrouvée sur le calcul des angles articulaires à l'articulation GH avec l'utilisation de marqueurs cutanés en comparaison avec l'utilisation de marqueurs intracorticaux.

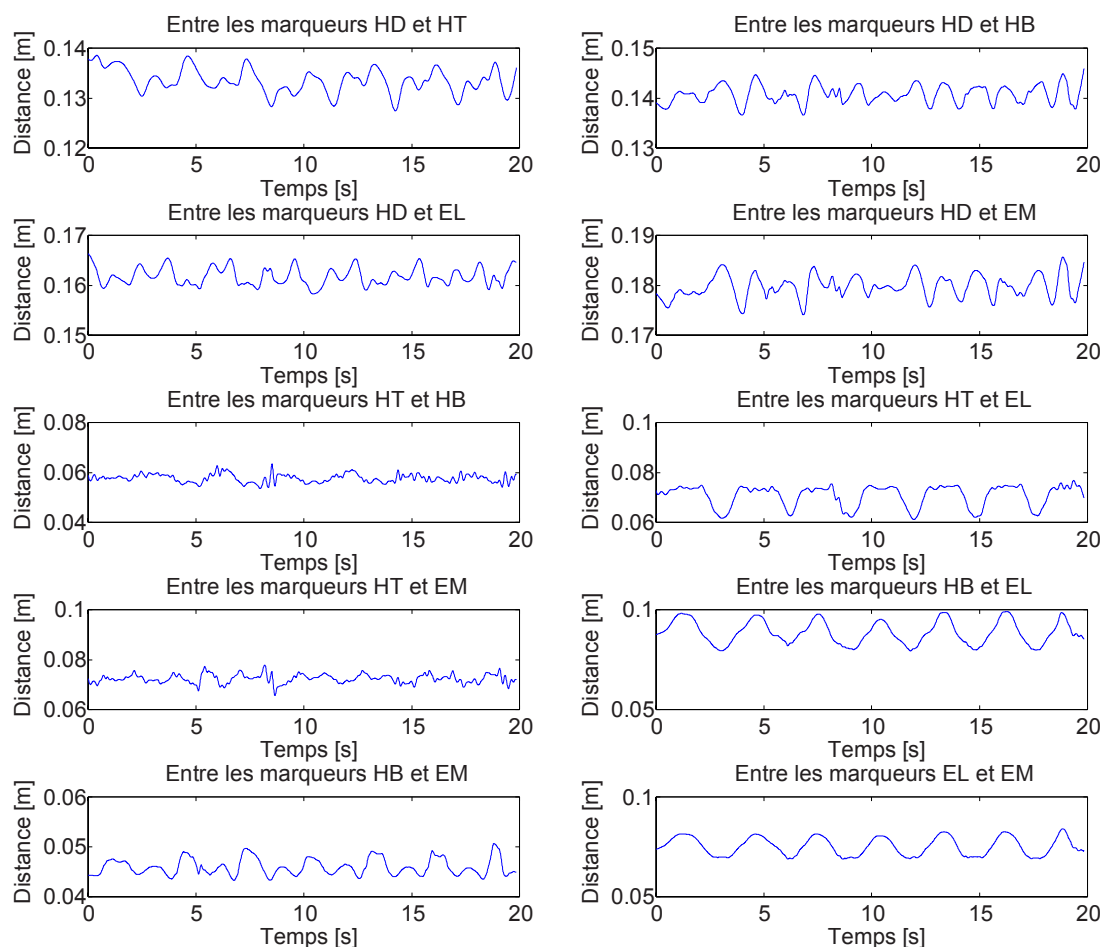


Figure 1.11 : Variations de 10 distances entre cinq marqueurs apposés sur le bras au cours d'un essai de FE du coude (HD : tubérosité deltoïdienne, HT : point postérieur près de l'insertion du triceps, HB : point médial près de l'insertion du biceps, EL : épicondyle latéral, EM : épicondyle médial).

Pour amoindrir cet effet lors de la reconstruction du mouvement et du calcul des longueurs segmentaires, les distances entre les marqueurs peuvent être moyennées lors d'un essai statique ne présentant en pratique pas de mouvement de peau [21]. Idéalement, cette position statique doit s'apparenter à la position du sujet lors de la pose des marqueurs cutanés afin d'introduire le moins d'erreur possible. Pour réduire ce type d'erreur, il est également possible de compléter la série de marqueurs anatomiques osseux par l'ajout de marqueurs techniques qui sont choisis et

placés de manière à limiter les mouvements de peau, tout en amenant une redondance d'informations [78]. De façon générale, un minimum de trois marqueurs cutanés non colinéaires par corps rigide isolé est nécessaire pour décrire son mouvement dans l'espace. Toutefois, afin d'avoir une meilleure précision et de réduire les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous, un plus grand nombre de marqueurs est généralement préférable [78, 87, 88]. Il est cependant nécessaire de trouver un compromis entre la précision requise et l'encombrement permis sur les segments étudiés, en particulier dans un contexte où un transfert clinique en pédiatrie est envisagé. À ce sujet, certains segments du membre supérieur comme la clavicule, l'humérus, l'ulna et le radius ne possèdent pas un nombre suffisant de repères anatomiques prescrits par l'ISB. En effet, certains marqueurs servent à décrire deux corps à la fois (repère acromio-claviculaire AC pour décrire l'omoplate et la clavicule), d'autres segments requièrent de connaître le centre de rotation (repère gléno-huméral GH pour décrire l'humérus), et le segment de l'avant-bras ne présente pas de repères anatomiques distincts pour l'ulna et le radius. Outre l'utilisation d'une position statique et l'ajout de marqueurs techniques, des méthodes de compensation plus élaborées existent également dans la littérature, soit en traitant les artéfacts comme un bruit indépendant sans égard à la tâche étudiée [87, 89, 90] ou en les modélisant de façon systématique selon la tâche étudiée [91-93]. Toutefois, ces méthodes impliquent généralement un protocole expérimental et des calculs plus élaborés.

### **1.2.1.3 Hypothèses sur les paramètres articulaires et la chaîne cinématique**

Les paramètres articulaires peuvent être définis comme les paramètres définissant toutes les caractéristiques cinématiques d'une articulation dans un modèle. Dans le cas présent, les paramètres articulaires de position et d'orientation se traduisent par la définition d'une séquence de rotation, d'un repère local et d'un centre (ou d'un axe) de rotation. D'autres aspects importants tels que le type de coordonnées et la position de référence sont également des aspects déterminants de la définition d'un modèle cinématique. Ces paramètres et ces considérations seront décrits dans les sous-sections qui suivent.

#### *1.2.1.3.1 Repères locaux et séquence de rotation*

La façon de définir les repères locaux et leurs mouvements relatifs dans la configuration de référence influencera les résultats. De nombreuses approches existent pour décrire la position d'un corps rigide en mouvement dans l'espace. Pour ce faire, il convient d'abord de choisir un



système de coordonnées lié à un repère inertiel fixe (global) puis de définir un autre système de coordonnées lié à un repère mobile (local) attaché au corps rigide distal. En coordonnées généralisées relatives, le mouvement de chaque segment distal peut être décrit en fonction du segment parent (proximal) ou vice-versa. Ainsi, le mouvement général d'un corps rigide peut être décomposé à la fois en un déplacement linéaire et angulaire. Plusieurs méthodes permettent de décrire mathématiquement cette combinaison de déplacements, soit par matrices de rotation et vecteurs de translation, matrices homogènes [94], axe hélicoïdaux, quaternions (unitaires et duaux), etc. L'approche la plus utilisée en biomécanique est par matrice de rotation et vecteurs de translation, suivant la convention d'angles d'Euler ou de Cardan. Dans ce cas, la matrice de rotation d'un corps entre deux positions peut être traduite suivant le produit de trois matrices monoaxiales. Ces matrices de rotation monoaxiales sont définies comme suit selon chaque axe de rotation:

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ 0 & s\alpha & c\alpha \end{bmatrix}, R_y = \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix}, R_z = \begin{bmatrix} c\gamma & -s\gamma & 0 \\ s\gamma & c\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{équation 1})$$

où  $\alpha, \beta$  et  $\gamma$  correspondent à l'angle de la première, deuxième et troisième rotations respectivement autour des axes  $x, y$  et  $z$  et  $c\alpha \equiv \cos(\alpha)$ ,  $s\alpha \equiv \sin(\alpha)$ .

Le produit matriciel n'étant pas commutatif, la matrice de rotation résultante sera différente selon la séquence utilisée. En effet, il est facile de constater cette différence sur la matrice de rotation obtenue par ces deux séquences,  $zyx$  (équation 2) et  $xyz$  (équation 3):

$$\begin{aligned} R_z(\gamma)R_y(\beta)R_x(\alpha) &= \begin{bmatrix} c\gamma & -s\gamma & 0 \\ s\gamma & c\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ 0 & s\alpha & c\alpha \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & -s\gamma c\alpha + c\gamma s\beta s\alpha & s\gamma s\alpha + s\gamma s\beta c\alpha \\ s\gamma c\beta & c\gamma c\alpha + s\gamma s\beta s\alpha & -c\gamma s\alpha + s\gamma s\beta c\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{équation 2})$$

$$\begin{aligned} R_x(\alpha)R_y(\beta)R_z(\gamma) &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ 0 & s\alpha & c\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\gamma & -s\gamma & 0 \\ s\gamma & c\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & -s\gamma c\beta & s\beta \\ c\gamma s\beta s\alpha + s\gamma c\alpha & -s\gamma s\beta s\alpha + c\gamma c\alpha & -c\beta s\alpha \\ -c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha & s\gamma s\beta c\alpha + c\gamma s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{équation 3})$$

Ainsi, dans tout modèle multicorps, il est primordial de spécifier la séquence utilisée pour chaque articulation. À cet effet, l'ISB a émis des recommandations quant à la définition des axes anatomiques et de la séquence de rotation pour chacune des articulations du membre supérieur

[32]. Ces recommandations ont pour but de rendre possible la comparaison et l'uniformisation des études de la littérature. Avec les angles de Cardan, il est toutefois connu que certaines configurations peuvent mener à des singularités, phénomène appelé blocage de Cardan. Afin de réduire ce phénomène, Senk et Chèze [22] ont étudié l'effet du choix de plusieurs séquences pour définir les mouvements à l'articulation GH. Les auteurs ont été en mesure de proposer une séquence, parfois différente de celle prescrite par l'ISB, qui permet d'éviter les singularités pour chacun des mouvements de l'articulation GH. Ainsi, il incombe de choisir une séquence appropriée au(x) mouvement(s) étudié(s) ou encore d'opter pour d'autres techniques où ce phénomène n'est pas présent, telles que les quaternions. Toutefois, la représentation en quaternions étant plus difficile à visualiser et donc non pratique pour l'interprétation clinique, elle est rarement celle préconisée en biomécanique, contrairement à ce que l'on peut voir dans d'autres domaines tels que la robotique [95].

#### *1.2.1.3.2 Type de coordonnées généralisées*

Par ailleurs, il est également primordial de spécifier le type de coordonnées généralisées utilisé pour la construction d'un modèle multicorps: relatives [96], absolues [97] ou naturelles [98]. Chaque type présentant son lot d'avantages et d'inconvénients, il convient plutôt de choisir le plus approprié à la problématique étudiée. Ainsi, dans le cadre de ce mémoire, suivant ce qui est le plus courant en biomécanique et ce qui est présent dans le logiciel ROBOTRAN, des coordonnées généralisées relatives sont utilisées et définies comme suit:

$$\mathbf{q} = (q_1, \dots, q_n)^T \quad (\text{équation 4})$$

où  $n$  représente le nombre de coordonnées généralisées d'un modèle multicorps.

#### *1.2.1.3.3 Centres et axes de rotation*

D'autre part, un aspect déterminant dans la qualité d'un modèle multicorps est la localisation de ses centres et axes de rotation articulaires. Les articulations ne sont physiologiquement pas des joints idéaux avec un centre ou un axe de rotation fixe, mais possèdent plutôt des centres instantanés de rotation en raison de la complexité des surfaces osseuses en contact. Toutefois, comme il est difficile de quantifier la combinaison de rotations et de translations en présence, les centres articulaires des modèles multicorps sont souvent supposés fixes. À cet effet, l'ISB définit des centres et des axes anatomiques sur la base des repères anatomiques osseux. Or, ces repères

ne sont qu'une approximation grossière des centres et axes réels. Il a d'ailleurs été démontré que cette approximation peut engendrer une cinématique substantiellement affectée par des problèmes de couplage cinématique (*kinematic crosstalk*) au niveau du membre supérieur [16, 17, 99]. Par définition, un couplage cinématique est minimal lorsque, pendant un mouvement sollicitant majoritairement un DDL, les amplitudes des autres DDLs de la même articulation sont minimales. Pour pallier cette problématique, plusieurs méthodes de localisation des centres articulaires sont proposées dans la littérature. Ces méthodes peuvent se classer sous deux catégories principales : les méthodes prédictives et les méthodes fonctionnelles.

Les méthodes prédictives utilisent des régressions linéaires faisant intervenir la géométrie des segments. À titre d'exemple, Meskers et al. [100] ont proposé des équations de régression permettant de localiser le centre de rotation de l'articulation GH à partir des dimensions de l'omoplate. Ce type de méthodes est donc facile d'utilisation, mais générique et sensible aux mesures anthropométriques et au positionnement des marqueurs.

Les méthodes fonctionnelles, quant à elles, ont l'avantage d'être personnalisables à chaque individu. En effet, ces techniques requièrent d'effectuer des mouvements fonctionnels sollicitant tour à tour puis de façon combinée tous les DDLs d'une articulation. Ainsi, une combinaison de mouvements de flexion-extension, abduction-adduction et circumduction est généralement adoptée [101, 102]. Les principales méthodes fonctionnelles que l'on retrouve dans la littérature sont l'axe hélicoïdal [103], l'ajustement de sphères [104] et l'approche symétrique [1, 2]. L'approche symétrique (appelé SCoRE, *Symmetrical Center of Rotation Estimation* et SARA, *Symmetrical Axis of Rotation Approach*) permet d'identifier le point commun selon lequel deux segments distal et proximal d'une même articulation effectuent leurs rotations. Elle nécessite seulement de connaître la position et la matrice de rotation des deux segments adjacents en mouvement. La méthode SCoRE a notamment montré sa supériorité en terme de précision par rapport à la méthode de l'axe hélicoïdal [105]. Par ailleurs, afin de minimiser l'effet des mouvements de peau dans la localisation des centres et axes de rotation, Monnet et al. [106] ont proposé l'utilisation d'un algorithme de gradient conjugué afin d'optimiser les repères locaux lors du mouvement à partir des repères locaux d'une position statique, qui eux présentent peu de mouvement de peau. D'autres techniques permettent également de rigidifier les segments, notamment celle proposée par Andriacchi et al [107]. Quelques études ont montré une réduction du couplage cinématique en employant la personnalisation *in vivo* des centres et axes articulaires

par des méthodes fonctionnelles appliquées au membre supérieur [19, 21, 41, 108]. En outre, Fohanno et al. [19] ont récemment montré que la contribution relative du DDL de PS par rapport à l'amplitude totale de tous les DDLs était augmentée de 15% avec l'utilisation d'axes de FE et de PS personnalisés en comparaison à un modèle du membre supérieur utilisant les définitions de l'ISB. Ainsi, ces méthodes fonctionnelles qui permettent de personnaliser les centres et axes de rotation articulaires présentent un avantage certain par rapport aux méthodes prédictives.

#### *1.2.1.3.4 Configuration de référence*

Pour terminer, un dernier aspect important à définir dans la construction d'un modèle cinématique est la configuration de référence, c'est-à-dire la position à partir de laquelle les angles seront calculés. Très peu d'études documentent cet aspect pourtant primordial. Pour ce faire, il est possible d'utiliser directement l'angle fourni par un modèle ou encore de recalculer l'amplitude du mouvement en fonction d'une position arbitrairement choisie. Dans le premier cas, l'alignement des repères locaux tel que prescrit par l'ISB (appelé alignement anatomique) conduit à une position initiale non physiologique, avec l'omoplate complètement à plat et l'humérus entrant dans le thorax. Alternativement, Levasseur et al. [109] et Hagemester et al. [110] ont étudié l'effet de l'alignement mathématique des repères locaux. Les auteurs ont montré les bénéfices d'un alignement mathématique lors d'élévations du bras notamment en ce qui a trait à l'interprétation de la cinématique de l'épaule et la réduction de la variabilité inter-sujet. D'autre part, Jackson et al. [21] ont proposé un alignement basé sur une configuration de référence qui, par calculs de matrice de rotation, permet d'effectuer une correction alignant les repères de l'humérus selon une position facilement interprétable. À ce sujet, Kontaxis et al. [17] ont recommandé d'utiliser pour l'avant-bras une configuration de référence se situant à mi-chemin entre la flexion et l'extension puis à mi-chemin entre la pronation et la supination. Ceci permet de répartir uniformément l'erreur de part et d'autre de l'amplitude complète des mouvements.

#### **1.2.1.4 Résolution de la cinématique inverse**

Une fois le modèle cinématique proprement défini en tenant compte des aspects décrits aux sections précédentes, il est nécessaire de faire appel à un processus de cinématique inverse pour reconstruire le mouvement. La reconstruction du mouvement consiste à déterminer la situation des corps de la chaîne cinématique dans l'espace afin d'obtenir la cinématique articulaire, c'est-à-

dire les coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  au cours du temps, à partir des coordonnées cartésiennes 3D des marqueurs obtenues expérimentalement.

Ce problème non-trivial implique la résolution d'une optimisation non-linéaire. Dans la littérature, il est possible de distinguer trois principales approches pour déterminer la situation des corps d'un modèle multicorps dans l'espace et d'en déduire la cinématique articulaire, à savoir les approches directe [111-113], locale [87, 114] et globale [24, 115, 116].

Les principales limites des approches directe et locale sont qu'elles tiennent compte seulement d'un segment à la fois et qu'elles ne tiennent pas compte des contraintes articulaires. Ainsi, les solutions disloquant les articulations ne sont pas écartées, ce qui en fait des méthodes peu efficaces et très affectées par les mouvements de peau. L'approche globale, la plus utilisée en biomécanique, est basée sur une chaîne cinématique définie a priori. Cette approche, introduite par Lu et O'Connor [115], est dite globale puisque qu'elle minimise selon un critère global l'ensemble des marqueurs, et non selon chaque segment indépendamment. Cette méthode s'est avérée être efficace pour diminuer les artéfacts dus aux mouvements de peau [24]. Mathématiquement, ce problème d'optimisation, dont le but est de représenter le plus fidèlement possible les données issues de l'expérimentation, peut s'écrire comme un problème d'optimisation non-linéaire de moindres carrés (équation 5):

$$\min_{\mathbf{q}} f(\mathbf{q}) = \sum_{m=1}^{n_m} \|\mathbf{X}_{mod,m}(\mathbf{q}) - \mathbf{X}_{exp,m}\|^2 \quad (\text{équation 5})$$

$$\text{soumis à } \mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$$

où  $\mathbf{q}$  est le vecteur des coordonnées généralisées du système multicorps et est la variable recherchée lors de l'optimisation;  $m$  est l'index du marqueur ( $n_m=29$ );  $\mathbf{X}_{mod,m}(\mathbf{q})$  sont les coordonnées obtenues via l'équation de cinématique directe du système multicorps;  $\mathbf{X}_{exp,m}$  sont les coordonnées des marqueurs obtenues expérimentalement; et finalement  $\mathbf{h}(\mathbf{q})$  représente les contraintes cinématiques qui doivent être rencontrées lorsqu'applicables. Cette optimisation est dite statique puisqu'elle doit être résolue à chaque instant, et donc ne dépend pas du temps dans sa définition.

Dans le cas d'un modèle en boucle fermée, le problème devient soumis à des contraintes et il est nécessaire d'assurer la fermeture de la boucle pour chaque solution de l'optimisation. Il est

possible de distinguer deux types de contraintes de fermeture de boucle : souple ou stricte. Une contrainte de fermeture souple consiste à attribuer aux contraintes un poids suffisamment important par rapport à l'ensemble des marqueurs, alors qu'une contrainte stricte est une condition à respecter lors de l'optimisation. Typiquement, les fonctions MATLAB® qui permettent de résoudre ces deux types de problèmes sont les fonctions *lsqnonlin* (souple) et *fmincon* (stricte).

## 1.2.2 Dynamique articulaire

Dans ce qui suit, les principales hypothèses et méthodes pour quantifier les efforts internes en cours de mouvement sont décrites.

### 1.2.2.1 Dynamique inverse vs directe

Selon les objectifs d'une étude, la modélisation dynamique multicorps peut être employée de deux façons différentes : en dynamique inverse ou en dynamique directe. Le problème de dynamique inverse (équation 6) vise à déterminer les efforts articulaires nécessaires pour qu'un système évolue selon une trajectoire prescrite par les coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  et leurs dérivées premières  $\dot{\mathbf{q}}$  et secondes  $\ddot{\mathbf{q}}$ . Le problème de dynamique directe (équation 7) consiste, quant à lui, à déterminer les accélérations généralisées  $\ddot{\mathbf{q}}$  d'un système soumis à des efforts articulaires  $\mathbf{Q}$  dans une configuration où les coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  et leur dérivée première  $\dot{\mathbf{q}}$  sont connues à l'instant initial. La solution de ces problèmes dépend également de la gravité  $\mathbf{g}$ , des efforts externes  $\mathbf{Q}_{ext}$  en présence et des paramètres d'inertie  $\delta$  du système. Les forces appliquées sur un système peuvent être de natures différentes: forces d'impact, forces de friction, forces de contact, forces de gravité et forces dues aux contraintes articulaires [117].

$$\mathbf{Q} = \mathbf{Q}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}, \mathbf{g}, \mathbf{Q}_{ext}, \delta) \quad (\text{équation 6})$$

$$\ddot{\mathbf{q}} = \ddot{\mathbf{q}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{Q}, \mathbf{g}, \mathbf{Q}_{ext}, \delta) \quad (\text{équation 7})$$

La dynamique inverse est une procédure largement utilisée en biomécanique puisqu'elle permet d'évaluer l'effet résultant des forces musculaires produites au cours du mouvement, et ce de façon non-invasive grâce à l'acquisition de données expérimentales périphériques. Dans le cadre de l'analyse du mouvement humain, un problème d'analyse des efforts internes nécessite par définition une dynamique inverse, et un problème de simulation du mouvement une dynamique

directe. La dynamique inverse est souvent préférée à la dynamique directe en raison de son coût numérique plus faible [118]. En effet, la dynamique directe demande de résoudre un problème de contrôle via une optimisation sur le mouvement complet. L'approche classique de la dynamique inverse consiste, quant à elle, à résoudre l'équilibre dynamique itérativement du segment libre jusqu'au segment contraint afin d'extraire les efforts internes grâce aux mesures de cinématique et d'efforts externes. Dans ce mémoire, une analyse par dynamique inverse via ROBOTRAN sera utilisée pour la quantification des efforts internes en cours de mouvement.

### 1.2.2.2 Résolution de la dynamique inverse

Les équations du mouvement peuvent s'écrire de différentes façons, dont la plus utilisée est le formalisme de Newton-Euler pour des raisons de temps de calcul par rapport aux autres formalismes [73]. Le logiciel ROBOTRAN, comme d'autres logiciels du même type, permet de générer les équations d'un modèle donné de façon symbolique, améliorant ainsi le temps de calcul requis pour les processus subséquents. Sous le formalisme de Newton-Euler, les équations du mouvement d'un système à  $n$  coordonnées généralisées peuvent être exprimées comme suit, selon si le modèle est en boucle ouverte (équation 8) ou soumis à  $k$  contraintes (équations 9 à 12):

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{Q}_{ext}, \mathbf{g}) = \mathbf{Q} \quad (\text{équation 8})$$

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{Q}_{ext}, \mathbf{g}) = \mathbf{Q} + \mathbf{J}^T \boldsymbol{\lambda} \quad (\text{équation 9})$$

$$\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \mathbf{0} \quad (\text{équation 10})$$

$$\dot{\mathbf{h}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{0} \quad (\text{équation 11})$$

$$\ddot{\mathbf{h}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) = \mathbf{J}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \dot{\mathbf{J}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{0} \quad (\text{équation 12})$$

où  $\mathbf{M}(\mathbf{q})$  est la matrice des inerties généralisées du système  $[n \times n]$ ,  $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{Q}_{ext}, \mathbf{g})$  est le vecteur des effets non-linéaires dynamiques contenant les effets gyroscopiques, centrifuges, de gravité et des efforts externes  $[n \times 1]$ ,  $\mathbf{Q}$  est le vecteur des efforts généralisés  $[n \times 1]$ ,  $\mathbf{J}$  est la matrice Jacobienne des contraintes cinématiques  $[k \times n]$  où  $\mathbf{J} = \frac{\partial \mathbf{h}}{\partial \mathbf{q}^T}$ ; et finalement  $\boldsymbol{\lambda}$  est le vecteur des multiplicateurs de Lagrange reliés aux contraintes cinématiques  $[k \times 1]$ .

La nature et le nombre de contraintes dépendent généralement du type de coordonnées, de la structure du système et des conditions auxquelles le système est soumis. Essentiellement, les contraintes cinématiques  $\mathbf{h}(\mathbf{q})$  peuvent être de deux natures: soit des contraintes définies par l'utilisateur  $\mathbf{h}_{user}$ , par exemple pour établir un lien avec la matrice de raideur dans une articulation, ou par des contraintes de fermeture de boucle  $\mathbf{h}_{loop}$  dans le cas d'un modèle en boucle fermée (équation 13).

$$\mathbf{h}(\mathbf{q}) = \begin{cases} \mathbf{h}_{user} \\ \mathbf{h}_{loop} \end{cases} \quad (\text{équation 13})$$

Afin de rétablir une structure fermée en topologie arborescente, il est nécessaire d'ouvrir la chaîne fermée soit en coupant un corps ou une articulation. Pour retrouver un système équivalent à l'original, les contraintes géométriques imposées par le corps ou l'articulation coupée sont vérifiées à tout instant via les équations 10 à 12, et les efforts internes originaux sont pris en compte via le terme  $\mathbf{J}^T \boldsymbol{\lambda}$  de l'équation 9. Trois types de coupure sont proposés dans le logiciel ROBOTRAN : coupure d'un corps, coupure d'une articulation sphérique et coupure d'une bielle. Le lecteur peut se référer à l'ouvrage de référence de Samin et Fisette [73] pour plus d'informations à ce sujet. Il est à noter que pour les modèles soumis à des contraintes cinématiques, les équations doivent être réduites. La méthode utilisée par le logiciel ROBOTRAN est le partitionnement des coordonnées et la décomposition des efforts internes en composantes actives et passives où il y a autant de composantes actives que de DDLs [74]. Cette procédure permet de ramener le système en structure arborescente tel un système en boucle ouverte.

D'un point de vue mathématique, la détermination des couples articulaires correspond à la résolution d'un problème déterminé, c'est-à-dire que le nombre de DDL du système correspond au nombre de variables inconnues. En effet, à partir des paramètres inertiels segmentaires et des positions, vitesses et accélérations généralisées  $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$ , les équations du mouvement peuvent être résolues par un calcul de dynamique inverse pour obtenir les forces et les couples généralisés  $\mathbf{Q}$  aux articulations à chaque instant du mouvement. Lors du calcul des vitesses  $\dot{\mathbf{q}}$  et des accélérations  $\ddot{\mathbf{q}}$  généralisées, les coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  sont la plupart du temps approximées par des splines cubiques pour assurer la continuité lorsque ces dernières sont dérivées analytiquement. Cependant, cette méthode ne garantit pas que les vitesses  $\dot{\mathbf{q}}$  et



accélérations  $\ddot{\mathbf{q}}$  généralisées obtenues respectent à leur tour les équations du mouvement. À cet effet, Silva et Ambrosio [119] ont mentionné l'importance d'avoir des données cinématiques cohérentes, c'est-à-dire qui respectent les équations du mouvement en tout temps, et ce non seulement sur les coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$ , mais également sur les vitesses  $\dot{\mathbf{q}}$  et les accélérations  $\ddot{\mathbf{q}}$ . Ces auteurs ont proposé une méthode simple, systématique et non définie comme un problème d'optimisation, mais qui demeure moins efficace qu'une approche par optimisation globale [120]. En effet, Ojeda et al. [120] ont reporté une erreur plus grande et contenant davantage de bruit pour cette méthode en comparaison aux méthodes d'optimisation locale et globale. Le respect des équations du mouvement demeure un aspect peu abordé dans la littérature alors qu'il s'agit d'une préoccupation pour tout modèle en boucle fermée où il est nécessaire de s'assurer de sa fermeture et du respect de ses équations du mouvement en tout temps. Une alternative serait d'opter pour l'utilisation du filtre de Kalman étendu [121] ou la méthode proposée par Alonso et al. [122, 123] qui combine à la fois les méthodes de projection orthogonale et de Newmark. L'intérêt principal serait d'obtenir de façon robuste et simultanée les positions, vitesses et accélérations généralisées lors de la reconstruction du mouvement. Toutefois, ces approches demeurent fastidieuses et comprennent des défis supplémentaires d'implémentation pour des modèles complexes. Leur apport et impact sur la dynamique inverse ne sont très peu ou pas documentés dans la littérature.

### 1.2.2.3 Traitement du signal

Bien que l'état de l'art sur la dynamique inverse démontre son efficacité et son utilisation très répandue, il n'en demeure pas moins qu'elle possède certaines limites. Contrairement à la dynamique directe, cette approche est sensible aux vitesses et accélérations [124] puisque ces dernières sont obtenues par dérivations tel que décrit précédemment, ce qui engendre une amplification du bruit introduit après la dérivation première et seconde. Comme les accélérations multiplient la matrice de masse dans les équations du mouvement, les efforts articulaires s'en trouvent rapidement affectés.

Le processus d'optimisation globale décrit précédemment (Section 1.2.1.4) permet d'obtenir des angles articulaires sans bruit apparent, par exemple dans le cas d'un essai de FE du coude (Figure 1.12a). Toutefois lorsque ces coordonnées généralisées doivent être dérivées pour servir d'entrée à la dynamique inverse, le bruit qui semblait négligeable se retrouve alors dramatiquement

amplifié au niveau des vitesses (Figure 1.12b) et accélérations (Figure 1.12c) généralisées comme il est de haute fréquence.

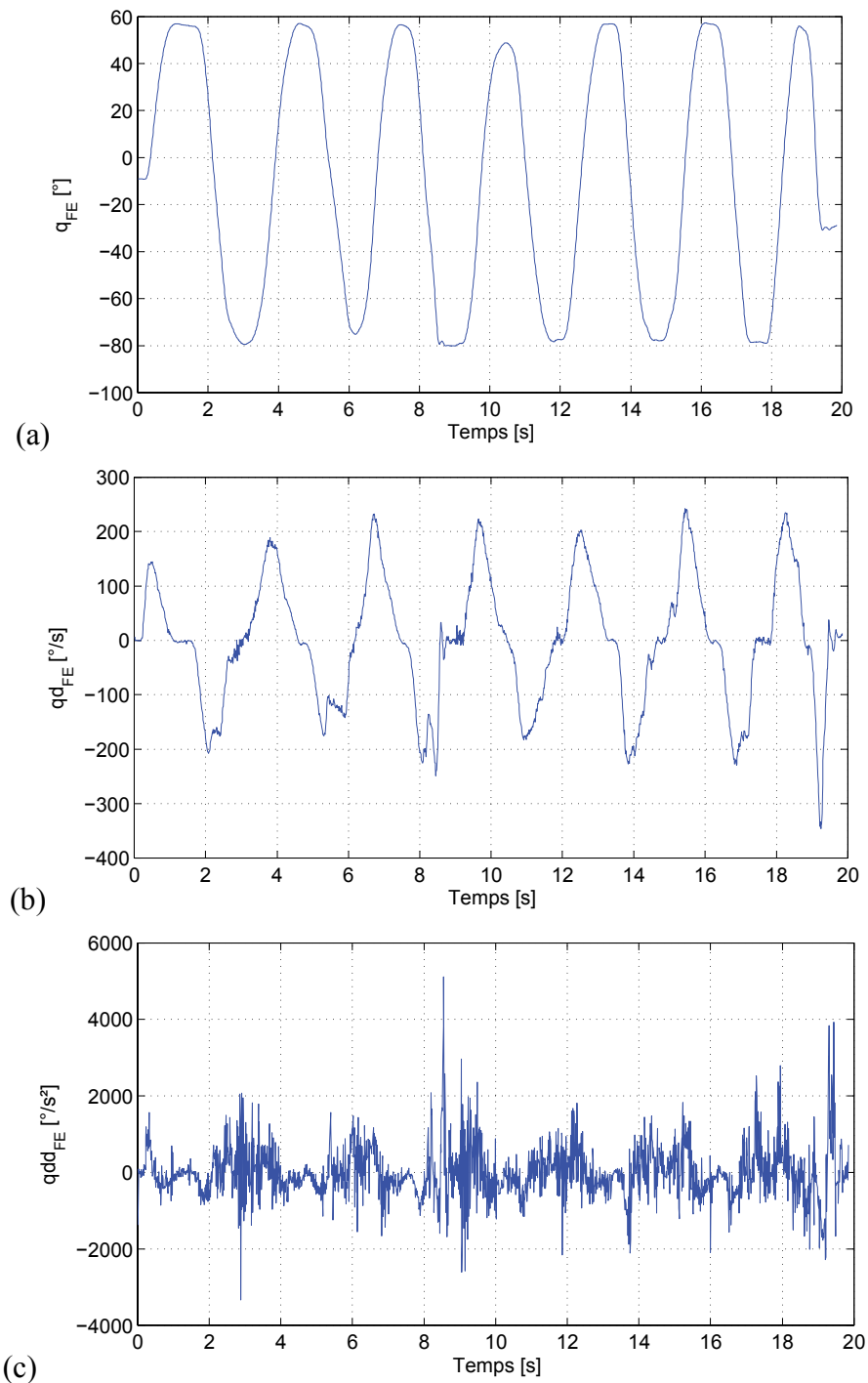


Figure 1.12 : Démonstration de l'amplification du bruit de mesure contenu dans les coordonnées généralisées. (a) Signal original – angle de FE du coude (b) Dérivée première du signal original – vitesse angulaire de FE du coude (c) Dérivée seconde du signal original – accélération angulaire de FE du coude.

Lorsqu'un tel bruit est contenu dans les positions, vitesses et accélérations généralisées, la dynamique inverse s'en trouve très affectée. En effet, sur la Figure 1.13, on peut voir que le couple articulaire correspondant en FE est très bruité avec des pics de grandes amplitudes.

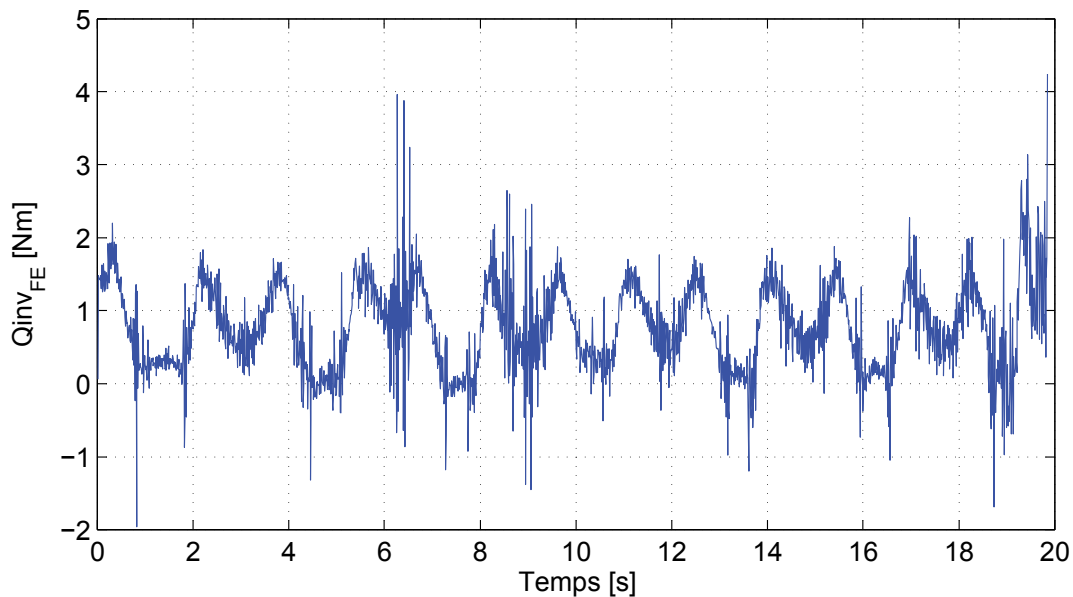


Figure 1.13 : Effet de l'amplification du bruit de mesure sur le couple articulaire correspondant en FE.

Ainsi, il est nécessaire de réduire le bruit inhérent à la mesure avant de procéder aux calculs de dynamique inverse. Pour ce faire, il existe une multitude de techniques permettant de traiter des signaux plus complexes et un traitement approprié est d'autant plus crucial lorsqu'il s'agit d'applications biomédicales puisque le signal est souvent très bruité et non-stationnaire. Parmi ces techniques, on note entre autres les filtres passe-bas, les ondelettes, les filtres de Kalman, l'analyse spectrale singulière, etc. Dans le cadre de ce projet, l'analyse spectrale singulière (SSA) a été sélectionnée pour sa simplicité et sa robustesse [125, 126]. Dans ce qui suit, ce choix est justifié par rapport au filtre de Butterworth, soit l'approche la plus conventionnelle en biomécanique [127].

#### 1.2.2.3.1 Filtre de Butterworth

Le filtre de Butterworth de type passe-bas est le plus couramment utilisé en biomécanique pour traiter le bruit de mesure en raison de sa facilité d'implémentation [127]. Pour appliquer ce filtre, seule une fréquence de coupure normalisée doit être déterminée. Pour les mouvements généraux du corps humain, cette dernière peut être comprise dans une plage assez variable, typiquement

entre 2 et 8 Hz [127]. Il n'existe toutefois pas de directives claires quant au choix de la fréquence de coupure à préconiser puisque son ajustement dépend grandement du signal à traiter. Les travaux en biomécanique découlent principalement de l'étude de la marche où il y a une succession de différentes dynamiques qui s'enchaînent avec un évènement de type impact. Ainsi, il est difficile de se contenter d'une coupure du signal à une seule fréquence donnée. Par exemple, pour un mouvement, un segment ou une vitesse d'exécution donnés, le niveau de bruit ne sera pas le même. De même, le bruit associé au déplacement d'un marqueur dans les directions X, Y ou Z peut être très différent. Ainsi, il peut être risqué d'appliquer la même fréquence de coupure de façon systématique sur un ensemble de données cinématiques. Pour y remédier, il est possible d'effectuer une analyse basée sur les résidus [127] afin d'estimer la séparation entre le bruit de haute fréquence et le signal propre de basse fréquence. Il est à noter qu'il reste toutefois un bruit à basse fréquence dû aux mouvements de la peau par rapport aux mouvements sous-jacents des os. En observant l'allure graphique du résidu entre le signal brut et le signal filtré en fonction de la fréquence de coupure, il est possible d'estimer la fréquence de coupure pour laquelle le résidu augmente significativement. Toutefois, ce processus itératif devient rapidement fastidieux pour une application automatique sur un grand ensemble de données et peut tout de même engendrer des coupures trop importantes du signal et sa déformation aux extrémités. De plus, le filtre de Butterworth ayant un déphasage non négligeable, il doit être appliqué dans un sens puis l'autre des données pour supprimer le déphasage. Ainsi, ce processus ne peut pas être appliqué dans une visée en temps réel.

#### *1.2.2.3.2 Analyse spectrale singulière*

L'analyse spectrale singulière (SSA) est un outil pratique provenant de plusieurs domaines dont les statistiques multivariées [128]. Cette approche est utilisée dans plusieurs sciences dont la météorologie, l'économie et les mathématiques. Depuis quelques années, cette approche a également fait ses preuves dans le traitement de signal en biomécanique [125, 129]. Il s'agit d'un type d'analyse non-paramétrique de la famille des analyses spectrales de Fourier qui permet d'identifier la portion liée au signal recherché et la portion liée au bruit de mesure. Il s'agit essentiellement d'effectuer une décomposition du signal en une somme de plusieurs composantes indépendantes permettant de représenter la tendance. En traçant la contribution relative de chacune des valeurs singulières (Figure 1.14), il est possible de voir que les premières valeurs singulières contribuent généralement à la majorité du signal.

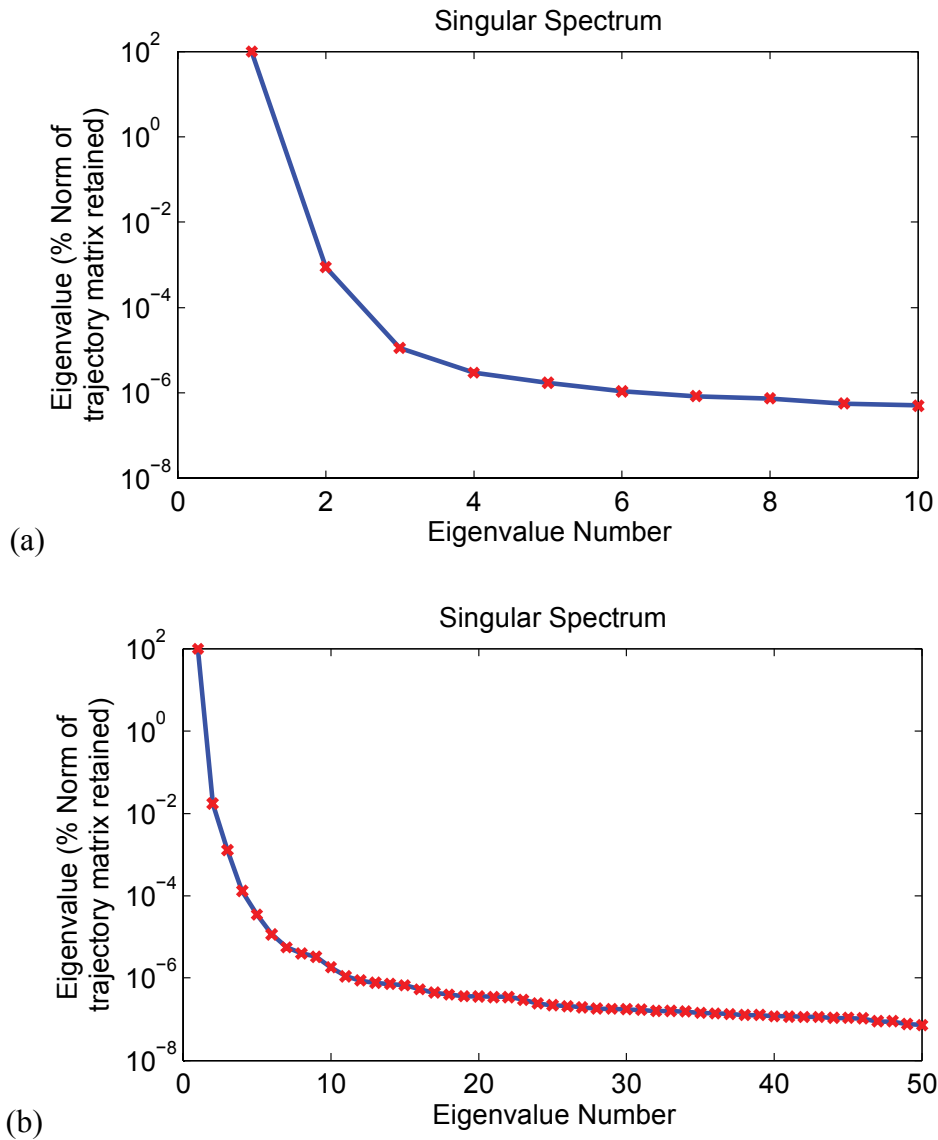


Figure 1.14 : Spectre singulier du signal correspondant au déplacement vertical du marqueur de l'épicondyle latéral (EL). (a) Décomposition en 10 valeurs singulières (b) Décomposition en 50 valeurs singulières.

Un des principaux avantages de cette méthode est qu'elle requiert le choix de seulement deux paramètres, soit  $L$  la longueur de la fenêtre et  $d$  le nombre de valeurs singulières. Tel que suggéré par Alonso et al. [125], la reconstruction du signal s'effectue généralement avec le critère d'avoir au moins 99.99% de l'information contenu dans le signal d'origine. Pour avoir une meilleure séparabilité, des méthodes plus avancées, telles que des analyses par matrices de corrélation sont possibles. Le choix de la longueur  $L$  de la fenêtre peut être choisie arbitrairement, sous la seule condition que  $L < N/2$ , où  $N$  est le nombre d'échantillons du signal à analyser. De plus, afin de

rendre négligeable le choix de la longueur de la fenêtre  $L$ , il est possible d'appliquer séquentiellement la méthode SSA, tel que suggéré par Alonso et al. [125]. L'effet de l'application séquentielle sur le spectre singulier peut être observé sur la Figure 1.15 ci-dessous, où les branches allant du haut vers le bas correspondent respectivement à la première et la dernière application.

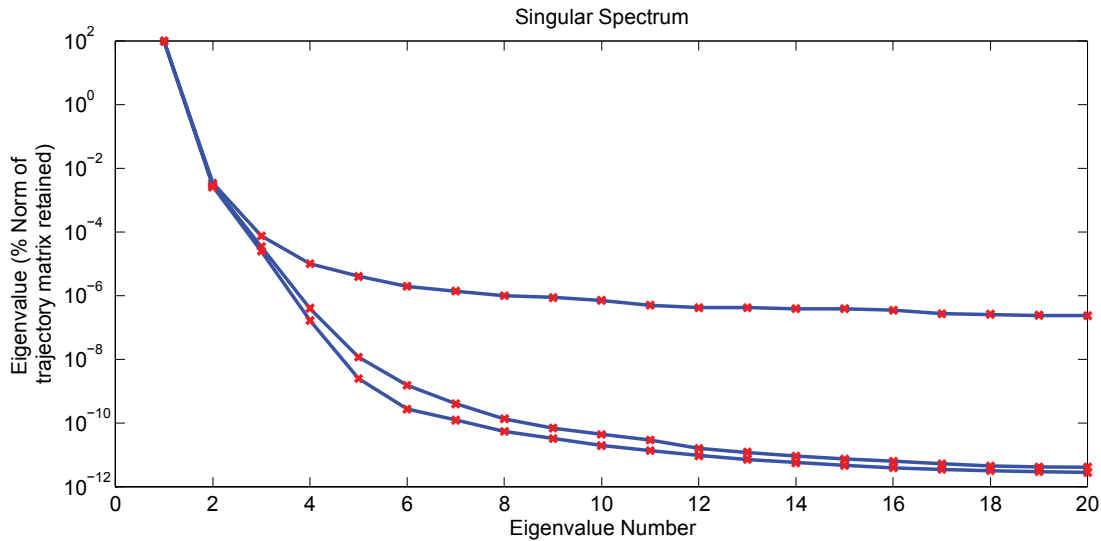


Figure 1.15 : Évolution du spectre singulier du signal correspondant au déplacement du marqueur de l'épicondyle latéral (EL) après l'application séquentielle (3 fois) de la méthode SSA avec 20 valeurs singulières.

Parmi les autres avantages, on note également un effet de bord négligeable, contrairement aux méthodes traditionnelles telles que le filtre de Butterworth. Alonso et al. [125] ont d'ailleurs comparé la méthode SSA au filtre de Butterworth traditionnel et rapportent un bruit résiduel moins important sur les accélérations en utilisant la méthode SSA.

#### 1.2.2.4 Hypothèses sur les paramètres inertiels segmentaires

Dans un autre ordre d'idées, il a été démontré que les résultats issus de la dynamique inverse sont également sensibles aux autres données d'entrée [124, 130], notamment les paramètres inertiels segmentaires (PIS). En effet, en plus du bruit de mesure, des artéfacts dus aux mouvements des tissus mous et des approximations sur les paramètres articulaires mentionnés précédemment, il peut également y avoir une erreur de mesure sur les forces externes [131-133] et sur l'approximation des PIS [134-136].

Dans tout modèle dynamique du corps humain, des PIS sont nécessaires pour représenter la géométrie des masses du système étudié. Ces paramètres sont la masse, la position du centre de masse dans le repère local et la matrice d'inertie de chacun des segments. De nombreuses études se sont penchées sur la question et ont établi des tables anthropométriques dites proportionnelles afin de faciliter l'intégration de ces paramètres dans les modèles biomécaniques [127, 137, 138]. Dans ces tables, on retrouve notamment la masse du segment en fonction de la masse du sujet, la longueur du segment en fonction de la taille du sujet, la position du centre de masse du segment en fonction de sa longueur, etc. Les tables de de Leva [138] sont souvent utilisées parce qu'elles sont plus récentes, pratiques et données en fonction du genre. À noter, ce sont des tables pour jeunes adultes (20-30 ans). Toutefois, il est connu que les PIS varient de façon significative en fonction de l'âge et du sexe du sujet, et il a été démontré que les tables anthropométriques conventionnelles [137, 139] introduisent une erreur en n'en tenant pas compte ou en étant issues de membres cadavériques. Dans la littérature des dernières années, il est donc possible de trouver plusieurs autres études qui tentent d'établir de nouvelles relations afin de tenir compte des effets de l'âge, du genre, de la race, de l'obésité, de la perte de poids, de la densité osseuse [140-144], etc.

Dans le cadre d'une modélisation biomécanique, les PIS jouent un rôle important, surtout pour les applications avec impact ou de grandes accélérations. En effet, s'ils ne sont pas adaptés au sujet, ils pourraient bien introduire de grandes erreurs, d'où l'importance d'adapter ces paramètres en fonction du patient. Plusieurs stratégies sont déployées dans la littérature: certaines études utilisent des équations de régression, d'autres suggèrent même l'utilisation des données provenant de plusieurs tables, notamment en effectuant des moyennes pondérées, etc. Bien que certaines études avancent que la dynamique inverse possède une sensibilité négligeable par rapport aux données anthropométriques [134, 145, 146] et que d'autres affirment, qu'au contraire, il y a une influence significative [147-149], il apparaît tout de même primordial d'estimer le plus précisément ces paramètres d'entrée. Ceci est d'autant plus vrai lorsque la méthode est appliquée à une clientèle dont la morphologie est atypique [140], pédiatrique [141, 142] ou gériatrique [143, 144].

Pour y remédier, il est possible d'utiliser des modèles géométriques [150-152] qui permettent de retrouver la masse, les centres de masses et les inerties de chacun des segments du corps à partir de simples mesures anthropométriques sur l'individu (longueur, périmètre, largeur). Dans la

littérature, il existe plus d'un modèle géométrique, notamment les modèles de Hatze [152] et de Yeadon [151]. Ce premier modèle géométrique comprend la prise de 242 mesures anthropométriques pour tout le corps entier, alors que le modèle géométrique de Yeadon en requiert 95. À titre indicatif, l'Annexe 2 présente les 18 mesures anthropométriques nécessaires pour utiliser le modèle de Yeadon au membre supérieur uniquement. En appliquant le modèle de Yeadon sur le corps entier chez trois sujets puis en comparant la différence entre la masse totale du sujet avec la somme des masses segmentaires trouvées, il a été démontré que ce modèle possède une précision de 2.3% [151]. Tel que démontré par Rao et al. [135], les segments à géométrie plus complexes sont souvent moins bien estimés en raison des simplifications faites sur la géométrie. Dans le contexte de la Chaire en génie de la réadaptation appliqué en pédiatrie (CGRP), il pourrait s'avérer intéressant d'évaluer un membre sain par rapport à un membre atteint chez un même sujet. Dans la littérature, il existe un réel besoin de rapporter les PIS chez les enfants sains et avec pathologies. En contrepartie, les modèles anthropométriques proportionnels issus de la littérature sont bien souvent extraits d'études cadavériques ou encore sur une étude de population homogène. Ainsi, ces types de modèles s'avèrent être non adaptés pour une population atypique, pédiatrique, gériatrique, obèse, etc. Ainsi, le modèle géométrique est certainement à préconiser pour les études chez les enfants. Ce type de modèle est aussi utile chez les adultes puisqu'il permet de prendre en compte la géométrie individuelle de chacun puis de personnaliser au mieux cette entrée dans le modèle. Malgré l'efficacité reconnue de ces méthodes géométriques, les méthodes d'imagerie [153, 154] demeurent les plus précises pour l'estimation des PIS. Toutefois, comme ces méthodes sont souvent onéreuses et complexes, cette voie n'est pas envisageable et faisable en contexte clinique courant de réadaptation. Ainsi, les modèles géométriques tels que celui de Yeadon [151] sont plus appropriés pour l'application clinique puisqu'ils correspondent à un compromis raisonnable entre la précision et le nombre de mesures expérimentales à prendre.



## CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET

### 2.1 Résumé de la problématique

La revue des connaissances a permis de dégager les éléments suivants :

- ☑ Il n'existe pas de protocole clinique standard pour l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur, notamment le placement des marqueurs tel que suggéré par l'ISB ne permet pas de distinguer les deux os de l'avant-bras pour décrire la trajectoire circulaire distale observée physiologiquement. Toutefois, il existe un besoin de développer des outils cliniques quantitatifs d'évaluation au niveau du membre supérieur.
- ☑ De plus en plus de modèles cinématiques et dynamiques du membre supérieur sont disponibles. Nombreux d'entre eux se sont affairés au raffinement du complexe articulaire de l'épaule, mais très peu se sont penchés sur le complexe du coude et de l'avant-bras. Dans la littérature, il existe un réel besoin de décrire de façon plus précise la cinématique et la dynamique de l'avant-bras, notamment pour l'étude de tâches fonctionnelles du quotidien. Les techniques employées à l'épaule pourraient être transposées au coude et à l'avant-bras.
- ☑ De nombreuses études biomécaniques modélisent le mouvement de PS de façon simpliste et non réaliste. La cinématique et la dynamique associées à ce mouvement restent peu documentées. Il existe d'importantes limites:
  - La plupart des modèles d'avant-bras possèdent une chaîne cinématique en boucle ouverte en supposant un seul segment rigide qui ne tient pas compte des interactions entre les deux os de l'avant-bras. D'ailleurs, il n'y a pas de recommandation sur la façon de recueillir la cinématique ostéoarticulaire des deux os de l'avant-bras de façon distincte.
  - Dans la littérature, il n'existe pas de consensus sur la façon de modéliser le comportement non-idéal des articulations du coude et le valgus physiologique observé (*carrying angle*).
- ☑ Le modèle de Kecskeméthy et Weinberg est le modèle de PS le plus complet avec une validation par IRM en position statique, mais il demeure un mécanisme théorique idéal,

ne tenant pas compte du reste du membre supérieur et qui n'a pas été utilisé en condition dynamique.

- ☑ Pour obtenir des résultats cliniquement exploitables et réalistes, le défi est de développer un modèle cinématique robuste permettant de personnaliser les paramètres articulaires à chaque sujet.
- ☑ L'impact du choix d'un modèle multicorps du membre supérieur sur les résultats de cinématique et dynamique reste une question très peu adressée dans la littérature. Or, les choix de modélisation peuvent avoir une influence importante sur les résultats. De plus, à notre connaissance, aucune étude ne rapporte la comparaison de la modélisation de l'avant-bras en boucle ouverte et fermée.
- ☑ Suite à la revue des connaissances sur les techniques de modélisation cinématique et dynamique du membre supérieur, il est possible de dégager des grandes étapes méthodologiques permettant de déterminer les angles et les couples articulaires en cours de mouvement en faisant usage successivement de la cinématique inverse et de la dynamique inverse. Ces deux étapes doivent entre autre prendre en compte la personnalisation des centres et des axes de rotation, la résolution d'une fermeture de boucle et les interactions entre les deux os de l'avant-bras.
- ☑ Une attention particulière doit être portée pour réduire les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous tout au long des étapes menant à l'obtention des angles et des couples articulaires.
- ☑ Une méthode de traitement du signal doit être judicieusement utilisée avant la dynamique inverse, car cette dernière est très sensible au bruit de mesure.
- ☑ L'estimation des paramètres anthropométriques semble être une source d'erreur importante introduite dans la dynamique inverse. En présence d'une clientèle atypique peu documentée (par exemple pédiatrique ou pathologique), le choix du modèle anthropométrique doit être judicieusement adapté.

À la lumière de ces constats et de ces lacunes, il est possible de mettre en évidence les étapes clés d'une modélisation intégrée puis de préciser les objectifs du présent projet.

## 2.2 Objectif général

L'objectif du présent projet de recherche est de développer une nouvelle approche raffinée et intégrée de modélisation cinématique et dynamique du membre supérieur, en particulier de l'avant-bras et de son mouvement de PS, en vue d'applications dans de nombreux domaines dont la réadaptation. L'hypothèse de base de ce projet est que la modélisation du mouvement de PS de l'avant-bras constitue une étape déterminante de la représentation biofidèle du comportement cinématique et dynamique du système ostéoarticulaire du membre supérieur. Pour vérifier cette hypothèse qui se situe dans un cadre théorique

Il est attendu qu'une augmentation du niveau de raffinement permettra de réduire les erreurs de reconstruction du mouvement et conduira à des résultats de quantification d'angles et d'efforts internes différents. Afin de répondre à cet objectif général, trois objectifs spécifiques sont visés.

## 2.3 Objectifs spécifiques et schéma méthodologique du projet

**O1 :** Définir un protocole expérimental adapté à la réalité clinique et permettant la personnalisation du modèle à chaque sujet:

- O1.a** Recueillir les données anthropométriques du membre supérieur puis mettre en place le modèle géométrique de Yeadon;
- O1.b** Définir des marqueurs, des repères locaux techniques et une configuration de référence de manière à recueillir la cinématique ostéoarticulaire de l'ulna et du radius de façon distincte tout en minimisant les artéfacts dus aux mouvements de peau sur l'ensemble du membre supérieur;
- O1.c** Définir une série de mouvements 3D permettant la personnalisation des centres et des axes de rotation de chacune des articulations (SC, AC, GH, HU, HR, RU, RC) avec les méthodes fonctionnelles SCoRE et SARA;
- O1.d** Définir des tâches fonctionnelles à un ou plusieurs DDLs pour faciliter l'interprétation et l'analyse des résultats;
- O1.e** Obtenir les essais dynamiques de 15 sujets adultes sains via une étude réalisée parallèlement par une étudiante de la CGRP, Aurélie Sarcher.

**O2 :** Raffiner la modélisation cinématique et dynamique du système ostéo-articulaire du membre supérieur, en particulier l'avant-bras:

- O2.a** Définir la séquence de DDLs permettant de représenter des mouvements 3D de l'avant-bras tels que la PS et la FE;
- O2.b** Personnaliser les centres et les axes de rotation des principales articulations du coude via les méthodes fonctionnelles SCoRE et SARA;
- O2.c** Intégrer un processus de cinématique inverse et de dynamique inverse avec contraintes de fermeture de boucle.

**O3 :** Comparer le modèle proposé aux modèles de la littérature afin d'évaluer la pertinence du raffinement:

- O3.a** Construire des modèles d'avant-bras avec différents niveaux de raffinement pour présenter les principales hypothèses de la littérature;
- O3.b** Calculer et comparer les principaux résultats entre les modèles, notamment les erreurs de reconstruction, les angles articulaires et les couples articulaires pour différentes conditions de mouvement.

La réalisation des trois objectifs spécifiques est présentée au chapitre suivant (Chapitre 3), par l'entremise d'un article scientifique.

# CHAPITRE 3     ARTICLE: REFINEMENT OF THE UPPER LIMB JOINT KINEMATICS AND DYNAMICS USING A SUBJECT-SPECIFIC CLOSED-LOOP FOREARM MODEL

Le présent article a été soumis le 15 août 2013 pour publication dans la revue scientifique *Multibody System Dynamics*. Cet article présente les résultats du modèle proposé chez 15 sujets adultes sains en comparaison à quatre modèles représentant les grandes hypothèses issues de la littérature. Ainsi, les trois objectifs du projet y sont présentés ainsi que toutes les principales étapes méthodologiques. Des résultats et analyses supplémentaires sont présentés au Chapitre 4 ainsi qu'en Annexe de ce mémoire. La contribution du premier auteur à la préparation et la rédaction de cet article est évaluée à 85%.

## **Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model**

Maria Laitenberger<sup>1,2</sup>, Maxime Raison<sup>1,2</sup>, Delphine Périé<sup>1,2</sup>, Mickael Begon<sup>3</sup>

*1. Department of mechanical engineering, École Polytechnique de Montréal, Montreal (Qc) Canada*

*2. Research Center, Sainte-Justine UHC, Montreal (Qc) Canada*

*3. Department of kinesiology, Université de Montréal, Montreal (Qc) Canada*

Corresponding author: Maxime Raison

Address: Research & Engineering Chair Applied in Pediatrics (RECAP), CRME – Sainte-Justine UHC, 5200 rue Bélanger, office GR-123, Montreal (Qc) Canada H1T 1C9

Phone: + 1 514 374 1710 # 8189

Fax: + 1 514 723 7116

Email: [maxime.raison@polymtl.ca](mailto:maxime.raison@polymtl.ca)

### **3.1 Abstract**

A biofidelic multibody model of the upper limb for the quantitative assessment of joint kinematics and dynamics has the potential to become an innovative tool in many application fields. However, the forearm kinematic modeling still presents challenges due to the complexity of providing a closed-loop and subject-specific definition of its multiple degrees of freedom. In this context, this study aims to refine the upper limb multibody model, by means of a forearm closed-loop kinematic chain and personalized joint parameters, to quantify the forearm joint

kinematics and dynamics. To assess the benefits of this refinement, the proposed model is compared to four conventional models according to (i) the global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics and (ii) the joint torque-angle pattern. Fifteen (15) healthy adults performed two cyclic dynamic tasks, namely elbow flexion-extension (FE) and forearm pronation-supination (PS). Results show that the proposed model leads to a reduction of the global reconstruction error up to 15% and 31% during FE and PS tasks respectively while computational times remain similar. The local reconstruction errors show less compensation at the shoulder and wrist for the proposed model. The PS angle and torque are increased by 24% during the PS task for the proposed model when compared to conventional models. In conclusion, this study addresses novel methodology aspects and a comprehensive description of a forearm multibody model that can serve in multiple applications requiring a realistic representation of the upper limb kinematics and dynamics.

### **3.2 Keywords**

Inverse kinematic and dynamic analysis, Global optimization, Closed-loop multibody systems, Subject-specific modeling, Upper limb, Forearm

### **3.3 Abbreviations**

3D: three-dimensional

AC: acromioclavicular

AoR(s): axis (axes) of rotation

BSIP: body segment inertia parameters

CoR(s): centre(s) of rotation

DoF(s): degree(s) of freedom

FE: flexion-extension

GH: glenohumeral

GO: global optimization

HR: humeroradial

HU: humeroulnar

ISB: International Society of Biomechanics

LCS: local coordinate system

MRI: magnetic resonance imaging

PS: pronation-supination

RC: radiocarpal

RU: radioulnar

SARA: symmetrical axis of rotation approach

SC: sternoclavicular

SCoRE: symmetrical centre of rotation estimation

### **3.4 Introduction**

Following the increasing interest for upper extremity biomechanics, advanced biomechanical methods have been combined to multibody modeling to provide a biofidelic representation of the upper limb osteoarticular system [1-8]. Many application fields such as comfort analysis of car occupants [9], sport performance analysis [10] or impact analysis in swing-through crutch gait [11] could benefit from a refined quantitative assessment of joint kinematics and dynamics of the upper limb. In rehabilitation, it may be clinically helpful to evaluate the outcome of a treatment in post-stroke robot-assisted training [12], to detect pathological movement patterns during manual wheelchair propulsion [13], to develop neuroprosthetic systems [14], as well as to evaluate functional capacity in hemiparetic patients [15].

Nevertheless, several aspects need to be investigated before such a tool can become routinely used in biomedical applications. One of the main key features to obtain clinically exploitable results is patient-specific modeling [16]. In the design of any biomechanical models, a certain level of sophistication is also mandatory to provide a realistic representation of human motion. This can be achieved by a kinematic refinement since joint angles and torques are not only affected by the model inputs but also by the choice of an appropriate kinematic model, i.e. a particular sequence of degrees of freedom (DoFs) that describes the relative motions allowed by each joint, and by the joint parameters describing the relative pose (position and orientation) for each of these DoFs. Many three-dimensional (3D) kinematic models of the upper extremity have

focused on the refinement of the shoulder kinematics [17-19] while the refinement of the forearm model still presents some modeling challenges due to the complexity of its multiple DoFs arranged in a closed-loop kinematic chain [2,20,21].

In this context, this paper aims to present the development of an upper limb multibody model that uses a forearm closed-loop kinematic chain and subject-specific information. To expose the effect of the level of refinement in the forearm multibody modeling and its relevance in the upper limb joint kinematics and dynamics, the proposed model is then compared to four conventional models that support the main assumptions of the literature, as described in the following state-of-the-art. The comparison is based on (i) the global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics and (ii) the joint torque-angle patterns. It is expected that the increase in the level of refinement will reduce the movement reconstruction errors and lead to a different torque-angle pattern. The incentive behind this work is to develop a robust multibody model of the upper limb that can be used for clinical applications.

### **3.5 Forearm biomechanics: state-of-the-art**

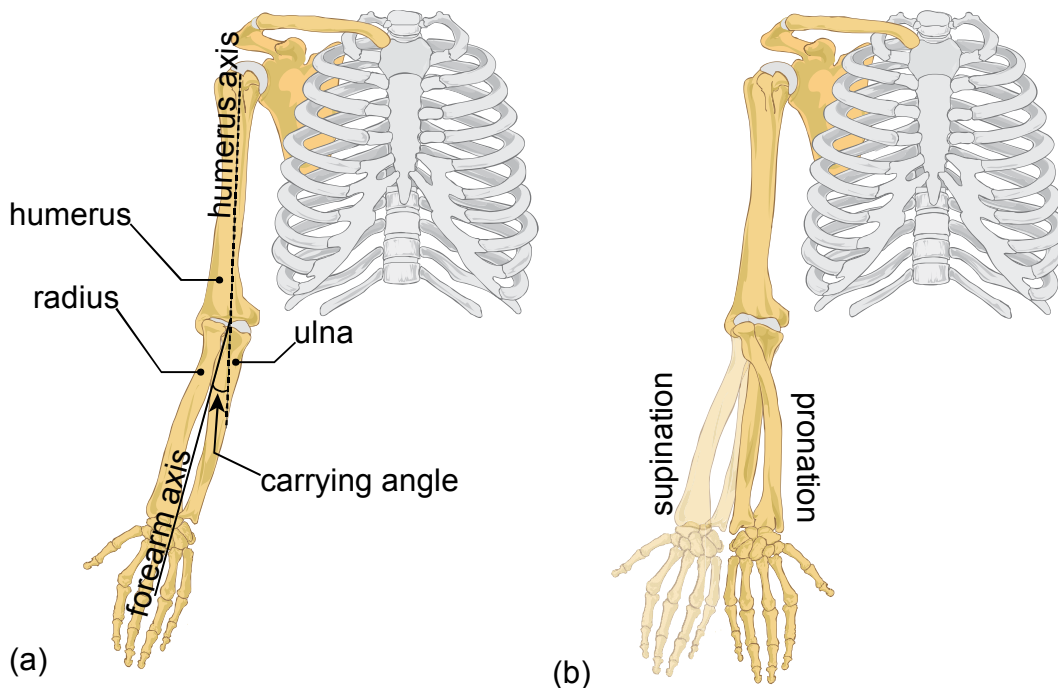
In the literature, there is still a need for a clear description of the mechanisms underlying the forearm functional movements, namely elbow flexion-extension (FE), and particularly elbow pronation-supination (PS), which is at an early stage of development. This section presents a state-of-the-art to highlight the current limitations regarding the kinematic modeling of these two movements.

In regard to the elbow joint, the FE movement is guided by the ulna trochlear notch, which rotates along the humerus trochlea. This DoF is commonly modeled as a unique revolute joint. When modeling the elbow complex osteoarticular structure, earlier attempts were restricted to a cardanic joint successively describing the FE and PS DoFs [22]. However, based upon a cadaveric study, Veeger et al. [23] highlighted the fact that the FE and PS axes are not perpendicular. The physiological valgus of the forearm regarding the humerus, i.e. the relative acute angle between the humerus longitudinal axis and the forearm longitudinal axis, is also known as the carrying angle (Fig. 1a). It is recognized that the natural carrying angle is around  $14^\circ$  in women and  $11^\circ$  in men [24]. However, this angle is known to be subject-specific [25] and must therefore be considered for a biofidelic osteoarticular modeling. To take this angle into account, a few authors introduced a fixed angle value in the reference configuration [5,8] while



others suggested that this angle varies linearly to FE [26-28]. Many recent studies have modeled the elbow kinematic joint by a spherical joint, considering the carrying angle around the floating axis between the FE and PS angles [4,27,29]. Therefore, there is no consensus on how to replicate the physiologically observed carrying angle in the forearm multibody model, which may substantially influence the joint kinematics and dynamics of the upper limb.

Besides, the forearm PS movement can be seen as a closed 3D mechanism with the two forearm bones, the ulna and radius, linked at their ends by the elbow and the wrist joints. During the PS movement, this intricate 3D four-bar linkage allows the radius to turn around the ulna while the hand remains aligned with the forearm axis (Fig. 1b). Only a few studies have attempted to improve the definition of the forearm kinematic chain during the PS movement [2,20], especially concerning the proximal and distal radioulnar joints. Early studies such as Lemay and Crago [30] described the relative motion between the two forearm bones under the assumption that the ulna is fixed with respect to the humerus, which led to an unrealistic tilt of the wrist [2].



**Fig. 1** (a) Representation of the carrying angle, i.e. the relative acute angle between the humerus longitudinal axis and the forearm longitudinal axis. (b) Representation of the pronation-supination movement.

Thanks to magnetic resonance imaging (MRI) studies [31,32], it was demonstrated that rotation (tilting) and translation (dislocation) of the ulna with respect to the humerus occur during the PS movement. Thus, the PS joint is not an ideal revolute joint contrarily to what conventional

models may assume. To consider this non-ideal behavior, Keszckeméthy and Weinberg [2] developed a closed-loop surrogate mechanism that was validated using an MRI-based automatic procedure [21], establishing it as one of the most comprehensive PS model. Concerning its closed kinematic chain, this kinetostatic model has originally introduced torsional and aperture angles between the radius and ulna. The authors also integrated axial displacement and lateral swaying of the ulna with respect to the humerus, which had been neglected until then. Although this model has been recognized for its ability to reproduce the static behavior of the forearm, it was developed for a fixed elbow FE position. Thus, this model has not been integrated in a complete upper limb model and used in dynamic condition.

Despite the fact that Keszckeméthy and Weinberg [2] had brought a closer investigation to the complex nature of the forearm osteoarticular structure, most of the recently published forearm models still present important limitations. There is often no interaction between the radius and the ulna as observed in the anatomy, since the forearm is mostly represented as a unique segment [7,22,27,29]. Moreover, the forearm PS movement is often expressed through DoFs at the elbow only, and not by considering a coupling between the proximal and distal radioulnar joints. More recently, Pennestri et al. [3] have made a distinction between the two forearm bones by adding revolute guide and universal joints at the wrist. However, their model neglected the lateral swaying and axial sliding of the ulna at the humeroulnar joint. Hence, a large proportion of the dynamic models of the upper extremity are still hindered by a kinematic model that oversimplifies the DoFs involved during the PS movement, whereas this movement is crucial in the function of the upper limb in everyday tasks [4,33].

Besides, the International Society of Biomechanics (ISB) [34] has recommended the use of standardized local coordinate systems (LCS). The description of the upper limb joint kinematics is based on anatomical landmarks associated to each bony segment. Since these anatomical LCS are only a first-order approximation of the real FE and PS axes of rotation, their use can result in a joint kinematics substantially affected by kinematic cross-talk [5,6,35]. The kinematic cross-talk is minimal when, in a movement principally recruiting one DoF, the amplitudes of the other DoFs of the same joint are minimal. To reduce this drawback, a few authors have personalized the joint parameters, i.e. joint centres (CoRs) and axes (AoRs) of rotation, at the upper limb by using in vivo functional methods [8,18,25,36]. For instance, the recent model of Fohanno et al. [8] included personalized and non-intersecting forearm FE and PS axes by means of recognized

in vivo functional methods, namely the symmetrical centre of rotation estimation (SCoRE) [37] and the symmetrical axis of rotation approach (SARA) [38,39]. This personalization increased by 15% the relative contribution of the PS DoF in terms of the total joint angle amplitudes in comparison to the ISB standard model. However, by modeling the forearm as one single rigid body, this study did not represent the interactions between the ulna and the radius. Furthermore, these functional methods had never been exploited for determining the CoRs in a complete closed-loop forearm model.

The above state-of-the-art survey shows that conventional forearm models are often represented as an open-chain system. However, to consider the two forearm bones as separate bodies and to be consistent with the functional anatomy of the forearm, a closed-loop kinematic model is required. Models that oversimplify the forearm multiple DoFs as well as their joint pose definitions limit their ability to reproduce the upper limb function and thus, their clinical applications. To obtain clinically exploitable results, the challenge is therefore to develop a subject-specific closed-loop forearm model.

## 3.6 Methods

This section first describes the proposed model and for comparison purpose, four commonly used models, then the processing method for kinematic data acquisition, inverse kinematic and dynamic analysis, and finally the comparative aspects that serve to assess the proposed model

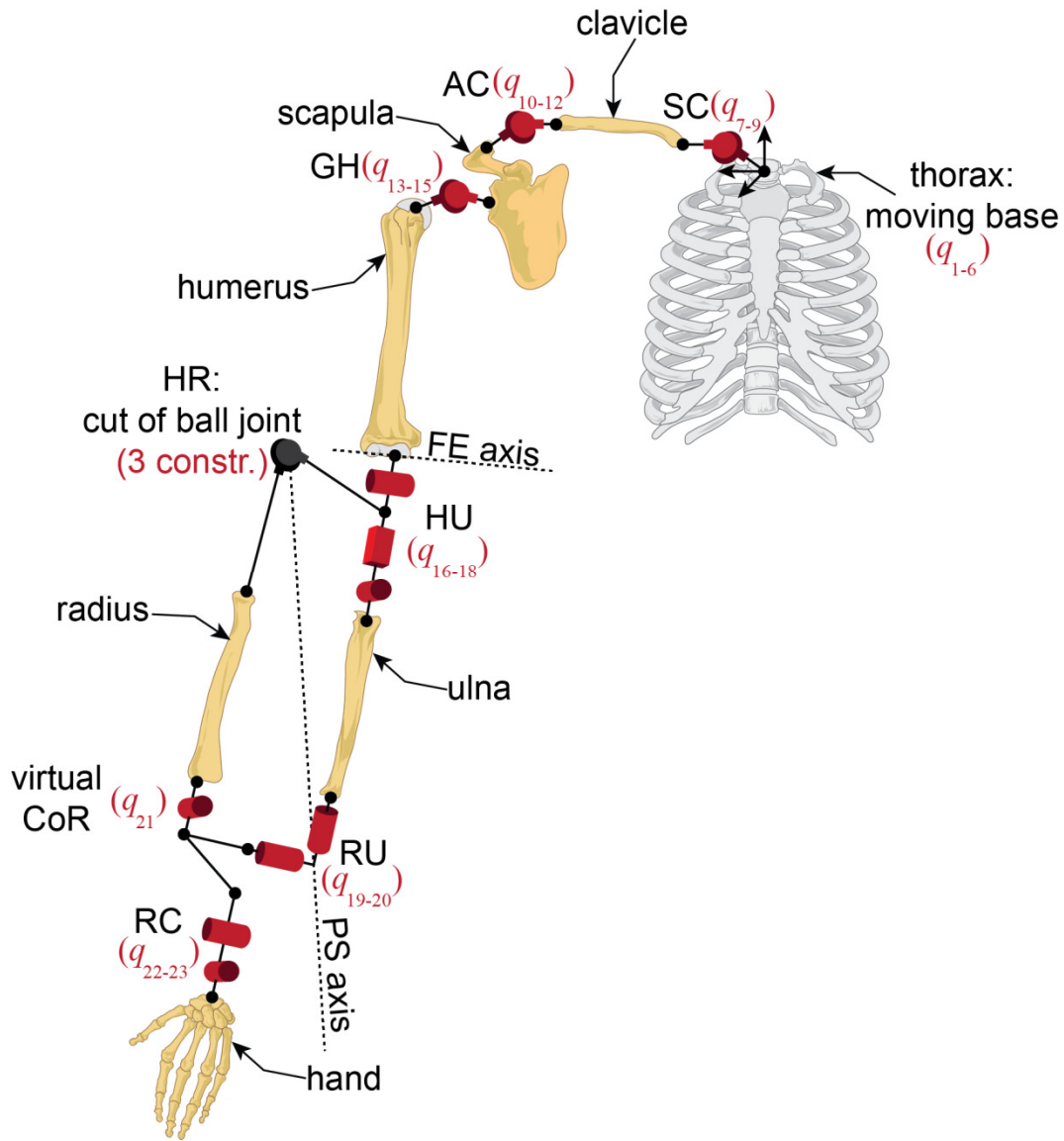
### 3.6.1 Proposed model

#### 3.6.1.1 Kinematic chain

The proposed multibody model includes the thorax, clavicle, scapula, humerus, ulna, radius, and hand modeled as rigid bodies, as described in Table 3 of Appendix A and depicted by Fig. 2. The thorax is defined as the moving base of the model with six DoFs ( $q_{1-6}$ ). The sternoclavicular (SC), acromioclavicular (AC) and glenohumeral (GH) joints are defined as spherical joints ( $q_{7-9}$ ,  $q_{10-12}$  and  $q_{13-15}$  respectively). In agreement with the ISB recommendations [34], AC and SC joints are defined by a rotation Cardan angle sequence, successively representing the flexion-extension, abduction-adduction, external-internal rotation movements. The GH joint is defined using a Euler angle representation, successively representing the plane of elevation, elevation, and axial rotation movements. Note that the shoulder girdle is a very complex structure [17-19]

that can also be modeled as a close-loop mechanism. However, in the present study focusing on the forearm where arm elevation above  $120^\circ$  is avoided, it is possible to neglect the scapulothoracic gliding plane and to model the shoulder using three successive spherical joints (SC, AC and GH) [6].

The proposed model integrates a revolute joint representing the elbow FE DoF ( $q_{16}$ ) at the humeroulnar (HU) joint, followed by a closed-loop PS mechanism ( $q_{17-21}$ ) [2]. The latter considers the specific DoFs associated with the forearm PS as well as the interactions between the ulna and the radius. More specifically, this model takes into account the evasive motion of the ulna and the carrying angle by means of both the axial displacement ( $q_{17}$ ) and the swaying rotation ( $q_{18}$ ) of the ulna with respect to the humerus at the HU joint. After the intrinsic PS angle ( $q_{19}$ ), this model also includes the torsional ( $q_{20}$ ) and aperture ( $q_{21}$ ) angles between the ulna and the radius at the radioulnar (RU) joint and a virtual CoR, as proposed by Kecskeméthy and Weinberg [2]. The closed-loop system is then closed by a cut of ball joint at the humeroradial (HR) joint, comprising three kinematic loop-closure constraints. Let us note that the forearm axis is defined between the HR and RU joints but is not in a fixed orientation during motion since this axis is a result of the multiple DoFs ( $q_{17-21}$ ) composing the closed-loop. Furthermore, unlike the theoretical kinetostatic model presented in ref. [2], where it is assumed that the forearm mechanism lies flat and parallel in full supination, the proposed model is based on non-ideal assumptions using a functional subject-specific approach described in Section 3.1.2. Finally, the wrist joint is modeled using two DoFs as a universal joint at the radiocarpal (RC) joint, representing flexion-hyperextension ( $q_{22}$ ) and ulnar-radial deviation ( $q_{23}$ ) of the hand with respect to the radius.



**Fig. 2** Kinematic chain of the proposed multibody model. The model is articulated by a moving base ( $q_{1-6}$ ), the sternoclavicular joint (SC,  $q_{7-9}$ ), the acromioclavicular joint (AC,  $q_{10-12}$ ), the glenohumeral joint (GH,  $q_{13-15}$ ), the humeroulnar joint (HU,  $q_{16-18}$ ), the radioulnar joint (RU,  $q_{19-20}$ ), the virtual CoR ( $q_{21}$ ), the humeroradial joint (HR, cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraints), and the radiocarpal joint (RC,  $q_{22-23}$ ). See Table 3 of Appendix A for the detailed description of the kinematic chain.

### 3.6.1.2 Personalized joint centers and axis of rotation

Notable difference from the ISB recommendations and the theoretical model of Kecskeméthy and Weinberg [2] is that the link origin between each rigid body is defined in a functional manner to provide a subject-specific and optimal kinematic definition. Thus, the joint CoRs (SC, AC, GH,

RU, HU, HR, RC) and the elbow FE AoR are personalized using the SCoRE and SARA functional methods [37-39] respectively.

### **3.6.1.3 Local coordinate systems**

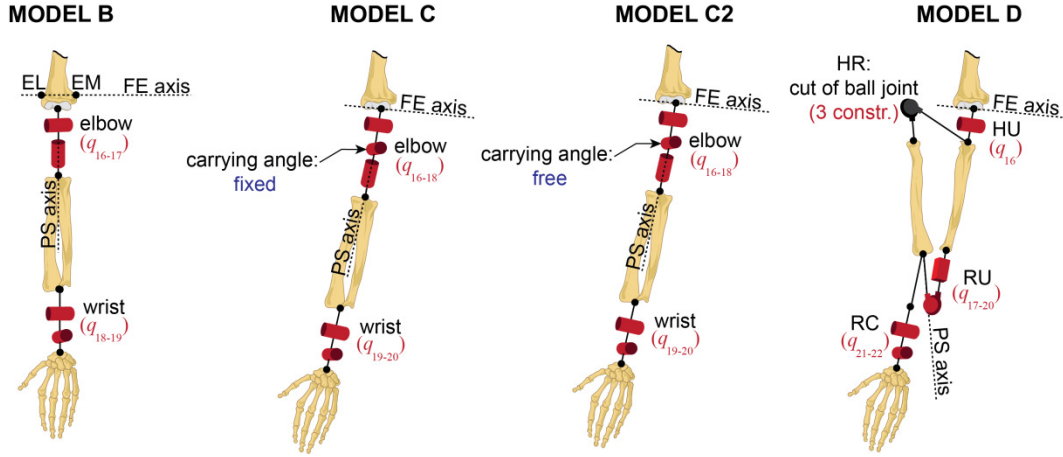
Technical local coordinate systems (LCS) are used to locate the CoRs and AoR. These technical LCS are built using all the markers on each segment, then optimized from a static configuration using the conjugate gradient algorithm to minimize soft tissue artefacts [40]. Based on the CoR and AoR locations, anatomical LCS according to the ISB recommendations [34] are then defined to describe the joint rotations of the thorax, clavicle, scapula, and hand. To describe the joint kinematics in a clinically meaningful manner at the forearm, two LCS are used for the humerus: one anatomical LCS provided by the ISB [34] at the proximal end to describe the GH joint rotations, and one functional LCS at the distal end to describe the elbow joint rotations [6,5]. This elbow functional LCS uses the personalized FE axis computed through the SARA method [38,39] as the mediolateral axis (see Appendix B, adapted from [6]). The use of functional LCS reduces the kinematic cross-talk [6,8].

### **3.6.1.4 Reference configuration**

The reference pose configuration is defined such that the forearm kinematics is easily interpretable and the error is evenly spread in the full range of amplitude, as recommended by Kontaxis et al. [6]. Therefore, a correction of the forearm and hand poses is applied in such a way that the reference configuration is midway between full flexion and extension as well as midway between full forearm pronation and supination (neutral position).

## **3.6.2 Comparative models**

The proposed model (model A) is compared to four conventional models (models B, C, C2 and D) that consider specific modeling assumptions of the literature concerning the forearm kinematic model (Fig. 3).



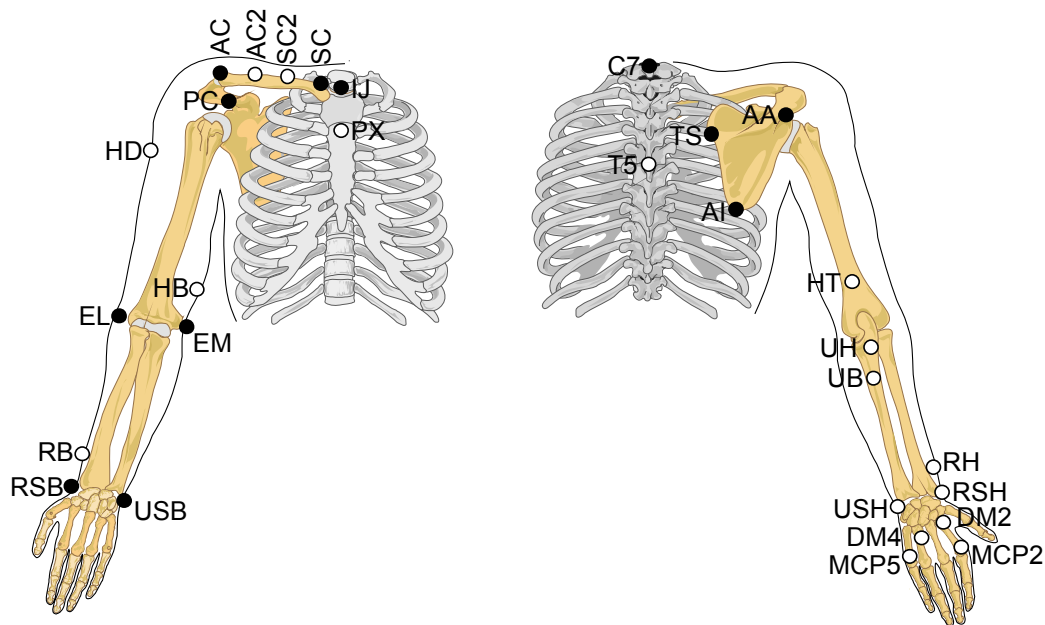
**Fig. 3** Schematic of the four comparative forearm models (B, C, C2 and D) according to different assumptions. The DoFs  $q_{1-15}$  are the same as model A. See Tables 4-7 of Appendix A for the detailed description of the kinematic chains.

Since the current study focuses on the impact of a refined forearm model,  $q_{1-15}$  are the same for the five models. Models B, C, and C2 present the forearm as one rigid body, connected through two anatomical joints, namely the elbow and the wrist. Model B represents the most typical and widely used model [6], recognized by the ISB [34]. This model represents the elbow FE and PS DoFs with two orthogonal revolute joints,  $q_{16}$  and  $q_{17}$  respectively. Note that no personalization of the joint parameters is performed for this model. Models C and C2 introduce the carrying angle ( $q_{17}$ ) between the FE ( $q_{16}$ ) and PS ( $q_{18}$ ) DoFs, but according to a different assumption: fixed (model C, e.g. [8]) or free (model C2, e.g. [4,27,29]). For model C, the carrying angle value is fixed by an experimental measurement using a goniometer, as reported in Section 3.3. Model D presents a closed-loop system articulating the ulna and the radius through the HU ( $q_{16}$ ), RU ( $q_{17-20}$ ), and HR (cut of ball joint with three kinematic loop-closure constraint) joints. This kinematic chain is similar to the one presented by Pennestri et al. [3]. Finally, CoRs and AoR of models C, C2, and D are personalized in the same way as to model A where applicable.

Note that even if the total number of generalized coordinates is different between the closed and open-loop models, the five models have a comparable number of DoFs (model A:  $23 - 3$  loop-closure constraints = 20 DoFs, model B: 19 DoFs, model C: 20 DoFs, model C2:  $20 - 1$  fixed angle = 19 DoFs, model D:  $22 - 3$  loop-closure constraints = 19 DoFs).

### 3.6.3 Kinematic data acquisition

The experiments were performed by 15 adults (age:  $27 \pm 6$  years, height:  $1.78 \pm 0.06$  m, weight:  $76.2 \pm 8.5$  kg, carrying angle:  $8 \pm 3^\circ$ ), healthy, and free from upper limb pathology. The study was approved by the institutional ethical committee and all participants gave their informed consent. As shown in Fig. 4 and described in Appendix C, 29 reflective markers (9 mm diameter) were placed on the dominant upper extremity of each subject, ensuring a minimum of four markers per rigid body for redundancy: thorax (4), clavicle (4), scapula (4), humerus (5), ulna (4), radius (4), and hand (4). This marker set includes anatomical markers (represented in black) located on bony landmarks as prescribed by the ISB [34], and is complemented by technical markers (represented in white), which are chosen to minimize soft tissue artefacts [41]. The 3D marker trajectories were collected at 100 Hz by a motion capture system composed of 12 cameras (T40S, Vicon-Oxford, UK). To reduce the high frequency measurement noise, marker trajectories were processed using a singular spectrum analysis [42]. Rather than being based on an arbitrary cut-off frequency like in conventional low-pass filters (e.g. Butterworth filter), this method decomposes the original signal into few additive and independent components that are used to reconstruct the signal. Therefore, this approach facilitates the extraction of the signal latent trend from the inherent random noise contained in the experimental acquisition [42].



**Fig. 4** Marker placement including anatomical (in black) and technical (in white) markers. See Appendix C for the detailed description of the marker locations.



Prior to the dynamic tasks of interest, a static position was recorded to personalize the geometric parameters, i.e. the segment lengths, the technical LCS and the marker relative coordinates. Each subject then performed successive 3D functional movements involving each DoF at every anatomical joint, such as flexion-extension, abduction-adduction, and circumduction movements [43], to determine functional and personalized joint parameters using the SCoRE [37] and SARA [38,39] methods respectively. Afterwards, since there are no standardized dynamic activities for the upper extremity analysis [4,6] like gait at the lower limb, pure flexion-extension (FE) and pronation-supination (PS) tasks were selected as the studied dynamic tasks to facilitate data analysis. Each task was cyclically performed for five cycles at a controlled cadence of 0.5 Hz using a metronome.

### 3.6.4 Inverse kinematics: a global optimization including loop closure

The inverse kinematics problem is formulated as a global optimization (GO) problem. The optimal pose of the multibody model is computed for each data frame such that the difference between the experimental and model-determined marker coordinates is globally minimized in a least squares sense [22,44,45]. This approach has been termed as a global method by Lu and O'Connor [44] since the minimization is performed in terms of a global criterion including all markers and segments, in contrast to local approaches where segments are processed independently [46,47]. For the closed-loop multibody systems (models A and D), the optimization is formulated as a constrained nonlinear problem. Mathematically, the minimization problem can be defined by the objective function formulated as follows:

$$\min_{\mathbf{q}} f(\mathbf{q}) = \sum_{m=1}^{n_m} \|\mathbf{X}_{mod,m}(\mathbf{q}) - \mathbf{X}_{exp,m}\|^2 \quad (1)$$

$$\text{subject to: } \mathbf{h}_{loop}(\mathbf{q}) = \mathbf{0}$$

where  $\mathbf{q}$  is the vector of joint generalized coordinates of the multibody model and is the design variable of the optimization process;  $m$  indicates the marker index ( $n_m=29$ );  $\mathbf{X}_{mod,m}(\mathbf{q})$  are the marker coordinates obtained using the forward kinematic function of the multibody system;  $\mathbf{X}_{exp,m}$  are the experimental marker coordinates provided by the kinematic data acquisition; and finally  $\mathbf{h}_{loop}(\mathbf{q})$  represents the kinematic loop-closure constraints, where

applicable, that must be fulfilled. Note that the objective function  $f(\mathbf{q})$  is solved independently at each time frame as a static optimization, and thus is not time-dependant in its definition.

The GO is implemented according to a threefold purpose. First, this global approach based on the *a priori* definition of a kinematic chain avoids dislocation and allows reducing the deleterious effects of the noise generated by the use of skin markers. Secondly, this optimization process verifies the kinematic constraint equations at each time step by calling the forward kinematic function, and therefore ensures kinematic data consistency at position level. Finally, this GO directly provides the joint generalized coordinates required to drive the multibody model in the inverse dynamic analysis.

### 3.6.5 Inverse dynamics

#### 3.6.5.1 Personalized body segment inertia parameters

The body segment inertial parameters (BSIP) may influence the results of the inverse dynamic analysis [48]. Therefore, in this study the BSIP of the arm, forearm, and hand are personalized using the geometric model of Yeadon [49], requiring 18 anthropometric measurements of the upper limb. Since Yeadon's model does not distinguish the radius and the ulna, the BSIP of the forearm are equally distributed between the two bones. Unlike the so-called proportional methods based on predictive regression equations such as Winter [50], Zatsiorsky [51], and de Leva [52], this geometric method allows to distinguish different types of morphologies as well as to compare impaired and normal limbs of a subject, which is essential for applications with atypical populations. The BSIP of the thorax, clavicle, and scapula are estimated from literature based on MRI [53] or set to negligible values when not available in the literature.

#### 3.6.5.2 Equations of motion

The multibody dynamic equations are symbolically generated by the ROBOTRAN software [54] based on a recursive Newton–Euler formalism. For the open-loop and closed-loop models, the inverse dynamic equations of motion are given by equations (2) and (3) through (6) respectively:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{g}) = \mathbf{Q} \quad (2)$$

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \mathbf{g}) = \mathbf{Q} + \mathbf{J}^T \boldsymbol{\lambda} \quad (3)$$

$$\mathbf{h}_{\text{loop}}(\mathbf{q}) = \mathbf{0} \quad (4)$$

$$\dot{\mathbf{h}}_{\text{loop}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{0} \quad (5)$$

$$\ddot{\mathbf{h}}_{\text{loop}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) = \mathbf{J}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \dot{\mathbf{J}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{0} \quad (6)$$

where  $\mathbf{M}(\mathbf{q})$  is the system generalized mass matrix;  $\mathbf{C}$  is the nonlinear dynamic vector that contains the gyroscopic, centrifugal effects, and the contribution of gravity  $\mathbf{g}$ ;  $\mathbf{Q}$  is the generalized force vector;  $\mathbf{J}$  is the Jacobian matrix of the kinematic loop-closure constraints,  $\mathbf{J} = \frac{\partial \mathbf{h}_{\text{loop}}}{\partial \mathbf{q}^T}$ ; and finally  $\boldsymbol{\lambda}$  is the vector of Lagrange multipliers related to the kinematic loop-closure constraints.

The joint generalized coordinates  $\mathbf{q}$  are approximated by cubic smoothing splines to ensure continuity, and the corresponding velocities  $\dot{\mathbf{q}}$  and accelerations  $\ddot{\mathbf{q}}$  are analytically calculated using spline differentiation techniques. Afterwards, using the BSIP and the generalized positions, velocities, and accelerations  $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$ , the problem can be solved at each time frame using an inverse dynamic analysis. Note that for the models subject to kinematic loop-closure constraints, the equations of motion are reduced using both the coordinate partitioning method and a decomposition of the generalized force vector  $\mathbf{Q}$  into active and passive components whereas there are as many active components as DoFs [55].

### 3.6.6 Model comparison

The proposed model A is compared to the four conventional models (B, C, C2, and D) in terms of (i) the global and local movement reconstruction errors during inverse kinematics and (ii) the joint torque-angle patterns. To measure the performance of each model to fit the experimental kinematic data during both dynamic tasks, the global movement reconstruction error of the inverse kinematics optimization is defined as the root mean square error between the 3D coordinates predicted by the model and the 3D marker coordinates experimentally acquired by the cameras. The decomposition of the global error into local errors at the arm, forearm, and hand is also analyzed. As complementary information, the computational time per frame of the movement reconstruction process during the GO is expressed as the CPU time per frame (PC,

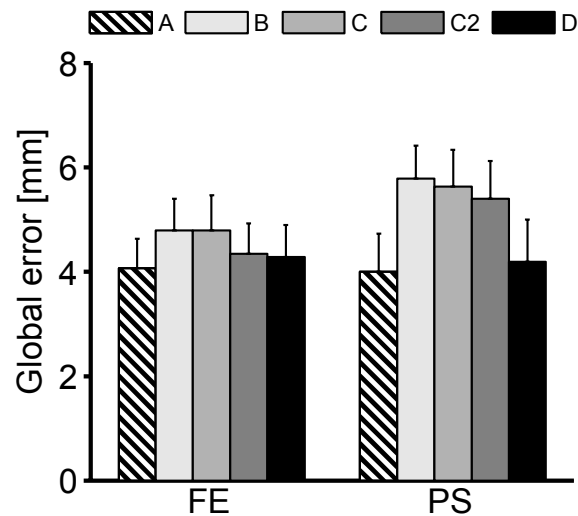
Intel® Xeon® CPU E5607, 2.27 GHz). Joint kinematics and dynamics of each model is expressed through the joint torque-angle pattern and is compared for each corresponding DoF to assess minimum, maximum, and range differences. Joint torques are normalized to dimensionless values with respect to half of the body weight ( $W = 0.5m_0g$ , with  $g = 9.81 \text{ m/s}^2$ ) times the length ( $l_0$ ) of the upper limb ( $0.5m_0gl_0$ ) for each subject [13,56]. The results are then time-normalized to a typical cycle and averaged through the 15 subjects for each task.

## 3.7 Results

This section presents the comparative results between the five models concerning the movement reconstruction errors and the joint kinematics and dynamics.

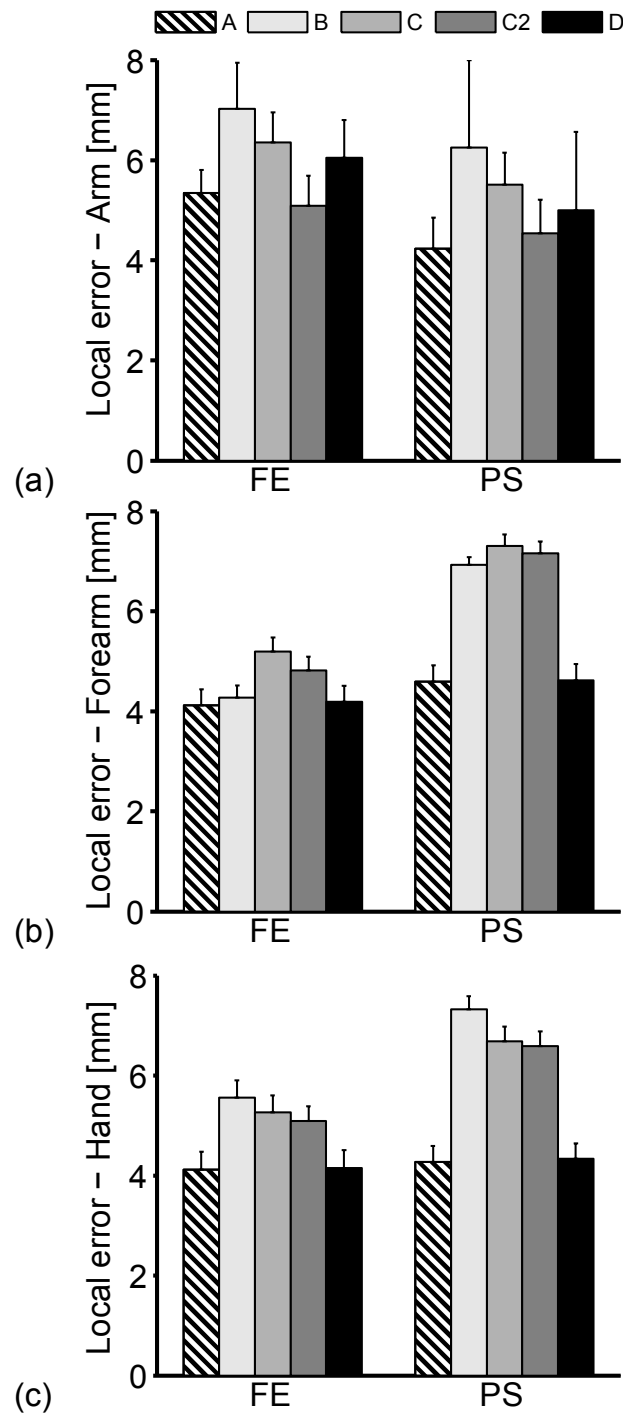
### 3.7.1 Movement reconstruction errors

The comparison of the global reconstruction error between the five models shows that the proposed model (A) leads to the lowest error for each task,  $4.1 \pm 0.6 \text{ mm}$  for the FE task and  $4.0 \pm 0.7 \text{ mm}$  for the PS task (Fig. 5). For the FE task, the global reconstruction error of the model A represents a decrease of 15%, 15%, 6%, and 5% in comparison to models B, C, C2, and D respectively. This decrease is even larger for the PS task: 31%, 29%, 26%, and 5% in comparison to models B, C, C2, and D respectively. The two closed-loop models (A and D) present a better global reconstruction of the movement, in comparison to the three open-loop models (B, C, and C2). Among the latter, model C2 performs better than models B and C during both tasks. No noticeable difference is observed between models B and C during the FE task, but the global reconstruction error is lower for model C ( $5.8 \pm 0.6 \text{ mm}$ ) over model B ( $5.6 \pm 0.7 \text{ mm}$ ) during the PS task.



**Fig. 5** Global reconstruction error of the five models (A, B, C, C2, and D) during the two dynamic tasks (FE: flexion-extension, PS: pronation-supination). The values are given as mean and standard deviation for the 15 subjects.

The comparison of the local reconstruction errors between the five models at the arm (Fig. 6a), forearm (Fig. 6b) and hand (Fig. 6c) shows slightly different tendencies from the global reconstruction error. The results with models A and D remain similar, excepted for the arm local reconstruction error, where model D presents an increase of 12% and 15% for the FE and PS tasks respectively. However, models A and D largely reduce the local reconstruction error at the forearm and hand during the PS task. When compared to the models B, C, and C2, the local error reduction provided by model A is approximately 34%, 37%, 36% for the forearm and 42%, 36%, 35% for the hand. Among the three open-loop models, model C2 presents better local reconstruction errors than the two other models at the arm and hand while model B provides the lowest local error at the forearm. Finally, model A provides the lowest local errors, excepted at the arm during the FE task where it is 0.2 mm higher than model C2.



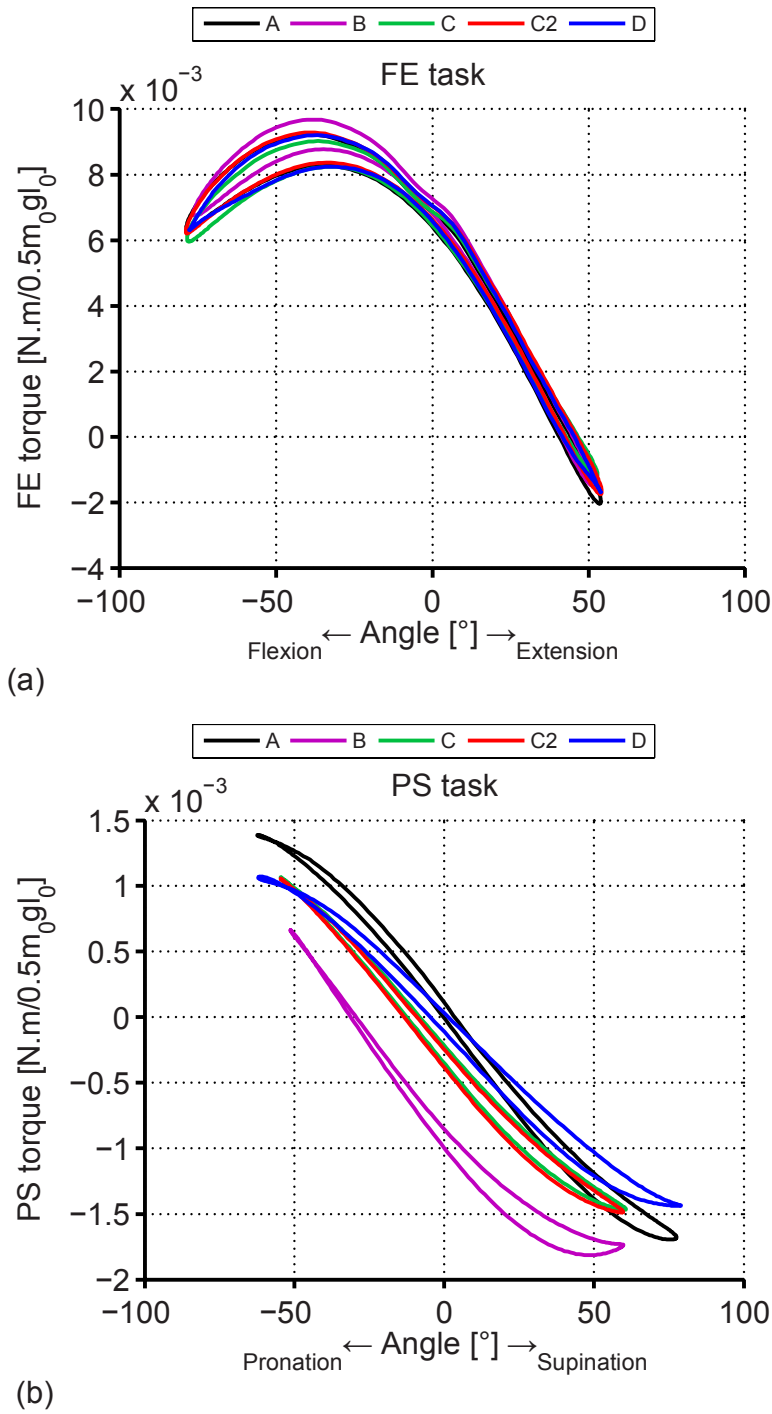
**Fig. 6** Local reconstruction errors of the five models (A, B, C, C2, and D) at the (a) arm, (b) forearm, and (c) hand during the two dynamic tasks (FE: flexion-extension, PS: pronation-supination). The values are given as mean and standard deviation for the 15 subjects.

During the FE task, the mean computational times per frame during the GO for models A, B, C, C2, and D are  $99 \pm 41$  ms/fr,  $85 \pm 27$  ms/fr,  $107 \pm 40$  ms/fr,  $84 \pm 37$  ms/fr, and  $95 \pm 42$  ms/fr, respectively. During the PS task, these mean computational times per frame for models A, B, C,

C2, and D are  $94 \pm 33$  ms/fr,  $87 \pm 35$  ms/fr,  $97 \pm 28$  ms/fr,  $95 \pm 53$  ms/fr, and  $90 \pm 32$  ms/fr, respectively. The largest difference is found between models C and C2 during the FE task (23 ms/fr), and between models C and B during the PS task (10 ms/fr). No notable tendency is observed between models. The mean computational times for the two tasks are similar: an average of 94 ms/fr for the FE task and an average of 93 ms/fr for the PS task. Therefore, no notable difference is obtained between tasks.

### **3.7.2 Joint kinematics and dynamics**

During the FE task, the joint kinematics and dynamics of the five models, expressed as the torque-angle pattern of the main DoF, differ without any particular tendency (Fig. 7a). However, differences are observed for the PS task, where the forearm model refinement clearly affects the five patterns (Fig. 7b).



**Fig. 7** Normalized torque-angle pattern of the five models (A, B, C, C2, and D) during the (a) flexion-extension (FE) and (b) pronation-supination (PS) tasks. The values are given as mean for the 15 subjects.

Minimum, maximum, and range of elbow FE and PS angles and torques during each mean cycle of the two dynamic tasks are reported in Tables 1 and 2 respectively.



**Table 1** Minimum (min), maximum (max), and range of elbow FE and PS angles during flexion-extension (FE) and pronation-supination (PS) tasks respectively. The values are given as mean and standard deviation for the 15 subjects.

model	FE angle during FE task [°]			PS angle during PS task [°]		
	min	max	range	min	max	range
A	-78.6 ± 9.1	53.9 ± 9.1	132.6 ± 18.2	-62.4 ± 11.1	77.5 ± 11.1	139.9 ± 22.2
B	-76.5 ± 9.0	51.2 ± 9.0	127.7 ± 18.0	-51.3 ± 9.0	59.8 ± 9.0	111.1 ± 17.9
C	-78.5 ± 9.3	52.8 ± 9.3	131.2 ± 18.7	-54.7 ± 10.1	60.6 ± 10.1	115.3 ± 20.3
C2	-78.9 ± 9.4	54.2 ± 9.4	133.1 ± 18.9	-54.7 ± 9.8	59.6 ± 9.8	114.3 ± 19.7
D	-77.8 ± 9.1	53.9 ± 9.1	131.6 ± 18.2	-62.1 ± 10.4	79.0 ± 10.4	141.0 ± 20.8

**Table 2** Minimum (min), maximum (max), and range of elbow FE and PS normalized torques during flexion-extension (FE) and pronation-supination (PS) tasks respectively. The values are given as mean and standard deviation for the 15 subjects.

model	FE normalized torque during FE task [N.m/0.5m <sub>0</sub> gl <sub>0</sub> × 10 <sup>-3</sup> ]			PS normalized torque during PS task [N.m/0.5m <sub>0</sub> gl <sub>0</sub> × 10 <sup>-3</sup> ]		
	min	Max	range	min	max	range
A	-2.0 ± 1.5	9.2 ± 1.5	11.3 ± 2.9	-1.7 ± 0.5	1.4 ± 0.5	3.1 ± 1.0
B	-1.5 ± 1.5	9.7 ± 1.5	11.2 ± 3.0	-1.8 ± 0.6	0.7 ± 0.6	2.5 ± 1.1
C	-1.2 ± 1.5	9.0 ± 1.5	10.2 ± 2.9	-1.5 ± 0.5	1.1 ± 0.5	2.5 ± 1.1
C2	-1.7 ± 1.5	9.3 ± 1.5	11.0 ± 3.0	-1.5 ± 0.5	1.1 ± 0.5	2.5 ± 1.0
D	-1.7 ± 1.5	9.2 ± 1.5	10.9 ± 2.9	-1.4 ± 0.5	1.1 ± 0.5	2.5 ± 1.0

Concerning the FE task, the results yield by the five models are similar. The average FE ranges are approximately 131°. The largest difference on the normalized FE joint torques is found between models A and C, with  $11.3 \times 10^{-3} \pm 2.9 \times 10^{-3}$  versus  $10.2 \times 10^{-3} \pm 2.9 \times 10^{-3}$ , i.e. 11%.

Concerning the PS task, the results show that the joint-angle pattern is affected by the model. The PS angle ranges are  $140 \pm 22^\circ$  and  $141 \pm 21^\circ$  for the models A and D respectively while for the models B, C, and C2 these ranges are  $111 \pm 18^\circ$ ,  $115 \pm 20^\circ$ , and  $114 \pm 20^\circ$  respectively. Therefore, the closed-loop models (A and D) increase the PS ranges by approximately 24% in comparison to the open-loop models (B, C and C2). Minimum and maximum values of the normalized PS joint torques are also different from one model to another. In particular, the torque-angle pattern of the model B is underestimated when compared to other patterns. Nevertheless, the normalized PS joint torques ranges for models B, C, C2, and D are around the same average value of  $2.5 \times 10^{-3}$ . Model A results in the highest maximum and range during the PS task, namely approximately 24% higher than other models. Therefore, even if models A and

D present similar PS angle ranges, normalized PS joint torque ranges are underestimated in model D, as well as in other comparative models.

### **3.8 Discussion**

The general objective of this paper was to refine the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. This was achieved by including into the kinematic chain the two forearm bones as separate bodies articulated by the HU, HR and RU joints, as well as personalized joint parameters. To assess this refinement, four multibody models were built according to conventional literature assumptions and were compared to the proposed model in terms of the movement reconstruction errors and the joint kinematics and dynamics. The studied tasks, namely FE and PS, were performed by 15 adults to evaluate the method and the proposed model on a significant population.

#### **3.8.1 Results analysis**

##### **3.8.1.1 Impact on movement reconstruction errors**

The reported movement reconstruction errors confirm the considerable interest of taking into account the interactions between the ulna and radius rather than considering the forearm as one single rigid body. The reduced local reconstruction errors of the proposed model (A) during the PS task suggest that this model not only improves the pose of the forearm, but also the pose of the arm and hand, when compared to the three conventional models representing the forearm as an open-loop system. This is of particular importance since the hand position often determines the achievement of a functional task [4]. Similar results are obtained for the other closed-loop model (D) in this study, excepted for the arm segment where the local reconstruction error was higher. Model B is not realistic since it oversimplifies the relative pose of the elbow FE and PS AoRs. The integration of a free carrying angle between the FE and PS angles (model C2) leads to a better reconstruction of the FE and PS tasks when compared to a fixed carrying angle (model C). Concerning the FE movement, a few studies have mentioned the important role of the carrying angle and its linear relation with the FE angle [26-28]. Therefore, this finding is also in line with the fact that the carrying angle varies during FE, thus explaining the better results obtained by the model C2 during the FE task. According to the results of the proposed model, one can conclude that the use of a specific kinematic chain that better mimics the anatomical

joints of the forearm provides less movement reconstruction errors as well as less compensation at the surrounding segments.

### **3.8.1.2 Impact on joint kinematics and dynamics**

This study highlights the fact that the level of refinement of the forearm multibody model can strongly affect the joint kinematics and dynamics during the PS task. Indeed, the range of motion of the proposed model is about  $140^\circ$  during the PS task while it is approximately  $114^\circ$  for the other conventional models. The ranges of motion obtained by the closed-loop models (A and D) are more in agreement with the normally known values for physiological conditions in healthy subjects [24,33]. The PS ranges reported in this study for open-loop models are closed to those ones reported by Cutti et al. [5] and Fohanno et al. [8], namely around  $114^\circ$ .

Unlike during the FE task, the assumption made on the carrying angle in conjunction with personalized joint parameters affects the joint dynamics during the PS task. The model proposed by the ISB (model B) shows a different joint-angle pattern, which underestimates the angle and torque ranges when compared to the proposed model. In regard to the models C and C2, the results show that defining a subject-specific and a fixed carrying angle in the kinematic model has little effect on the principal angles and torques in comparison to those ones obtained with no specified carrying angle. However, the torque-angle patterns of the three open-loop models are underestimated when compared to the proposed model. Finally, although the joint angles of the closed-loop models (A and D) presents similar ranges, the reported joint torque ranges are underestimated by approximately 24% in model D. Since inverse dynamics is a deterministic process, i.e. providing a single solution of the joint generalized force vector for a given kinematic configuration of a model, the closed-loop models, which best fit the experimental kinematic data, also provide more realistic joint torques. This is of greatest importance in biomedical applications requiring a biofidelic quantification of joint torques.

## **3.8.2 Global optimization with loop closure**

This study presents the first closed-loop model of the upper limb that uses a GO approach [44] to reconstruct joint kinematics as well as an inverse dynamic analysis to determine internal efforts during movement. Other similar studies have modeled the forearm as an open-loop system [22,57]. The GO problem is addressed using a constrained nonlinear least squares minimization where the fulfillment of the equations of motion and kinematic closure are enforced. The

optimization fits the experimental data with acceptable global movement reconstruction errors ranging from 4 to 6 mm. The movement reconstruction errors are in close agreement with studies using similar approach at the upper limb [8,58]. Furthermore, the comparison of the computational time per frame between the five models to reconstruct the FE and PS tasks shows that even if the level of refinement is increased, the computational time of the proposed model is similar to the others models. Kinematic loop-closure constraints usually increase the difficulty of movement reconstruction by offering less possible solutions for the model configuration. An appropriate closed-loop kinematic chain is therefore imperative to provide a biofidelic representation of the forearm osteoarticular system, and that with comparable computational time.

Another challenge that needs to be highlighted in the inverse kinematics of the forearm is the relative rotation between the skin markers attached on the proximal and distal ends of the forearm during PS. The PS movement is not a simple hinge-like motion, but a complex motion with rotational and translational components gathered in a closed-loop between the humerus, ulna and radius. However, when the forearm is considered as one single rigid body, the skin markers of the forearm are not allowed to have a relative motion, and therefore cannot reproduce a realistic path motion. This aspect can explain the better ability of the closed-loop models to fit the trajectories of the experimental data, and that with comparable computational time during the GO process. Indeed, the closed-loop kinematic chain proposed in this study allows the distinction between the proximal markers related to the ulna and the distal markers related to both the ulna and radius. The proximal markers principally serve to identify the FE DoF, and the distal markers principally serve to identify the DoFs associated with PS. This novel approach is essential to obtain a realistic movement reconstruction of the forearm marker trajectories. To the authors' knowledge, no study has addressed this issue before. A distinction should be made between the proximal and distal markers of the forearm when reconstructing the forearm PS movement since they do not undergo the same rotational path.

### **3.8.3 Forearm axis defined by a closed-loop mechanism**

There is still a disagreement concerning the definition of the forearm PS AoR. It is often defined as the line connecting the HR and wrist CoRs [59], but a few authors have also used the carrying angle to define the orientation of the PS axis relatively to the FE axis [8]. However, in this study the introduction of a fixed and experimentally estimated carrying angle (model C) to identify the

orientation of the PS axis does not provide better results than the model C2, which allows the carrying angle to vary during time. Besides, Fohanno et al. [8] used functional methods to determine the PS axis and it was integrated by a fixed carrying angle value. Nevertheless, the main drawback of using such functional methods for internal-external rotational movement like PS is that it is generally less accurate than with flexion-extension and abduction-adduction movements due to the larger relative movement between markers and the underlying bone [60]. This issue is overcome in the proposed model by introducing the surrogate mechanism of Kecskeméthy and Weinberg [2], which already takes into account the movement of the forearm axis during motion. The forearm axis is therefore expressed between the HR and RU joints as a resultant of the DoFS comprised in the parallel closed-loop mechanism. By means of a swaying angle and a lateral displacement of the ulna with respect to the humerus, the present model also integrates the concept of carrying angle, and thus also shows a better ability to reproduce the FE task with a reduction of the movement reconstruction errors.

### **3.8.4 Personalized joint parameters**

Another novel aspect that is demonstrated in this study is the feasibility of personalizing the lengths and the CoRs composing the theoretical forearm mechanism presented by Kecskeméthy and Weinberg [2]. This leads to a non-ideal and subject-specific mechanism instead of a mechanism that lies parallel and planar in full supination. Indeed, this study provides a functional definition of the HU, HR, and RU joints composing the theoretical closed-loop mechanism by means of the SCoRE [37] and SARA [39,38] methods. As demonstrated by a few authors [5,8,36], the use of functional LCS minimises kinematic cross-talk. Further studies are required to study the interactions between the forearm DoFs and properly assess the elbow kinematic cross-talk. Forearm closed-loop models may be less prone to kinematic coupling problem between the FE and PS DoFs at the elbow.

### **3.8.5 Limitations and perspectives of the study**

Within this study, simple tasks are considered to facilitate the interpretation of the results. While some insight has been gained into the coupling of forearm FE and PS DoFs, additional work is required to attest the proposed model for more complex dynamic tasks and to obtain normative values concerning functional tasks. Although only small benefit of the proposed model is observed during the pure FE task when compared to the largely improved results obtained during

the pure PS task, the proposed model may significantly minimize kinematic cross-talk during functional tasks requiring combined elbow FE and PS. Furthermore, the introduction of a more complex shoulder mechanism may improve the kinematic cross-talk during functional tasks. Similarly, it is foreseen that a detailed model of the wrist and the hand may improve the quantification of the upper limb kinematics and dynamics in dexterity tasks.

Recently, it was evoked that the ulna and the radius both perform an arc of circumduction at the distal end of the forearm during the PS motion [24] (see Fig. 8a of Appendix D). As mentioned by the author, this circumduction motion is a combination of abduction-adduction and flexion-extension movements of the ulna in the sagittal plane. This latter flexion-extension DoF is not included in the kinetostatic mechanism proposed by Kecskeméthy and Weinberg [2], where the ulna is allowed to have an axial displacement and a lateral swaying with respect to the humerus only. It is therefore theoretically restricted to a planar abduction-adduction motion at the distal end (see Fig. 8b of Appendix D). Future work in imaging concerning the coupling between the elbow and the distal RU joints may improve the reconstruction of the PS motion and its distal circular path as described in ref. [24].

### **3.8.6 Conclusion**

To conclude, this study shows that existing forearm models are mainly deprived of a biofidelic representation of the interaction between the forearm bones resulting in limited capabilities. This study provides a comprehensive description of a biofidelic osteoarticular multibody model of the forearm and its benefits on joint kinematics and dynamics of the upper limb. This model is intended to take into account the complex movement of the forearm, including FE and PS movements, but also more complex tasks combining both movements. In this work, a novel methodology is adopted and properly incorporated to achieve an integrated and refined forearm model that improves joint pose definition during FE and PS tasks. Particular attention has been paid to minimize soft tissue artefacts during the experimental protocol and the calculation process, as well as to provide personalized BSIP. The current study demonstrates that subject-specific and closed-loop modeling of the forearm is a key-step to the realistic representation of the forearm PS motion. Similar approach can be extended to other anatomical joints or limbs. A proper estimation of joint kinematics is essential to accurate internal efforts quantification and may provide clinically meaningful information. A biofidelic representation of the two forearm

bones may also provide better muscle insertion sites in upper limb musculoskeletal modeling, which is a topic of greatest interest in biomechanics.

### 3.9 Acknowledgements

This work was partially supported by the Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (FQRNT), NSERC/Discovery, and the MÉDITIS (NSERC/CREATE) training program and scholarships in biomedical technologies

### 3.10 References

1. Anglin, C., Wyss, U.P.: Review of arm motion analyses. *Proc. Inst. Mech. Eng. H J. Eng.* 214(5), 541-555 (2000)
2. Kecskeméthy, A., Weinberg, A.: An improved elasto-kinematic model of the human forearm for biofidelic medical diagnosis. *Multibody System Dyn.* 14(1), 1-21 (2005)
3. Pennestrì, E., Stefanelli, R., Valentini, P.P., Vita, L.: Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *J. Biomech.* 40, 1350-1361 (2007)
4. van Andel, C.J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C.A., Veeger, D.H.E.J., Harlaar, J.: Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture* 27, 120-127 (2008)
5. Cutti, A., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., Sacchetti, R.: Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 46(2), 169-178 (2008)
6. Kontaxis, a., Cutti, a.G., Johnson, G.R., Veeger, H.E.J.: A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clin. Biomech.* 24, 246-253 (2009)
7. Rettig, O., Fradet, L., Kasten, P., Raiss, P., Wolf, S.I.: A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Gait Posture* 30, 469-476 (2009)
8. Fohanno, V., Lacouture, P., Colloud, F.: Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain. *J. Biomech.* 46(6), 1053-1059 (2013)

9. Pennestrì, E., Renzi, A., Santonocito, P.: Dynamic Modeling of the Human Arm with Video-Based Experimental Analysis. *Multibody System Dyn.* 7(4), 389-406 (2002)
10. Leboeuf, F., Bessonnet, G., Seguin, P., Lacouture, P.: Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis. *Multibody System Dyn.* 16(3), 213-236 (2006)
11. Font-Llagunes, J., Barjau, A., Pàmies-Vilà, R., Kövecses, J.: Dynamic analysis of impact in swing-through crutch gait using impulsive and continuous contact models. *Multibody System Dyn.* 28(3), 257-282 (2012)
12. Abdullah, H.a., Tarry, C., Datta, R., Mittal, G.S., Abderrahim, M.: Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy. *J. Rehabil. Res. Dev.* 44, 43 (2007)
13. Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F.-X., Chèze, L.: Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin. Biomech.* 25(4), 299-306 (2010)
14. Blana, D., Hincapie, J.G., Chadwick, E.K., Kirsch, R.F.: A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *J. Biomech.* 41, 1714-1721 (2008)
15. Jaspers, E., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Klingels, K., Molenaers, G., Aertbeliën, E., Van Gestel, L., Feys, H.: Three-dimensional upper limb movement characteristics in children with hemiplegic cerebral palsy and typically developing children. *Res. Dev. Disabil.* 32, 2283-2294 (2011)
16. Bolsterlee, B., Veeger, D.E.J., Chadwick, E.: Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. *Med. Biol. Eng. Comput.* 51(9), 953-963 (2013)
17. Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., Monteiro, J.: A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle. *Multibody System Dyn.* 28, 83-108 (2012)
18. Jackson, M., Michaud, B., Tétreault, P., Begon, M.: Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *J. Biomech.* 45(12), 2180-2183 (2012)
19. Senk, M., Chèze, L.: Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin. Biomech.* 21, S3-8 (2006)
20. Weinberg, a.M., Pietsch, I.T., Helm, M.B., Hesselbach, J., Tscherne, H.: A new kinematic model of pro- and supination of the human forearm. *J. Biomech.* 33, 487-491 (2000)



21. Xu, J., Kasten, P., Weinberg, A., Kecskeméthy, A.: Automated Fitting of an Elastokinematic Surrogate Mechanism for Forearm Motion from MRI Measurements. In: Lenarcic, J., Stanisic, M.M. (eds.) *Advances in Robot Kinematics: Motion in Man and Machine*. pp. 349-358. Springer Netherlands, (2010)
22. Roux, E., Bouillard, S., Godillon-Maquinghen, a.-P., Bouttens, D.: Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *J. Biomech.* 35, 1279-1283 (2002)
23. Veeger, H.E.J., Yu, B.: Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modelling. In: *Proceedings of the Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference*, 29-31 Mar 1996, pp. 377-380
24. Amis, A.A.: Biomechanics of the elbow. In: Stanley, D., Trail, I. (eds.) *Operative elbow surgery*. Edinburgh, New York : Churchill Livingstone Elsevier, (2012)
25. Tay, S.C., van Riet, R., Kazunari, T., Amrami, K.K., An, K.-N., Berger, R.A.: In-vivo kinematic analysis of forearm rotation using helical axis analysis. *Clin. Biomech.* 25(7), 655-659 (2010)
26. Goto, A., Moritomo, H., Murase, T., Oka, K., Sugamoto, K., Arimura, T., Nakajima, Y., Yamazaki, T., Sato, Y., Tamura, S., Yoshikawa, H., Ochi, T.: In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging. *J. Shoulder Elbow Surg.* 13(4), 441-447 (2004)
27. Zampagni, M.L., Casino, D., Martelli, S., Visani, A., Marcacci, M.: A protocol for clinical evaluation of the carrying angle of the elbow by anatomic landmarks. *J. Shoulder Elbow Surg.* 17(1), 106-112 (2008)
28. Morrey B.F., C.E.Y.: Passive motion of the elbow joint. *J. Bone Joint Surg. Am.* 58(4), 501-508 (1976)
29. Raison, M., Detrembleur, C., Fisette, P., Samin, J.-C.: Assessment of Antagonistic Muscle Forces During Forearm Flexion/Extension. *Multibody Dynamics: Computational Methods in Applied Sciences* 23, 215-238 (2011)
30. Lemay, M.A., Crago, P.E.: A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *J. Biomech.* 29(10), 1319-1330 (1996)

31. Weinberg, A.M., Pietsch, I.T., Krefft, M., Pape, H.C., van Griensven, M., Helm, M.B., Reilmann, H., Tscherne, H.: Die Pro- und Supination des Unterarms Unter besonderer Berücksichtigung der Articulatio humeroulnaris. *Der Unfallchirurg* 104(5), 404-409 (2001)
32. Kasten, P., Krefft, M., Hesselbach, J., Weinberg, A.M.: Kinematics of the ulna during pronation and supination in a cadaver study: implications for elbow arthroplasty. *Clin. Biomech.* 19(1), 31-35 (2004)
33. Kapandji, I.A., Honoré, L.H.: *The Physiology of the Joints: The Upper Limb.* vol. vol. 1. Churchill Livingstone/Elsevier, (2007)
34. Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J.D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B.: ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981-992 (2005)
35. Piazza, S.J., Delp, S.L.: The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *J. Biomech.* 29(6), 723-733 (1996)
36. Chin, A., Lloyd, D., Alderson, J., Elliott, B., Mills, P.: A marker-based mean finite helical axis model to determine elbow rotation axes and kinematics in vivo. *J. Appl. Biomech.* 26(3), 305-315 (2010)
37. Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O.: A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J. Biomech.* 39(15), 2798-2809 (2006)
38. Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O.: A survey of formal methods for determining functional joint axes. *J. Biomech.* 40(10), 2150-2157 (2007)
39. O'Brien, J.F., Bodenheimer, B.E., Brostow, G.J., Hodgins, J.K.: Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data. 53-60 (2000)
40. Monnet, T., Thouzé, A., Pain, M.T.G., Begon, M.: Assessment of reproducibility of thigh marker ranking during walking and landing tasks. *Med. Eng. Phys.* 34(8), 1200-1208 (2012)
41. Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L.: Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait Posture* 21(2), 186-196 (2005)
42. Alonso, F.J., Castillo, J.M.D., Pintado, P.: Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals. *J. Biomech.* 38(5), 1085-1092 (2005)

43. Begon, M., Monnet, T., Lacouture, P.: Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait Posture* 25(3), 353-359 (2007)
44. Lu, T.W., O'Connor, J.J.: Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.* 32(2), 129-134 (1999)
45. Begon, M., Wieber, P.-B., Yeadon, M.R.: Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *J. Biomech.* 41, 581-586 (2008)
46. Challis, J.H.: A procedure for determining rigid body transformation parameters. *J. Biomech.* 28(6), 733-737 (1995)
47. Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J.: A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J. Biomech.* 28(7), 879-884 (1995)
48. Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D.: Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *J. Biomech.* 39(8), 1531-1536 (2006)
49. Yeadon, M.R.: The simulation of aerial movement II: A mathematical inertia model of the human body. *J. Biomech.* 23, 67-69 (1990)
50. Winter, D.A.: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, New York (1990)
51. Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V., Chugunova, L.: In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. In. (1990)
52. de Leva, P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.* 29(9), 1223-1230 (1996)
53. Cheng, C.-K., Chen, H.-H., Chen, C.-S., Lee, C.-L., Chen, C.-Y.: Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clin. Biomech.* 15(8), 559-566 (2000)
54. Samin, J.-C., Fisette, P.: *Symbolic modeling of multibody systems*. Kluwer Academic Publishers, (2003)

55. Docquier, N., Poncelet, A., Fisette, P.: ROBOTRAN: a powerful symbolic gnerator of multibody models. *Mechanical Sciences* 4(1), 199-219 (2013)
56. Hof, A.L.: Scaling gait data to body size. *Gait Posture* 4(3), 222-223 (1996)
57. Ausejo, S., Suescun, Á., Celigüeta, J.: An optimization method for overdetermined kinematic problems formulated with natural coordinates. *Multibody System Dyn.* 26(4), 397-410 (2011)
58. Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., Colloud, F.: Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dyn.*, 1-17 (2013)
59. Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., Rau, G.: A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *J. Biomech.* 32(6), 615-621 (1999)
60. Hamming, D., Braman, J.P., Phadke, V., LaPrade, R.F., Ludewig, P.M.: The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff. *J. Biomech.* 45(7), 1161-1168 (2012)

### 3.12 Appendix A – Kinematic chains of the models

**Table 3** Kinematic chain description of the proposed model (A)

Joint	Proximal segment	Distal segment	DoFs	$q_i$	Local axis	Functional description
moving base	base	thorax	6	$q_1$ $q_2$ $q_3$ $q_4$ $q_5$ $q_6$	Z Y X Z X Y	medio-lateral translation vertical translation antero-posterior translation flexion/extension lateral rotation axial rotation
sternoclavicular (SC)	thorax	clavicle	3	$q_7$ $q_8$ $q_9$	Y X Z	pro/retraction depression/elevation axial rotation
acromioclavicular (AC)	clavicle	scapula	3	$q_{10}$ $q_{11}$ $q_{12}$	Y X Z	protraction/retraction lateral/medial rotation anterior/posterior tilt
glenohumeral (GH)	scapula	humerus	3	$q_{13}$ $q_{14}$ $q_{15}$	Y X Y	plane of elevation negative elevation axial rotation
humeroradial (HU)	humerus	ulna	1	$q_{16}$ $q_{17}$ $q_{18}$	Z X Y	flexion/extension axial displacement lateral swaying
radioulnar (RU)	ulna	radius	closed-loop: 5-3=2 DoFs	$q_{19}$ $q_{20}$	X Y	pronation/supination torsional angle
virtual CoR	ulna	radius		$q_{21}$	Z	aperture angle
humeroradial (HR)	radius	humerus		-		cut of ball joint with 3 constraints
radiocarpal (RC)	radius	hand	2	$q_{22}$ $q_{23}$	Y Z	flexion/extension ulnar/radial deviation

**Table 4** Kinematic chain description of the model B

Joint	Proximal segment	Distal segment	DoFs	$q_i$	Local axis	Functional description
$q_{1-15}$ are the same as model A (see Table 3)						
elbow	humerus	forearm	2	$q_{16}$ $q_{17}$	Z Y	flexion/extension pronation/supination
wrist	forearm	hand	2	$q_{18}$ $q_{19}$	Y Z	flexion/extension ulnar/radial deviation

**Table 5** Kinematic chain description of the model C

Joint	Proximal segment	Distal segment	DoFs	$q_i$	Local axis	Functional description
$q_{1-15}$ are the same as model A (see Table 3)						
elbow	humerus	forearm	3	$q_{16}$	Z	flexion/extension
				$q_{17}$	Y	carrying angle (fixed)
				$q_{18}$	X	pronation/supination
wrist	forearm	hand	1	$q_{19}$	Y	flexion/extension
				$q_{20}$	Z	ulnar/radial deviation

**Table 6** Kinematic chain description of the model C2

Joint	Proximal segment	Distal segment	DoFs	$q_i$	Local axis	Functional description
$q_{1-15}$ are the same as model A (see Table 3)						
elbow	humerus	forearm	3	$q_{16}$	Z	flexion/extension
				$q_{17}$	Y	carrying angle (free)
				$q_{18}$	X	pronation/supination
wrist	forearm	hand	2	$q_{19}$	Y	flexion/extension
				$q_{20}$	Z	ulnar/radial deviation

**Table 7** Kinematic chain description of the model D

Joint	Proximal segment	Distal segment	DoFs	$q_i$	Local axis	Functional description
$q_{1-15}$ are the same as model A (see Table 3)						
humero-radial (HU)	humerus	ulna	1	$q_{16}$	Z	flexion/extension
radio-ulnar (RU)	ulna	radius	closed-loop: 4-3=1 DoF	$q_{17}$	X	axial displacement
				$q_{18}$	X	pronation/supination
				$q_{19}$	Y	torsional angle
				$q_{20}$	Z	aperture angle
humero-radial (HR)	radius	humerus	2	-		cut of ball joint with 3 constraints
radio-carpal (RC)	radius	hand		$q_{21}$	Y	flexion/extension
				$q_{22}$	Z	ulnar/radial deviation

### 3.13 Appendix B – Functional local coordinate system

The functional LCS based at the HU joint, intended to describe the forearm rotations, is built as follows (adapted from [6]):

$$\mathbf{Z}_{HU} = \mathbf{AoR}_{FE} / \|\mathbf{AoR}_{FE}\| : \text{pointing lateral}$$

$$\mathbf{X}_{HU} = \mathbf{Y}_{H1} \times \mathbf{Z}_{HU} / \|\mathbf{Y}_{H1} \times \mathbf{Z}_{HU}\| : \text{pointing forward}$$

$$\mathbf{Y}_{HU} = \mathbf{Z}_{HU} \times \mathbf{X}_{HU} / \|\mathbf{Z}_{HU} \times \mathbf{X}_{HU}\| : \text{pointing proximal}$$

where  $\mathbf{AoR}_{FE}$  is the flexion-extension axis of rotation of the elbow computed through the SARA method [38], while  $\mathbf{Y}_{H1}$  is the anatomical axis of the humerus constructed as follows using the glenohumeral (GH) joint center and the mean position between the medial (EM) and lateral (EL) epicondyles ( $E = (EM + EL)/2$ ):

$$\mathbf{Y}_{H1} = (GH - E) / \|(GH - E)\| : \text{pointing proximal}$$

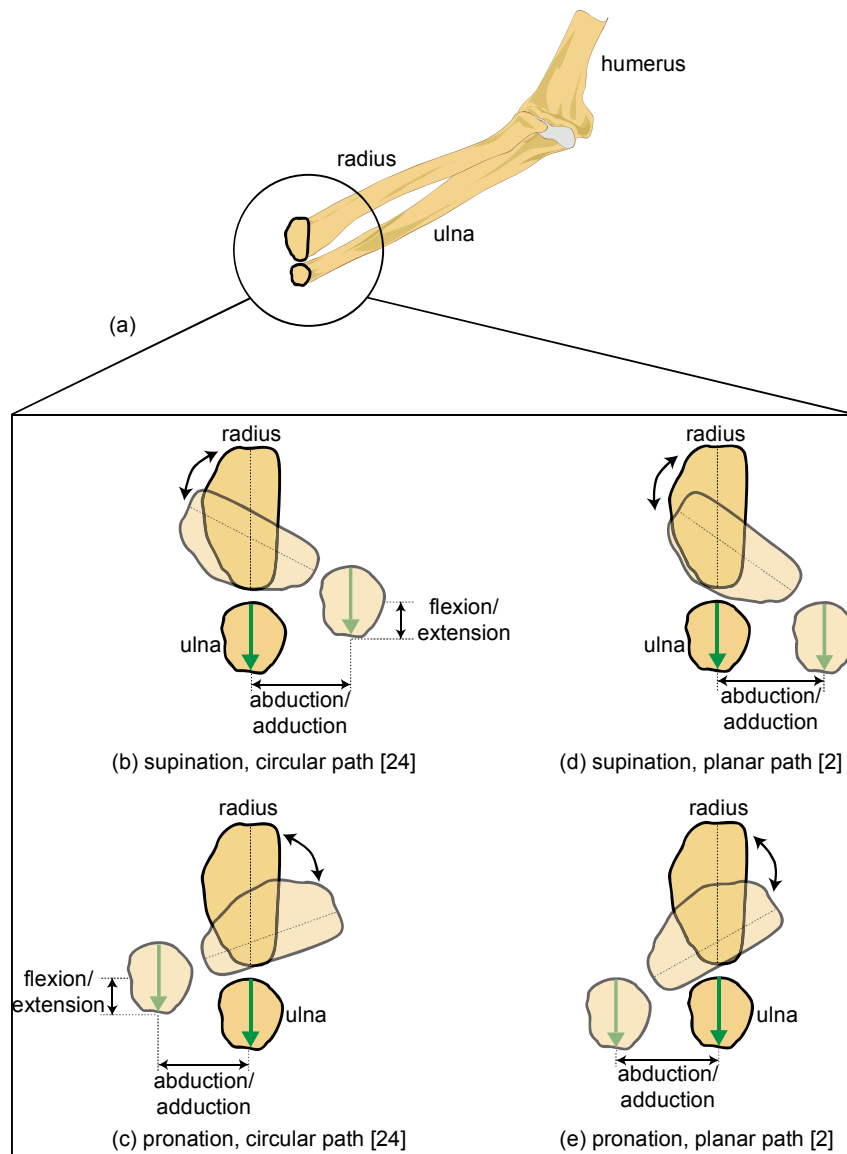
### 3.15 Appendix C – Description of the marker locations

**Table 8** Locations of the  $n$  markers on the thorax, clavicle, scapula, humerus, ulna, radius, and hand

Segment	Marker	Description
Thorax ( $n=4$ )	IJ	Deepest point of incisura jugularis
	PX	Sternum, aligned with processus xiphoideus
	C7	Processus spinosus of the 7 <sup>th</sup> cervical vertebra
	T5	Processus spinosus of the 5 <sup>th</sup> thoracic vertebra
Clavicle ( $n=4$ )	SC	Most ventral point on the sternoclavicular joint
	SC2	Lateral from sternoclavicular joint, between AC2 and SC
	AC2	Medial from acromioclavicular joint, between AC and SC2
	AC	Most dorsal point on the acromioclavicular joint
Scapula ( $n=4$ )	AA	Angulus acromialis, most laterodorsal point of the scapula
	PC	Most ventral point of the processus coracoideus
	TS	Trigonum spinae scapulae, the midpoint of the triangular surface on the medial border of the scapula in line with the scapular spine
	AI	Angulus inferior, most caudal point of the scapula
Humerus ( $n=5$ )	HD	Deltoid tuberosity
	HT	Posterior point near triceps muscle insertion
	HB	Medial point near biceps muscle insertion
	EL	Most caudal point on lateral epicondyle
	EM	Most caudal point on medial epicondyle
Ulna ( $n=4$ )	UH	Ulna proximal point of the olecranon
	UB	Ulna distal point of the olecranon
	USH	Most caudal-medial point on the ulnar styloid, posterior
	USB	Most caudal-medial point on the ulnar styloid, anterior
Radius ( $n=4$ )	RH	Distal point of the radial styloid
	RB	Proximal point of the radial styloid
	RSH	Most caudal-lateral point on the radial styloid, posterior
	RSB	Most caudal-lateral point on the radial styloid, anterior
Hand ( $n=4$ )	MCP2	2 <sup>nd</sup> metacarpal (distal)
	MCP5	5 <sup>th</sup> metacarpal (distal)
	DM2	2 <sup>nd</sup> metacarpal (proximal)
	DM4	4 <sup>th</sup> metacarpal (proximal)



### 3.16 Appendix D – Theoretical paths at the distal end of the forearm



**Fig. 8** Cross-sectional view of the theoretical paths of each forearm bone at the distal end. (a) Isometric view of the forearm. Combination of ulnar abduction-adduction and flexion-extension entailing a circular trajectory of the ulna at the distal end, as described by Amis [24] during (b) supination and (c) pronation. Ulnar flexion-extension entailing a planar trajectory of the ulna at the distal end, as described by the model of Kecskeméthy and Weinberg [2] during (d) supination and (e) pronation. The green arrow indicates that there is no axial rotation of the ulna.

## CHAPITRE 4 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Ce chapitre présente des résultats complémentaires concernant la fermeture de boucle souple par rapport à une fermeture stricte, la comparaison des erreurs de reconstruction entre les modèles pour toutes les tâches étudiées lors de cette étude ainsi que les résultats typiques de cinématique et dynamique articulaires pour le modèle proposé. Des résultats supplémentaires concernant les PIS sont présentés à l'Annexe 6. Finalement, pour des fins pratiques de visualisation et de démonstration, le modèle a été fabriqué en prototypage rapide (Annexe 7).

### 4.1 Optimisation globale avec fermeture de boucle souple vs stricte

Afin d'effectuer un choix éclairé concernant l'approche à préconiser pour la fermeture de la boucle cinématique de l'avant-bras lors de l'optimisation cinématique globale, deux types d'optimisation ont été comparés: une optimisation à fermeture souple avec le solveur couramment utilisé *lsqnonlin* de MATLAB<sup>®</sup> et une optimisation à fermeture stricte avec le solveur *nlssol* de TOMLAB<sup>®</sup>. Ce solveur de TOMLAB<sup>®</sup> a été sélectionné pour cette comparaison parmi d'autres offerts (*npsol*, *conopt*, *knitro*, *snopt*, *filterSQP*, *oqnlp*, *minos*, etc.) puisqu'il s'est révélé être le plus adapté au problème non linéaire de moindres carrés sous contraintes à résoudre et semblait à priori avoir un temps de calcul moindre.

Dans le cadre de ce projet, tous les sujets ont effectué 10 tâches dynamiques différentes en laboratoire d'analyse du mouvement, soit de la FE et PS à trois cadences différentes (0.35 Hz, 0.50 Hz et 0.65 Hz) et avec un poids de 1 kg à la cadence de 0.50 Hz puis deux tâches fonctionnelles, à savoir main-à-la-bouche (MB ou HM: *hand-to-mouth*) et main-à-la-fesse (MF ou HP: *hand-to-back-pocket*). Une onzième tâche consistait à l'enchaînement continu (C) des principales tâches (FE, PS, MB et MF). Afin de tenir compte de toutes les configurations possibles du modèle, les différentes optimisations ont été effectuées sur les quatre principales tâches effectuées par les 15 sujets de l'étude et la tâche continue C a aussi été optimisée afin de servir dans les premières représentations temporelles qui suivent. Pour tous les cas testés, la pondération de chacun des 29 marqueurs cutanés a été fixée à 1. Le poids associé à la contrainte souple, quant à lui, a été graduellement pondéré de 1 à 6 fois le poids total des marqueurs, soit de 29 à 203. Ces six différentes optimisations ont été nommées respectivement *lsqnonlin1*, *lsqnonlin2*, *lsqnonlin3*, *lsqnonlin4*, *lsqnonlin5* et *lsqnonlin6* dans ce qui suit. De plus, les tolérances (options *Tol.X* et *Tol.Fun* dans MATLAB<sup>®</sup>) de ces six optimisations effectuées avec le

solveur *lsqnonlin* de MATLAB<sup>®</sup> ont été fixées à  $1 \times 10^{-12}$  afin de représenter le même ordre de grandeur que les tolérances utilisées par TOMLAB<sup>®</sup> qui sont basées sur la précision machine (*eps*).

À prime abord, en regardant l'évolution temporelle de l'erreur de reconstruction globale sur l'ensemble des marqueurs pour la tâche continue (C) sur un sujet donné (S002) avec *lsqnonlin1* (en rouge), *lsqnonlin2* (en vert), *lsqnonlin3* (en bleu) et *nlssol* (en noir), on observe qu'il n'y a pratiquement pas de différence entre les courbes pour l'ensemble de l'essai puisqu'elles sont pratiquement confondues durant tout l'essai (Figure 4.1).

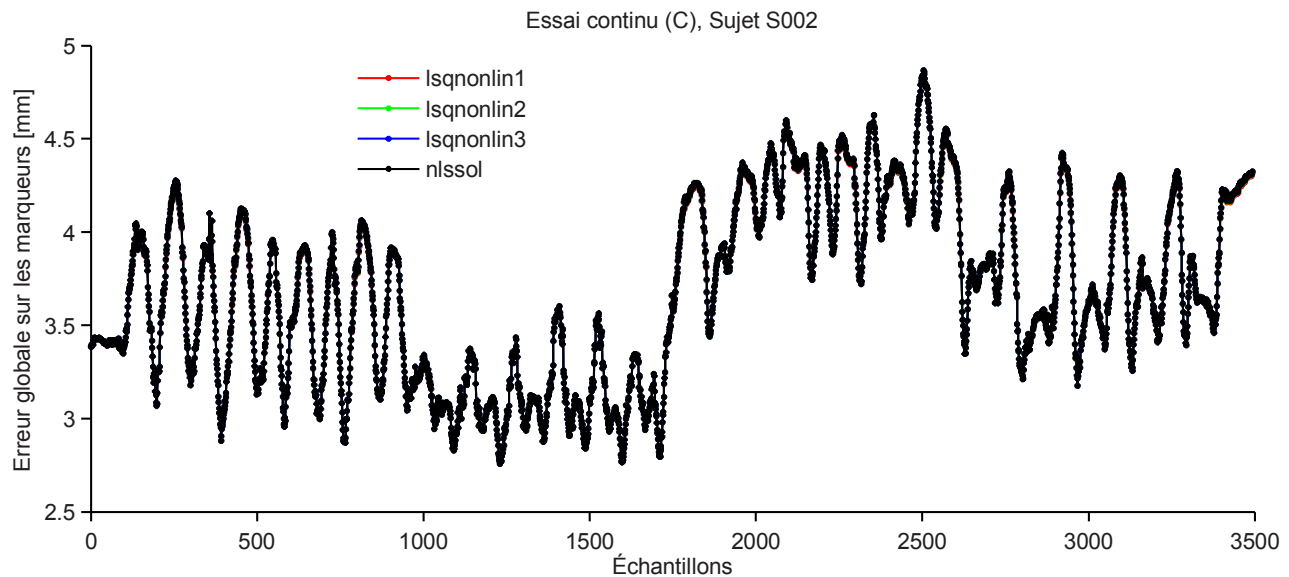


Figure 4.1 : Évolution temporelle de l'erreur de reconstruction globale sur les marqueurs selon les différentes optimisations pour la tâche continue (C) du sujet S002.

Toutefois, en regardant l'évolution temporelle de l'erreur sur la contrainte pour l'essai continu (C) sur un sujet donné (S002) avec *lsqnonlin1* (en rouge), *lsqnonlin2* (en vert), *lsqnonlin3* (en bleu) et *nlssol* (en noir), des différences importantes sont observables entre les quatre courbes (Figure 4.2). En effet, il est possible de constater que l'erreur sur la contrainte a la même allure mais d'amplitude très différente pour les trois variantes de *lsqnonlin*, alors que l'erreur avec *nlssol* demeure pratiquement nulle, telle qu'attendue par une fermeture de boucle stricte.

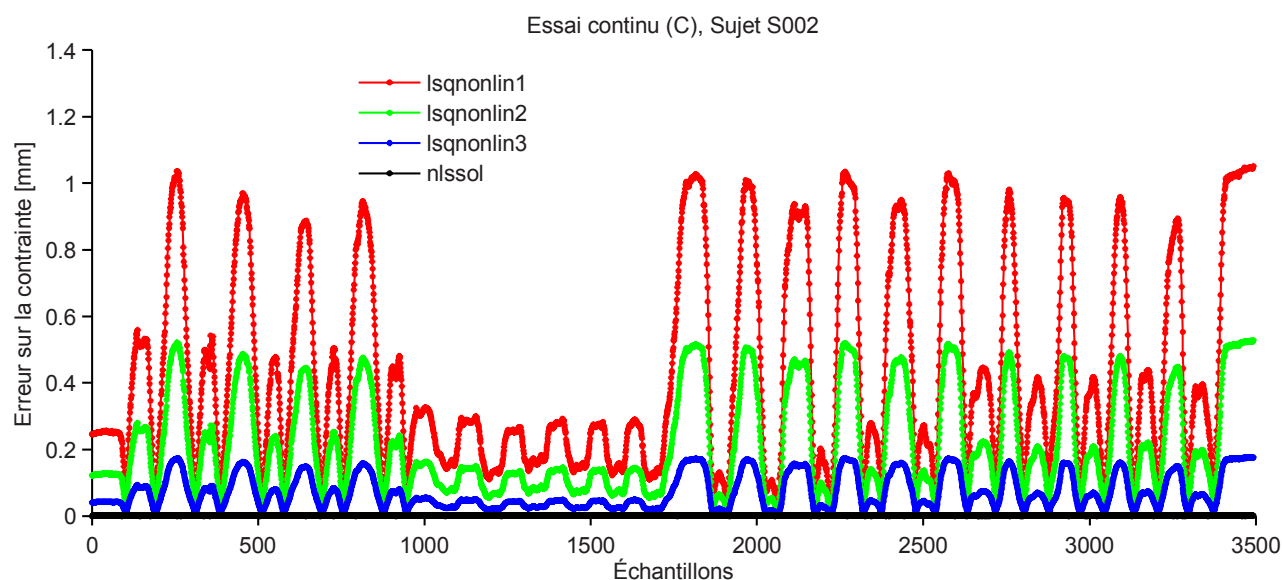


Figure 4.2 : Évolution temporelle de l'erreur sur la contrainte selon les différentes optimisations pour la tâche continue (C) du sujet S002.

Ceci donne une première indication de l'effet de l'augmentation du poids associé à la contrainte sur l'erreur globale et l'erreur sur la contrainte. Il reste cependant à déterminer s'il existe un certain poids « optimal » au-delà de *lsqnonlin3* permettant d'obtenir un compromis entre les erreurs de reconstruction (Section 4.1.1), l'erreur sur la contrainte (Section 4.1.2), le temps de calcul (Section 4.1.3) et la variabilité de la cinématique (Section 4.1.4). Les résultats qui suivent viennent appuyer et justifier le choix du poids « optimal » le plus approprié dans le cadre de ce projet.

#### 4.1.1 Erreurs de reconstruction de la cinématique articulaire

La Figure 4.3 ci-dessous présente l'erreur de reconstruction globale sur l'ensemble des marqueurs selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE, PS, MB et MF). Toutes les données présentées ci-dessous ont été moyennées sur le temps et sur l'ensemble des 15 participants de l'étude.

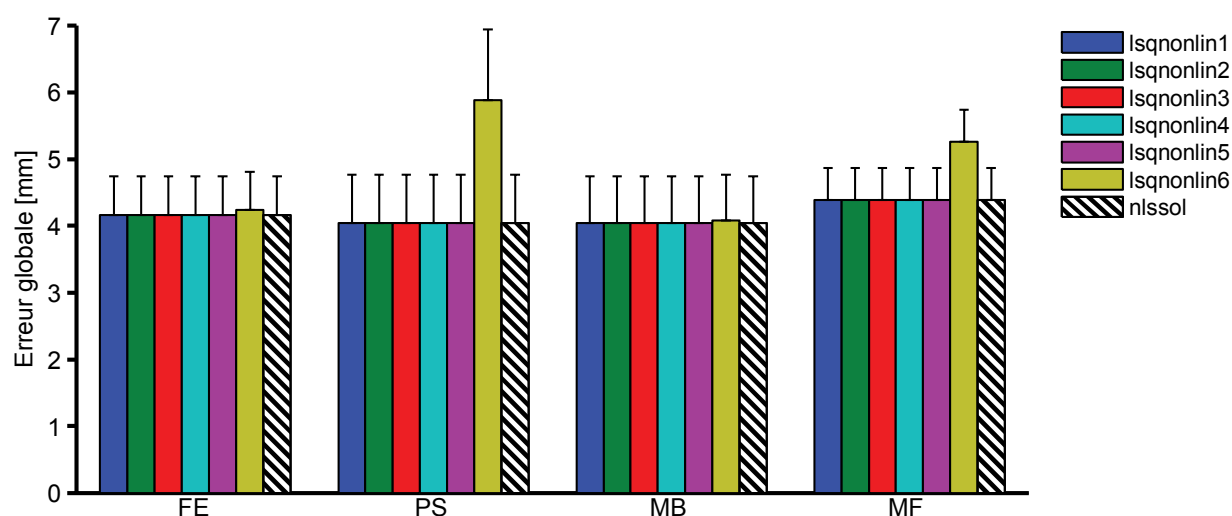


Figure 4.3 : Erreur de reconstruction globale sur les marqueurs (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

La Figure 4.3 ne montre aucune différence notable entre les approches jusqu'à *lsqnonlin5* et ce, pour toutes les tâches. Pour l'essai FE, l'erreur globale se maintient autour de  $4.2 \pm 0.6$  mm pour *lsqnonlin1* à *lsqnonlin6* ainsi que pour *nlssol*. De même, pour l'essai MB, l'erreur globale demeure pratiquement inchangée pour *lsqnonlin1* ( $4.0 \pm 0.7$  mm) à *lsqnonlin6* ( $4.1 \pm 0.7$  mm) et pour *nlssol* ( $4.0 \pm 0.7$  mm). L'augmentation de l'erreur globale la plus marquée est présente à partir de *lsqnonlin6* pour les tâches PS et MF, c'est-à-dire les tâches sollicitant davantage la PS de l'avant-bras. Ceci s'explique par le fait que la fermeture de boucle joue un rôle moins important lorsque l'avant-bras demeure en position neutre comme dans les essais sollicitant davantage la FE du coude. Ainsi, contrairement à ce que laissait présager la Figure 4.2, il ne semble pas, à prime abord, être possible d'augmenter excessivement le poids associé à la contrainte sans affecter l'erreur globale de reconstruction de la cinématique articulaire. L'Annexe 3 présente les erreurs locales de reconstruction afin de mieux visualiser les segments les plus affectés par cette augmentation. Il est notamment possible de constater une augmentation plus marquée de l'erreur locale au niveau des segments de l'ulna (Figure 5.7), du radius (Figure 5.8) et de la main (Figure 5.9). Ceci démontre que les segments succédant à la fermeture de boucle au coude sont grandement responsables de l'augmentation de l'erreur globale lors des tâches sollicitant la PS, ce qui n'est pas le résultat souhaité.

### 4.1.2 Erreur sur la contrainte de fermeture de boucle

La Figure 4.4 ci-dessous présente l'erreur de reconstruction sur la contrainte de fermeture de boucle selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE, PS, MB, MF). Toutes les données présentées ci-dessous ont été moyennées sur le temps et sur l'ensemble des 15 participants de l'étude.

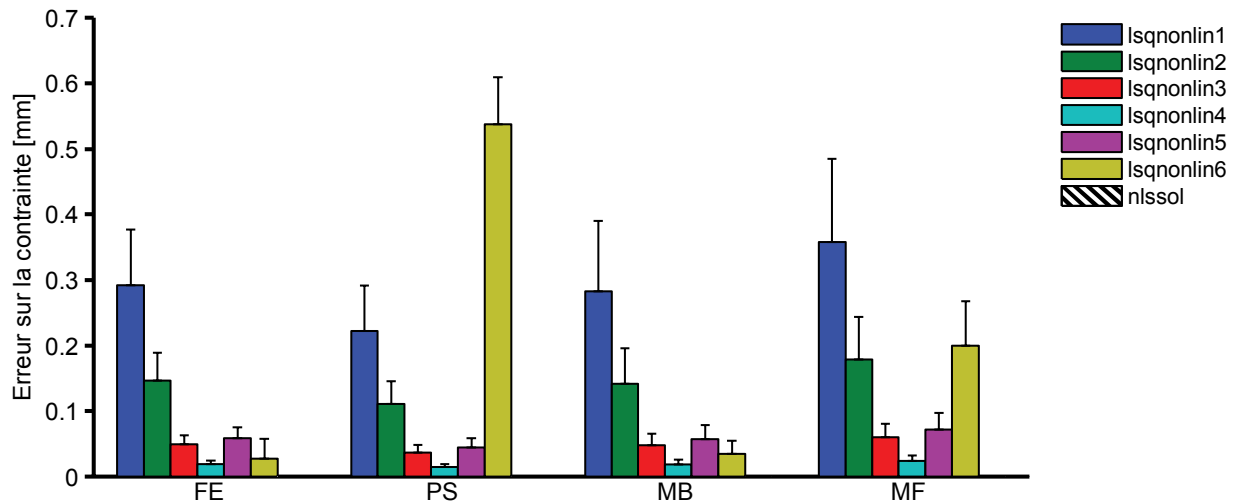


Figure 4.4 : Erreur de reconstruction sur la contrainte (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon différents algorithmes et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

La Figure 4.4 permet de faire un choix plus éclairé quant au poids « optimal » à imposer à la contrainte de fermeture de boucle de l'avant-bras. En effet, en raison de la fermeture stricte de *nlssol*, l'erreur sur la contrainte avec ce solveur se retrouve à une valeur pratiquement nulle ( $\sim 1 \times 10^{-12}$  mm, non visible sur la Figure 4.4), alors qu'elle est entre  $2.2 \times 10^{-1}$  mm et  $3.6 \times 10^{-1}$  mm pour *lsqnonlin1*, entre  $1.1 \times 10^{-1}$  mm et  $1.8 \times 10^{-1}$  mm pour *lsqnonlin2* et entre  $3.7 \times 10^{-2}$  mm et  $6.0 \times 10^{-2}$  mm pour *lsqnonlin3*. Ainsi, il est possible de constater que l'approche avec la fonction *lsqnonlin*, où la contrainte est exprimée à même la fonction objectif à minimiser, n'assure pas la fermeture complète de la boucle puisqu'il y a présence de résidus non négligeables. Ces résidus diminuent lorsque le poids relatif associé à la contrainte poids est augmenté. Toutefois, cette diminution atteint une certaine limite à *lsqnonlin4* où l'erreur sur la contrainte est la plus faible pour les quatre tâches, soit entre  $1.5 \times 10^{-2}$  mm et  $2.4 \times 10^{-2}$  mm. Ensuite pour *lsqnonlin5* et *lsqnonlin6*, l'erreur sur la contrainte augmente drastiquement pour les tâches sollicitant le DDL de PS, soit pour les tâches PS et MF. Il est possible d'expliquer cette limite par le fait que l'erreur

sur les marqueurs augmente à ce moment puisque les poids associés à chacun des marqueurs deviennent de plus en plus négligeables par rapport au poids de la contrainte. L'optimisation du mouvement sur les marqueurs devient alors plus difficile à accomplir et la solution s'éloigne de la solution de *nlssol*, qui est celle souhaitée.

### 4.1.3 Temps de calcul

La Figure 4.5 ci-dessous présente le temps de calcul moyen par échantillon selon les différentes optimisations testées et pour chacune des quatre tâches principales (FE, PS, MB et MF).

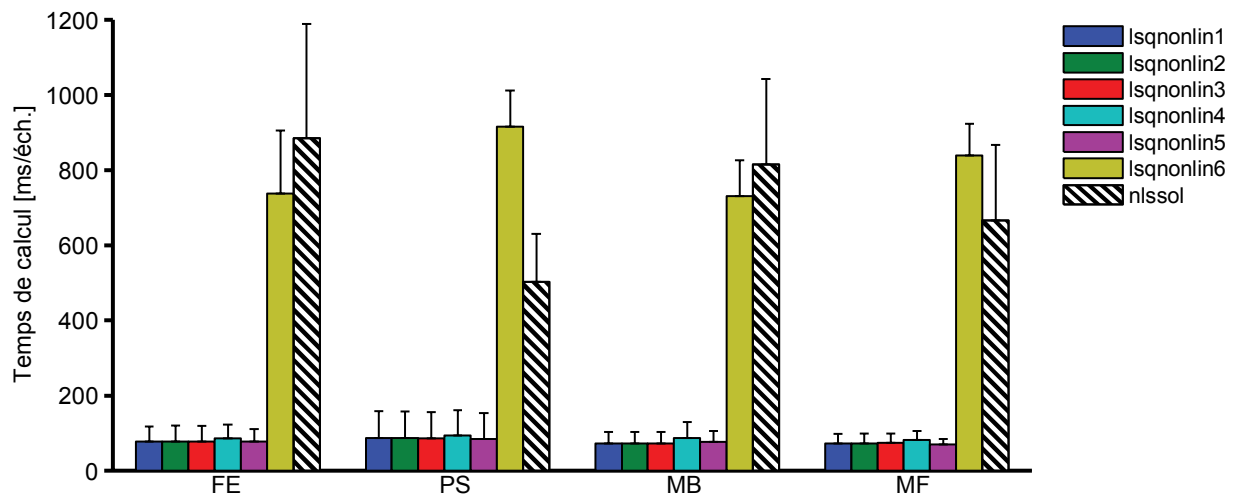


Figure 4.5 : Temps de calcul moyen (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

De façon générale pour l'ensemble des tâches jusqu'à *lsqnonlin5*, le temps de calcul moyen par échantillon allait de 70 à 93 ms/échantillon. L'optimisation avec *nlssol* présente un temps de calcul environ 10 fois plus important que les optimisations avec *lsqnonlin1* à *lsqnonlin5*. De plus, il est possible de constater que lorsque les erreurs des marqueurs et de la contrainte augmentent drastiquement (*lsqnonlin6*), le temps de calcul se met à augmenter également.

### 4.1.4 Variabilité de la cinématique articulaire

Comme il est également important de regarder plus en détails l'impact du type de fermeture (stricte ou souple) sur la cinématique articulaire, la différence quadratique moyenne normalisée (NRMSd) sur les 23 coordonnées généralisées entre deux optimisations a été calculée pour chacune des quatre tâches principales. Il est à noter que l'optimisation *nlssol* est ici considérée

comme l'optimisation de référence. Les Figures 5.10 à 5.15 en Annexe 4 montrent les NRMSd détaillées pour chacune des 23 coordonnées généralisées entre les optimisations *lsqnonlin* et *nlssol* alors que la Figure 4.6 ci-dessous présente les valeurs moyennées sur l'ensemble des coordonnées généralisées.

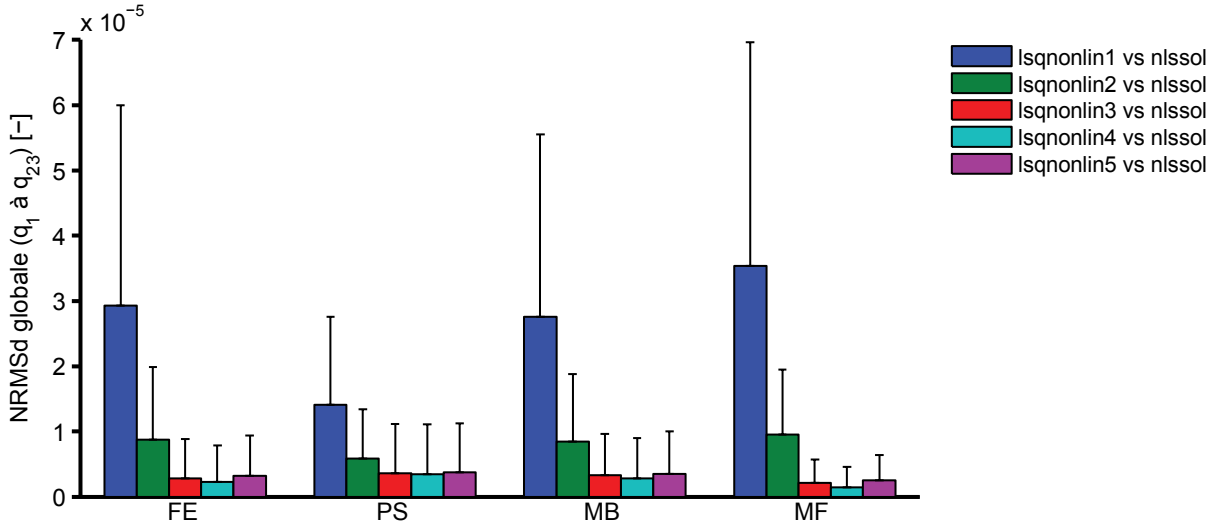


Figure 4.6 : NRMSd globale (moyenne et écart-type sur 15 sujets et les 23 coordonnées généralisées) entre les différentes optimisations *lsqnonlin* et *nlssol*. Il est à noter que la comparaison avec *lsqnonlin6* n'est pas montrée ici, car sa valeur était trop importante et hors d'échelle.

Tout comme pour l'erreur sur la contrainte (Section 4.1.2), les valeurs de NRMSd globale ci-dessus montrent que *lsqnonlin4* présente la solution se rapprochant le plus de *nlssol* pour les quatre tâches. En effet, la NRMSd globale sur la cinématique articulaire se situe entre  $1.4 \times 10^{-6}$  et  $3.5 \times 10^{-6}$  pour les quatre tâches. Il est donc possible d'affirmer que la méthode souple utilisant des pénalités (*lsqnonlin*) constitue une bonne approximation de la solution obtenue par la méthode stricte (*nlssol*). À la lumière de ces résultats et pour des raisons de facilité et d'accessibilité d'implémentation, il a donc été décidé d'utiliser la fonction *lsqnonlin* qui est directement disponible avec MATLAB® plutôt qu'une fermeture stricte avec *nlssol* de TOMLAB®. En trouvant le juste compromis entre les erreurs de reconstruction, le respect des contraintes de fermeture de boucle, le coût numérique et la variabilité de la cinématique, un poids sur la contrainte équivalent à quatre fois le poids total des marqueurs a été sélectionné pour assurer la fermeture de boucle.



## 4.2 Erreur globale de reconstruction des autres tâches étudiées

Afin de faciliter l'interprétation et l'analyse des résultats dans l'article scientifique (Chapitre 3), seuls les résultats de deux tâches dynamiques ont été présentés, soit la FE et la PS à 0.50 Hz (sans poids). Dans le but de compléter ces résultats, les Figures 4.7 à 4.9 ci-dessous montrent l'erreur globale de reconstruction pour les huit autres tâches de cette étude.

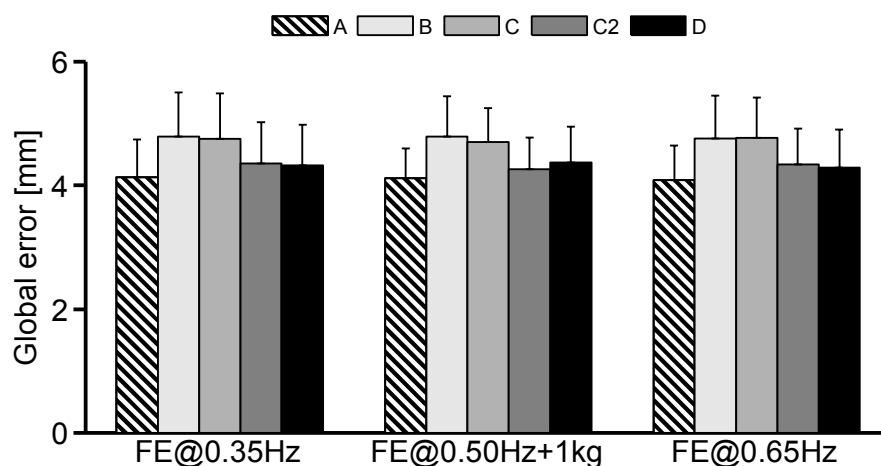


Figure 4.7 : Erreur de reconstruction globale pour les cinq modèles (A, B, C, C2 et D) durant les différentes tâches dynamiques de flexion-extension (FE@0.35Hz, FE@0.50Hz+1kg et FE@0.65Hz). Les résultats sont exprimés selon la moyenne et l'écart-type des 15 sujets.

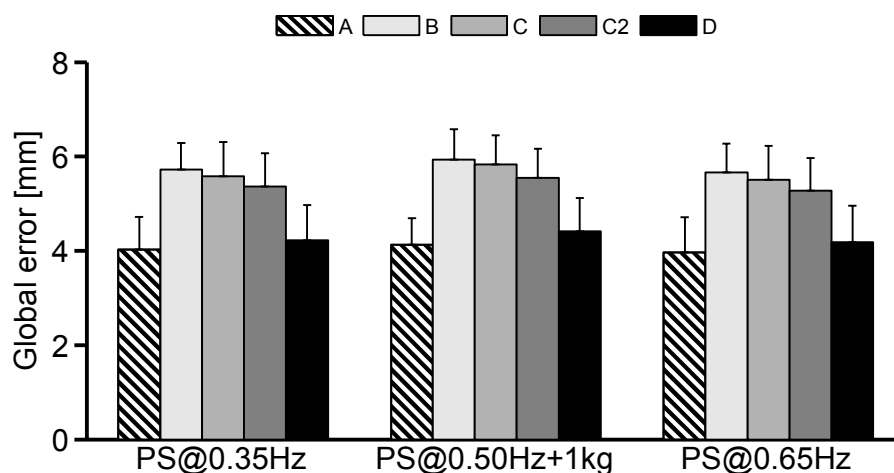


Figure 4.8 : Erreur de reconstruction globale pour les cinq modèles (A, B, C, C2 et D) durant les différentes tâches dynamiques de pronation-supination (PS@0.35Hz, PS@0.50Hz+1kg et PS@0.65Hz). Les résultats sont exprimés selon la moyenne et l'écart-type des 15 sujets.

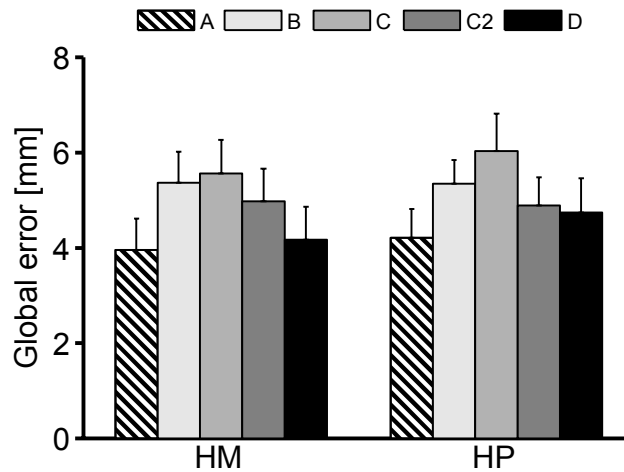


Figure 4.9 : Erreur de reconstruction globale pour les cinq modèles (A, B, C, C2 et D) durant les différentes tâches dynamiques de main-à-la-bouche (HM) et main-à-la-fesse (HP). Les résultats sont exprimés selon la moyenne et l'écart-type des 15 sujets.

La comparaison de l'erreur globale de reconstruction entre les cinq modèles montre que le modèle proposé (A) mène à l'erreur la plus faible pour toutes les tâches étudiées, soit environ  $4.1 \pm 0.6$  mm pour les différentes tâches de FE,  $4.0 \pm 0.7$  mm pour les différentes tâches de PS,  $4.0 \pm 0.7$  mm pour la tâche HM et  $4.2 \pm 0.6$  mm pour la tâche HP. Pour les différentes tâches de FE, cette erreur représente une diminution d'environ 14%, 13%, 5% et 5% en comparaison aux modèles B, C, C2 et D respectivement. Pour les différentes tâches de PS, cette erreur représente une diminution d'environ 30%, 29%, 25% et 6% en comparaison aux modèles B, C, C2 et D respectivement. Pour la tâche fonctionnelle HM, cette erreur représente une diminution d'environ 26%, 29%, 21% et 5% en comparaison aux modèles B, C, C2 et D respectivement. Pour la tâche fonctionnelle HP, cette erreur représente une diminution d'environ 21%, 30%, 14% et 11% en comparaison aux modèles B, C, C2 et D respectivement. Les modèles en boucle fermée (A et D) fournissent donc une meilleure reconstruction du mouvement que les modèles en boucle ouverte (B, C et C2) pour toutes les tâches étudiées, sauf pour la tâche FE@0.50Hz+1kg où le modèle C2 surpasse le modèle D de 0.1 mm. Parmi les modèles en boucle ouverte, le modèle C2 mène à une erreur globale plus faible que les modèles B et C pour toutes les tâches étudiées.

### 4.3 Résultats typiques de cinématique et dynamique articulaires

Les résultats qui suivent ont pour but de montrer les valeurs typiques obtenues avec le modèle proposé en termes de cinématique (position  $\mathbf{q}$ , vitesse  $\dot{\mathbf{q}}$ , accélération  $\ddot{\mathbf{q}}$ ) et dynamique (couple  $\mathbf{Q}$ ) articulaires.

Les Figure 4.10 à 4.16 montrent les valeurs typiques des coordonnées généralisées  $\mathbf{q}$  brutes (non filtrées) lors des quatre principales tâches (FE, PS, MB et MF) pour le sujet S002. Pour des fins de simplification, les six premiers DDLs ( $q_1$  à  $q_6$ ), à savoir ceux appartenant à la base mobile, sont montrés une seule fois puisqu'ils ont des amplitudes faibles pour toutes les tâches étudiées, typiquement 1-2° pour les rotations et 1-2 mm pour les translations (Figure 4.10). De plus, les DDLs associés au complexe de l'épaule ( $q_7$  à  $q_{15}$ ), à savoir les neuf rotations des trois joints sphériques des articulations AC, SC et GH, sont montrés seulement pour les tâches de MB et MF puisqu'ils bougent peu lors des tâches de FE et PS. À titre de rappel, la définition des 23 coordonnées généralisées est illustrée à la Figure 2 et détaillée au Tableau 3 de l'article scientifique (Chapitre 3).

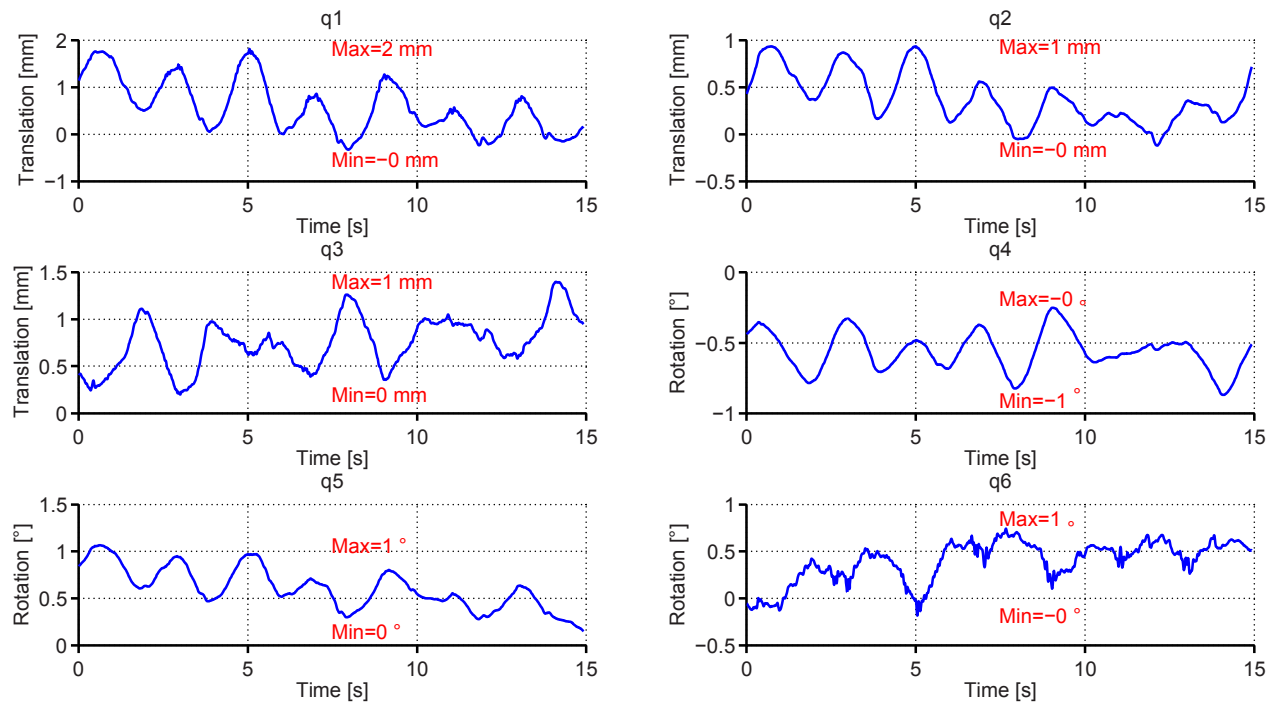


Figure 4.10 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_1$  à  $q_6$  (thorax) du sujet S002 lors de la tâche de flexion-extension (FE) à une cadence de 0.50 Hz. Les valeurs montrées ici sont similaires pour toutes les tâches analysées.

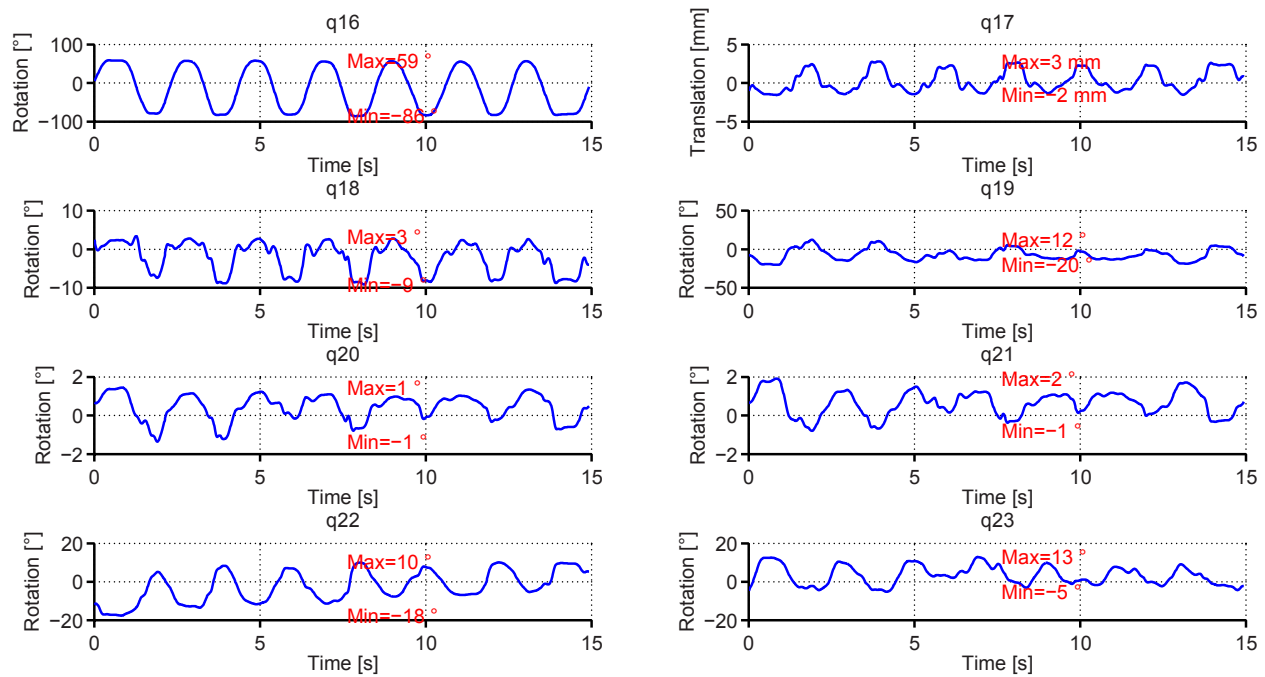


Figure 4.11 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_{16}$  à  $q_{23}$  (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de flexion-extension (FE) à une cadence de 0.50 Hz.

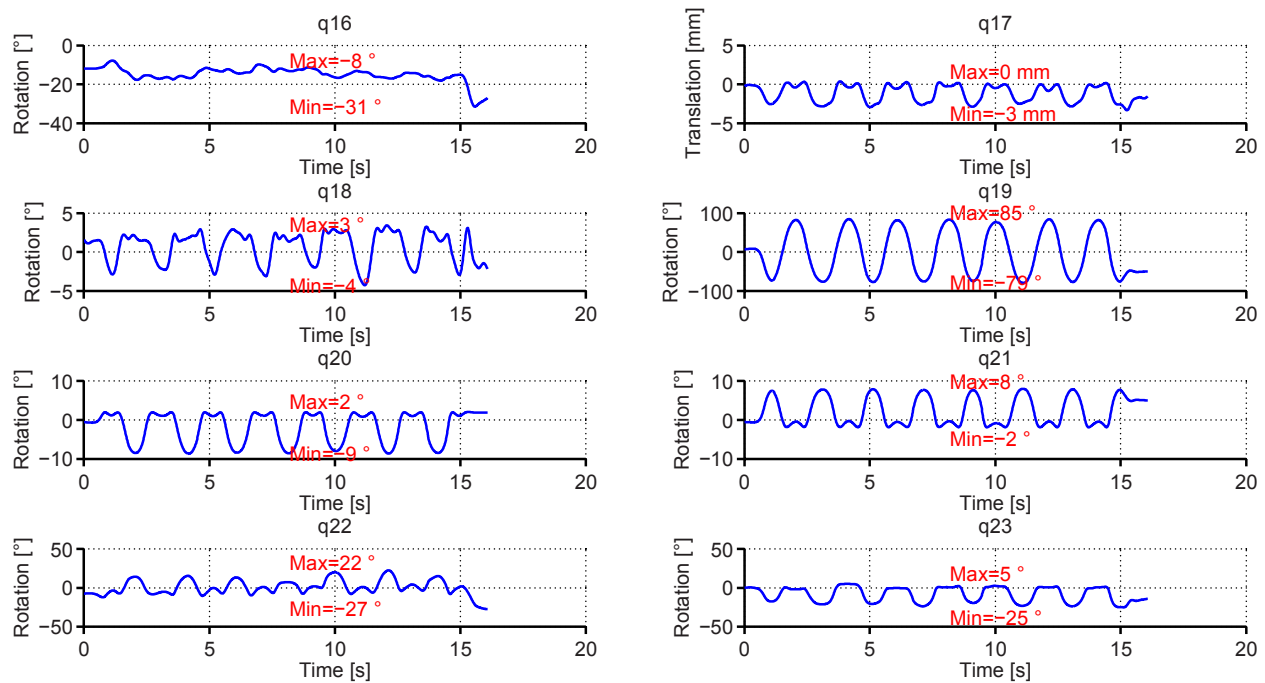


Figure 4.12 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_{16}$  à  $q_{23}$  (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de pronation-supination (PS) à une cadence de 0.50 Hz.

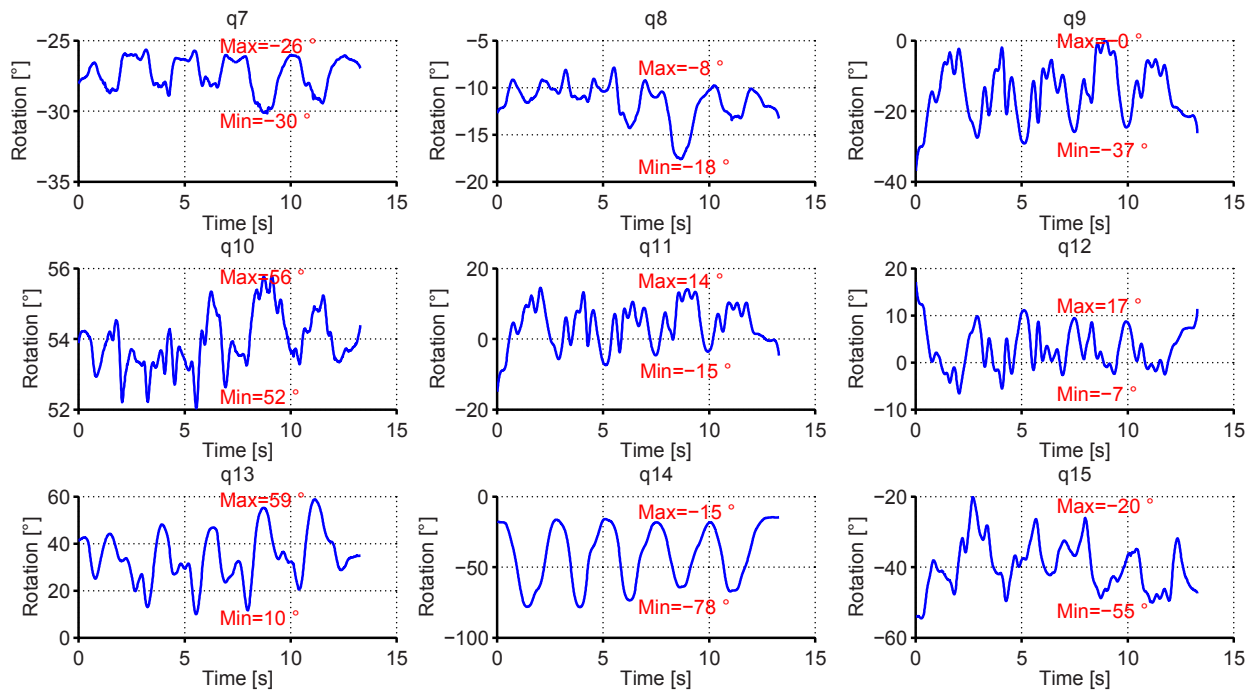


Figure 4.13 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_7$  à  $q_{15}$  (épaule) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-bouche (MB).

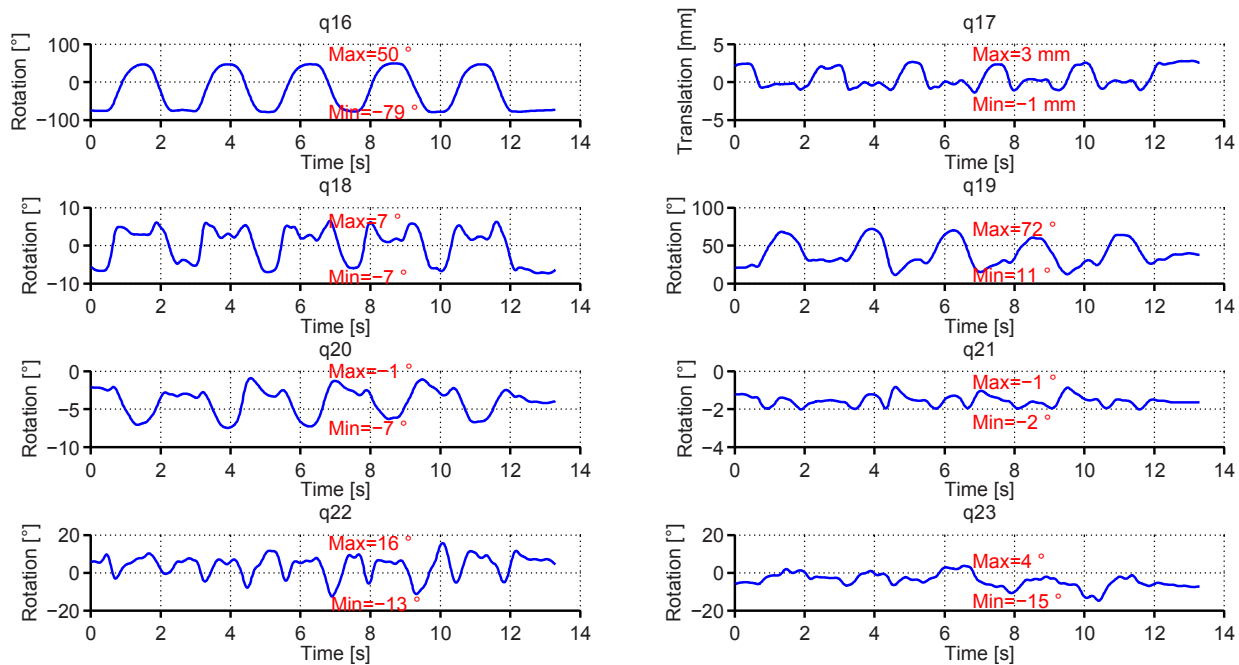


Figure 4.14 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_{16}$  à  $q_{23}$  (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-bouche (MB).

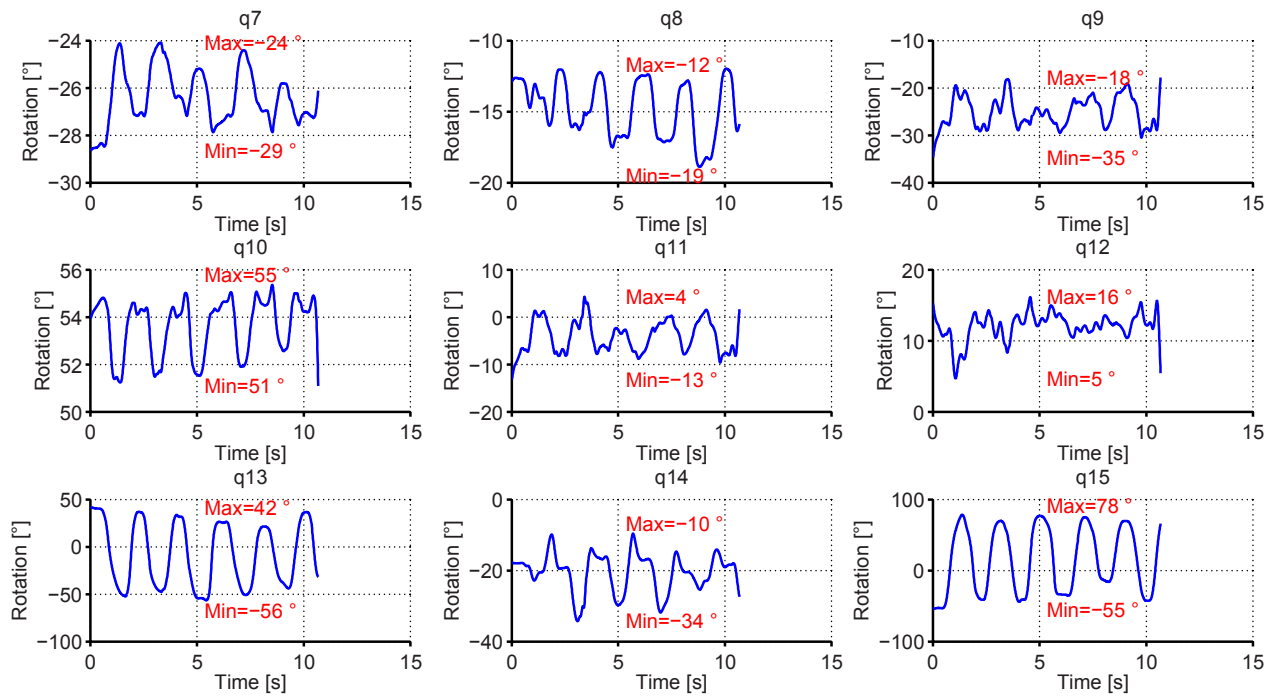


Figure 4.15 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_7$  à  $q_{15}$  (épaule) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-fesse (MF).

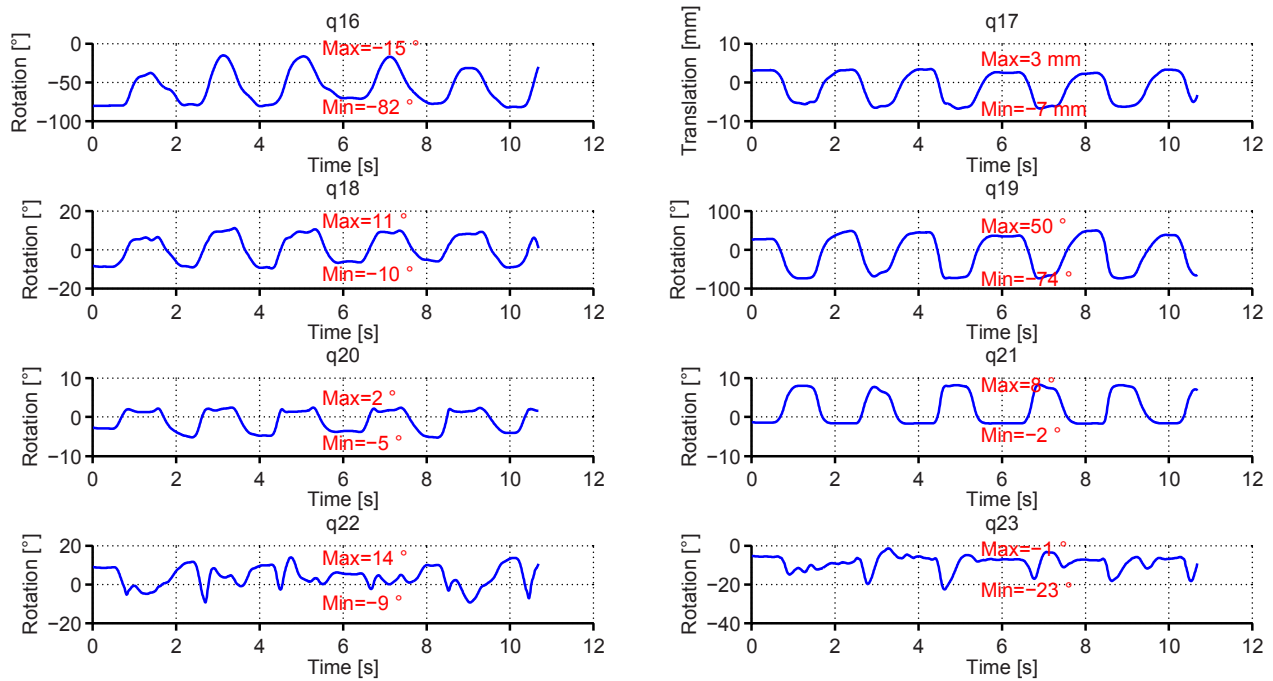


Figure 4.16 : Valeurs typiques des coordonnées généralisées  $q_{16}$  à  $q_{23}$  (avant-bras et main) du sujet S002 lors de la tâche de main-à-la-fesse (MF).

Tel qu'illustré à la Figure 4.11, le DDL en FE ( $q_{16}$ ) domine par rapport aux autres DDLs de l'avant-bras ( $q_{17}$  à  $q_{21}$ ) lors de la tâche de FE. De même, le DDL en PS ( $q_{19}$ ) domine lors de la tâche de PS (Figure 4.12). Par ailleurs, on peut reconnaître une contribution combinée entre la PS, la FE et l'épaule ( $q_7$  à  $q_{15}$ ) lors des tâches de MB et MF. En outre, l'amplitude en FE est plus importante lors de la tâche de MB, alors que l'amplitude en PS est plus importante lors de la tâche de MF. De plus, il est possible de noter le caractère cyclique de tous les DDLs majoritairement sollicités, incluant ceux contenus dans la boucle fermée de l'avant-bras, ce qui indique que les petits DDLs ne contiennent pas seulement du bruit, mais jouent bel et bien un rôle dans la reproduction du mouvement, et donc dans la répartition des efforts également. Le caractère cyclique des coordonnées généralisées permet de reporter aisément la cinématique et la dynamique articulaires en cycle moyen au niveau de chaque DDLs. Les Figure 5.16 à 5.25 de l'Annexe 5 montrent les cycles typiques des positions  $\mathbf{q}$ , vitesses  $\dot{\mathbf{q}}$ , accélérations  $\ddot{\mathbf{q}}$ , couples  $\mathbf{Q}$  et puissances ( $\mathbf{P} = \mathbf{Q}\dot{\mathbf{q}}$ ) articulaires lors des tâches de FE et PS pour le sujet S002. Il est à noter que pour des fins de simplification, seuls les DDLs associés à l'avant-bras ( $q_{16}$  à  $q_{21}$ ) sont montrés.

## **CHAPITRE 5     DISCUSSION GÉNÉRALE**

L'objectif général de ce projet de recherche, qui était de développer une modélisation multicorps du membre supérieur intégrant un modèle d'avant-bras personnalisé et raffiné pour la quantification d'angles et de couples articulaires en cours de mouvement, a été atteint. Dans ce qui suit, un bref retour sur l'article scientifique et une analyse des résultats complémentaires sont présentés. Cette discussion générale est ensuite clôturée par les principales limites du projet, les questions à approfondir et les recommandations pour les travaux futurs.

### **5.1 Synthèse de l'article scientifique**

Dans l'article scientifique, l'hypothèse selon laquelle le comportement cinématique et dynamique du membre supérieur lors du mouvement de PS est affecté par le niveau de raffinement du modèle d'avant-bras utilisé a été confirmée. La principale critique à adresser aux modèles du membre supérieur couramment employés dans la littérature est qu'ils sont généralement en boucle ouverte, c'est-à-dire sans tenir compte de l'interdépendance qui existe physiologiquement entre les deux os de l'avant-bras pour générer ce mouvement. Ceci a pour effet de créer une trajectoire non réaliste et de limiter le mouvement reconstruit. En effet, les modèles en boucle fermée permettent de réduire les erreurs de reconstruction du mouvement et conduisent à des résultats de quantification d'angles et d'efforts internes plus réalistes. Bien que les différences entre les erreurs de reconstruction globales pour chacun des modèles peuvent sembler faibles en valeur absolue (environ de 1 à 2 mm), le choix du modèle se traduira par d'importantes différences au niveau des angles et des couples de PS. Tel que mentionné dans l'article, des angles et des couples articulaires en PS environ 24% plus importants sont obtenus avec le modèle proposé. Il est donc possible de constater que les modèles conventionnels sous-estiment les efforts articulaires puisque le modèle développé procure à la fois une meilleure reconstruction du mouvement tout en ayant des amplitudes articulaires plus près de la physiologie [40]. Dans le cadre d'une application où l'on souhaiterait évaluer le couple articulaire requis pour contrôler la PS via un exosquelette, le choix d'un actionneur (moteur) trop puissant pourrait engendrer des blessures. De plus, cet effet risque d'être plus marqué pour des tâches sollicitant davantage le membre supérieur, par exemple en présence de charges plus importantes ou de mouvements avec impact. L'article permet donc de mettre en garde sur l'importance d'effectuer un choix éclairé quant aux hypothèses de modélisation pour l'application visée.



Des aspects méthodologiques novateurs sont mis de l'avant dans l'article notamment l'utilisation de l'optimisation globale avec une fermeture de boucle au membre supérieur, la personnalisation des centres et axes articulaires d'un mécanisme en boucle fermée de l'avant-bras au moyen de méthodes fonctionnelles [1, 2], la distinction des marqueurs proximaux et distaux de l'avant-bras lors de la reconstruction du mouvement pour assurer un mouvement relatif entre eux ainsi qu'un protocole réduisant les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous.

## 5.2 Analyse des résultats complémentaires

La fermeture de boucle souple proposée dans le cadre de ce projet, soit en utilisant la fonction *lsqnonlin* de MATLAB® avec un poids équivalent à quatre fois le poids total des marqueurs, s'est avérée être efficace en comparaison à une fermeture stricte. En effet, le coût numérique et les erreurs sur la contrainte reportées au Chapitre 4 sont faibles par rapport à une fermeture stricte, soit entre 70 et 93 ms/échantillon pour le temps de calcul et entre  $1.5 \times 10^{-2}$  mm et  $2.4 \times 10^{-2}$  mm pour l'erreur sur la contrainte. La cinématique articulaire est très peu affectée par ce compromis, soit une NRMSd globale d'environ  $1.4 \times 10^{-6}$  à  $3.5 \times 10^{-6}$  entre *lsqnonlin4* et *nlssol*. À notre connaissance, une seule étude récente en biomécanique s'est intéressée à la différence entre une fermeture de boucle souple et stricte [121]. Dans cette étude, il a été démontré que l'erreur sur la contrainte lors de l'optimisation globale était réduite d'un facteur 5 (de 10 à 2 mm) lors d'une fermeture stricte par rapport à une fermeture souple, mais que l'erreur de reconstruction était augmentée de 2-3 mm. De plus, les erreurs de reconstruction sont comparables aux études utilisant des approches similaires dans la littérature [19, 121], soit environ 4 mm pour les mouvements de PS. Toutefois, ces erreurs ne sont pas directement comparables entre elles puisque les mouvements et le nombre de marqueurs diffèrent de la présente étude. Par ailleurs, seules les erreurs de reconstruction des deux mouvements principaux de l'avant-bras, soit FE et PS, ont été montrées dans l'article. Toutefois, les résultats complémentaires à la Section 4.2 montrent que l'erreur globale de reconstruction du modèle proposé est également plus faible que les modèles conventionnels pour l'ensemble des 10 tâches étudiées dans le cadre de ce projet.

Par ailleurs, les résultats complémentaires des coordonnées généralisées brutes montrent que l'optimisation globale agit suffisamment pour les lisser et réduire les artéfacts dus aux mouvements des tissus mous puisqu'on note peu de bruit sur chacune d'elles. Comme l'optimisation globale dépend directement des contraintes articulaires du modèle, certaines études sont mitigées quant à son utilisation [155]. Duprey et al. [156] ont cependant affirmé que son utilisation avec des

mécanismes parallèles, tels que celui du modèle proposé dans ce mémoire, était prometteuse. Le processus de filtrage par la méthode SSA [125] subséquent à l'optimisation globale s'est avéré être satisfaisant puisqu'il traite systématiquement toutes les coordonnées généralisées, suite à quoi il est possible d'identifier des cycles moyens au niveau des vitesses, accélérations, couples et puissances articulaires. Le caractère cyclique des plus petits DDLs inclus dans la boucle fermée de l'avant-bras témoigne de la qualité et de l'importance de ceux-ci dans la reproduction biofidèle du mouvement et dans la distribution des efforts internes. À notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui fournisse les angles et les couples articulaires des différents DDLs contenus dans une boucle fermée de l'avant-bras. Une étude comparative plus approfondie, telle que celle présentée par Aissaoui et al. [126], serait nécessaire pour attester le choix de la méthode de filtrage dans cette étude.

En contrepartie, le filtre de Kalman [157] gagne de plus en plus de terrain en biomécanique par rapport à l'optimisation globale notamment puisqu'il a l'avantage de fournir simultanément les positions, vitesses et accélérations  $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$  en cohérence avec les équations du mouvement. Puisque le filtre de Kalman utilise l'information contenu dans le signal simultanément à tous les instants, il serait possible d'avoir un meilleur contrôle du lissage de la cinématique. D'ailleurs, des études récentes [121, 158] démontrent l'intérêt du filtre de Kalman en comparaison à l'optimisation globale. Fohanno et al. [121] ont d'ailleurs récemment montré que le filtre de Kalman présentait des résultats de cinématique moins variables et davantage lissés. L'implémentation du filtre de Kalman étendu dépasse le cadre de ce mémoire, mais est une avenue à considérer à plus long-terme, notamment pour s'assurer de respecter les équations du mouvement également sur les vitesses et les accélérations.

### 5.3 Limites du projet, questions à approfondir et recommandations

Au terme de ce projet, il a été possible d'intégrer un mécanisme équivalent personnalisé à chaque individu et en boucle fermée comprenant un nombre de DDLs similaires aux modèles en boucle ouverte, mais qui fournit une meilleure reproduction du mouvement ainsi que des amplitudes et des couples articulaires plus importants.

La revue visée pour la publication du modèle (*Multibody System Dynamics*) n'étant pas axée sur la validation statistique, le présent projet n'a pas inclus cet aspect méthodologique. Cette revue, à la base fondamentaliste, s'intéresse davantage au développement de la solution de modélisation

qui a ses propres défis qu'à sa validation d'un point de vue statistique. Dans le but de renforcer l'argumentation concernant le modèle dans l'article, les résultats ont tout de même été moyennés sur 15 sujets sans toutefois contenir de tests statistiques. Si l'on s'attarde à la mesure de la dispersion des résultats autour de la moyenne, soit l'écart-type, il est possible de constater qu'il est très similaire pour les cinq modèles, et ce pour les dix tâches étudiées. Ceci indique une variabilité inter-sujet similaire quel que soit le modèle utilisé. De plus, la valeur relativement faible de ces écart-types, soit environ 0.6 mm et 0.7 mm dans le cas de l'erreur de reconstruction globale lors de la FE et PS respectivement (voir Figure 5 de l'article au Chapitre 3), suggère un faible effet de la variabilité inter-sujet. Ces écart-types sont encore plus faibles au niveau des erreurs de reconstruction locales à l'avant-bras et à la main (voir Figures 6a et 6b de l'article au Chapitre 3), montrant que la diminution de l'erreur, et donc la meilleure représentation du mouvement à l'avant-bras et à la main, est bel et bien due au modèle et non à l'effet entre les sujets. En ce qui concerne la variabilité intra-sujet dans la comparaison des modèles, elle a été écartée puisque les cinq modèles possèdent exactement les mêmes entrées cinématiques de mouvement, permettant ainsi d'isoler l'effet du modèle uniquement pour chaque sujet donné. De plus amples analyses statistiques devront toutefois être conduites afin de confirmer un effet statistiquement significatif du modèle. En outre, une publication davantage clinique et appliquée où la validation statistique prime sur l'explication détaillée du modèle pourra faire suite à ce premier article notamment pour mettre en valeur les comportements physiologiques de mouvements et d'efforts articulaires que le modèle développé permet d'obtenir. Pour ce faire, une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées et deux facteurs (modèle et tâche) pourrait être envisagée pour valider statistiquement si le raffinement de la modélisation du système ostéoarticulaire de l'avant-bras a un impact significatif sur les résultats de cinématique et de dynamique chez les sujets adultes sains ou pathologiques lors de tâches fonctionnelles. Tel que suggéré par Fohanno et al. [19], la personnalisation des axes fonctionnels permet également de réduire le couplage cinématique (*kinematic crosstalk*). Ainsi, une étude plus approfondie pourrait aussi mettre en évidence de façon statistique la diminution du couplage cinématique observée dans le modèle proposé.

Par ailleurs, l'article s'est concentré sur les patrons couple-angle pour démontrer en quoi un raffinement peut mener à des résultats différents. Un autre aspect fort pertinent, tant du côté clinique qu'industriel, serait d'analyser la puissance articulaire ( $P = Q\dot{q}$ ). En effet, il s'agit d'un aspect largement rapporté dans la littérature [56, 159, 160]. Ceci est notamment utilisé pour le

calcul de l'efficience de la marche et des dépenses énergétiques entre populations [159], pour l'analyse de la propulsion en fauteuil roulant [56] et pour l'évaluation de prothèses [160]. D'un point de vue clinique, les puissances et énergies dépensées sont des critères d'évaluation fonctionnelle qui permettent une interprétation plus directe et plus simple des comportements ciblés au niveau de chaque articulation en vue du suivi de traitements. La puissance, étant par définition l'effort généralisé (soit une force ou un couple) multiplié par la vitesse généralisée (soit rectiligne ou angulaire), serait possiblement davantage affectée par le raffinement que le patron couple-angle. Tout comme les couples articulaires, les puissances articulaires sont aussi très utiles dans l'interprétation de la biomécanique du mouvement. Typiquement, une puissance articulaire positive indique une énergie mécanique générée alors qu'une puissance négative indique une énergie mécanique absorbée. Ainsi, la puissance articulaire peut fournir une indication du groupe de muscles (fléchisseurs ou extenseurs) en action. Par exemple, si une articulation est immobile (contraction isométrique), la vitesse angulaire et donc la puissance seront nulles. Si par contre, l'articulation se déplace dans le sens de la contraction musculaire (contraction concentrique), la puissance sera positive. À l'inverse, si l'articulation se déplace à contresens de la contraction musculaire (contraction excentrique), la puissance sera négative. D'un point de vue industriel, cela ouvre des perspectives de développement de prothèses d'avant-bras biofidèles, c'est-à-dire plus adaptées à la cinématique réelle et aux lignes d'action musculaire, et permettant d'intégrer des actionneurs mieux dimensionnés et mieux positionnés en vue d'une diminution de taille, de dépense énergétique et de coût.

Concernant le protocole expérimental développé, il existe certaines contraintes liées au transfert clinique. Parmi celles-ci, on note que le protocole doit être suffisamment court pour éviter la fatigue, doit être complètement non invasif et ne doit pas inclure d'imagerie pour des raisons de simplicité. Bien que le protocole utilisé dans le cadre de ce mémoire suit les grandes lignes de conduite émises par Kontaxis et al. [17] et a été appliqué avec succès auprès de 15 sujets adultes sains, il serait nécessaire d'étudier sa répétabilité et sa reproductibilité, tant chez l'adulte que chez l'enfant qui est la population ciblée par la CGRP. En outre, cela permettrait d'évaluer la qualité des centres et des axes de rotation trouvés et d'évaluer les aspects mis en place pour réduire les sources d'erreur principales à savoir, le bruit de mesure expérimentale, les mouvements des tissus mous et l'estimation des PIS. De plus, certaines adaptations du protocole devront être faites pour certaines clientèles possédant moins de mobilité et n'étant pas aptes à réaliser certains mouvements. Par exemple, ces adaptations pourraient nécessiter des approximations sur le centre

articulaire GH puisqu'il n'est pas possible d'effectuer des circumductions de l'épaule lors de la personnalisation via la méthode SCoRE.

Concernant les centres et les axes de rotation, il serait aussi possible de tester d'autres méthodes fonctionnelles telles que celles développées par Gamage et Lasenby [104] ou Chang et Pollard [161] afin de comparer l'impact sur la cinématique et dynamique articulaires. Il serait également intéressant d'évaluer si plus ou moins de mouvements fonctionnels permettraient une localisation similaire des centres et des axes de rotation, dans l'optique où les sujets pathologiques sont davantage limités en termes de mouvements et de fatigue. De plus, il serait utile d'évaluer l'effet d'employer ou non de l'algorithme du gradient conjugué permettant de rigidifier les distances entre les marqueurs [106] dans la localisation des centres articulaires de l'avant-bras de même que sur la cinématique et dynamique articulaires.

Concernant les améliorations à apporter au présent modèle, il serait possible de réduire le temps de calcul. Par exemple, d'autres langages de programmation, tel que la programmation en C, pourraient être envisagés dans une perspective d'application en temps réel, devenu un enjeu en biomécanique [162]. Par ailleurs, le choix des coordonnées généralisées actionnées ( $q_{16}$ ,  $q_{18}$  et  $q_{19}$ ) et passives ( $q_{17}$ ,  $q_{20}$  et  $q_{21}$ ) dans la boucle fermée du modèle proposé a été basé sur l'importance accordée à chaque DDL. Toutefois, il aurait été possible de commander le modèle selon d'autres coordonnées généralisées. L'effet de ce choix sur la cinématique et la dynamique articulaires serait à approfondir dans les études futures. Ceci soulève d'ailleurs une avenue industrielle intéressante, à savoir qu'il serait possible d'optimiser le positionnement des moteurs d'un avant-bras humanoïde afin de réduire son poids et son coût, tout en gardant une configuration en boucle fermée permettant de mieux reproduire le mouvement de PS humain. D'autre part, les mêmes principes de raffinement utilisés dans le cadre de ce mémoire pourraient être appliqués pour l'ajout d'une boucle fermée à l'épaule afin de prendre en compte l'articulation ST. Il serait alors pertinent d'étudier l'effet d'un tel raffinement sur les angles et couples articulaires au coude. De même, il serait possible d'étendre le raffinement à la main pour déterminer si des améliorations similaires peuvent être obtenues et si cela contribue à fournir une meilleure représentation des tâches de dextérité. Dans une optique d'application ergonomique, il serait également possible d'étudier la trajectoire de l'avant-bras en distal (au poignet) pour comparer les patrons et les volumes d'action. Par analogie au rythme scapulohuméral, l'étude des corrélations entre les différents DDLs de la boucle fermée de l'avant-bras pour une population

homogène donnée ou en comparaison à une population pathologique aurait un potentiel d'application clinique. En outre, ceci permettrait de mieux comprendre le cycle de PS et sa biomécanique qui demeure encore très peu étudiée. Finalement, dans une visée de quantification des forces musculaires en cours de mouvement, il serait utile d'évaluer la possibilité d'ajouter des boucles cinématiques supplémentaires au coude, notamment pour la modélisation des muscles. L'ajout de boucle cinématique amenant un certain niveau de complexité dans les équations du mouvement, il serait donc nécessaire d'évaluer les capacités de fermeture du modèle. À notre connaissance, cet aspect n'est généralement pas traité dans la littérature.

## CONCLUSION

Sur le plan théorique, ce mémoire contribue à l'avancement d'une approche intégrée de modélisation du membre supérieur ayant des applications dans de nombreux domaines. Ce projet de recherche répond à un réel besoin d'approfondissement des connaissances au niveau de la modélisation multicorps du membre supérieur, plus particulièrement en permettant de répondre aux principales limites de la littérature quant à la modélisation de l'avant-bras et de son mouvement de PS. Le projet a notamment permis de dégager une nouvelle approche de modélisation contenant des aspects méthodologiques originaux et de mettre en évidence les étapes clés d'une modélisation plus réaliste de l'avant-bras. Pour y arriver, des aspects novateurs de modélisation, tels que l'intégration d'un processus de cinématique inverse et de dynamique inverse avec contraintes de fermeture de boucle, un algorithme de gradient conjugué et une localisation fonctionnelle des centres et axes de rotation, ont été amalgamés. De plus, ce mémoire propose une ligne de conduite pour le raffinement de la modélisation de l'avant-bras, notamment en ce qui a trait à la façon de modéliser le comportement non-idéal des articulations du coude et le valgus physiologique observé (*carrying angle*).

L'intérêt du modèle proposé a été démontré chez 15 sujets adultes sains en comparaison à quatre modèles représentant les grandes hypothèses de la littérature. Le modèle proposé s'est avéré être le plus apte à reproduire les mouvements de l'avant-bras, en présentant une erreur de reconstruction plus faible pour l'ensemble des 10 mouvements étudiés. L'analyse des patrons couple-angle articulaires a permis de rendre compte quantitativement de l'importante différence que peuvent engendrer les hypothèses de modélisation. Le présent projet a permis de confirmer l'importance de modéliser l'avant-bras en boucle fermée pour les tâches sollicitant le mouvement de PS pour distinguer le comportement cinématique et dynamique des deux os de l'avant-bras, tel qu'observé physiologiquement. Par ailleurs, toute modélisation musculosquelettique doit d'abord passer par une modélisation ostéo-articulaire biofidèle afin de permettre à posteriori l'attachement des muscles aux endroits appropriés. Ainsi, dans une optique à plus long-terme de quantification des forces musculaires en cours de mouvement, le développement d'un modèle dynamique décrivant de façon réaliste les mouvements de l'avant-bras est une nécessité. Le présent modèle aurait donc le potentiel de fournir des trajectoires musculaires plus réalistes en permettant des sites d'insertion musculaire distincts sur les deux os de l'avant-bras.

Sur le plan clinique, un protocole rigoureux d'analyse du mouvement *in vivo* a été mis en place avec la préoccupation de distinguer les deux os de l'avant-bras pour décrire la trajectoire circulaire distale observée physiologiquement et de compenser les déformations des tissus mous tout en étant applicable en clinique. Ce protocole prend également en compte les variations interindividuelles puisqu'il vise, à plus long terme, une meilleure compréhension des stratégies de mouvements ainsi que la caractérisation des patrons cinématiques et dynamiques du mouvement entre sujets sains et pathologiques. Avec les couples articulaires issus du modèle développé, il serait notamment possible d'inférer sur l'action fonctionnelle de certains muscles ou groupes de muscles, soit dans un rôle d'accélération ou de décélération d'une articulation donnée.

D'un point de vue de l'utilité industrielle, le modèle développé a des applications potentielles dans la conception d'implants, de prothèses et de robots de neuro-réadaptation où l'on cherche à déterminer précisément la force déployée par le sujet lors de l'initiation et la réalisation d'un mouvement assisté pour assurer la sécurité. D'autres applications possibles sont également l'étude de la commande d'avant-bras humanoïdes.



## BIBLIOGRAPHIE

- [1] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining functional joint axes," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 2150-2157, 2007.
- [2] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 2798-2809, 2006.
- [3] B. Azéma, J.-Y. Barreyre, F. Chapireau, and M. Jaeger, *Classification internationale des handicaps et santé mentale* vol. 237: CTNERHI, 2001.
- [4] P. Fougereyrollas, *Classification québécoise : Processus de Production du Handicap*. Quebec: Réseau International sur le Processus de Production du Handicap, 1998.
- [5] Gouvernement du Québec - Institut de la statistique du Québec, "Vivre avec une incapacité au Québec," 2010.
- [6] G. Desroches, R. Aissaoui, and D. Bourbonnais, "Relationship Between Resultant Force at the Pushrim and the Net Shoulder Joint Moments During Manual Wheelchair Propulsion in Elderly Persons," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, pp. 1155-1161, 2008.
- [7] G. S. Sawicki and D. P. Ferris, "Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons," *Journal of Experimental Biology*, vol. 211, pp. 1402-1413, May 1, 2008 2008.
- [8] G. Sheean, N. A. Lannin, L. Turner-Stokes, B. Rawicki, and B. J. Snow, "Botulinum toxin assessment, intervention and after-care for upper limb hypertonicity in adults: international consensus statement," *European Journal of Neurology*, vol. 17, pp. 74-93, 2010.
- [9] A. Kecskeméthy and A. Weinberg, "An improved elasto-kinematic model of the human forearm for biofidelic medical diagnosis," *Multibody System Dynamics*, vol. 14, pp. 1-21, 2005.
- [10] M. P. T. Silva, J. A. C. Ambrósio, and M. S. Pereira, "A multibody approach to the vehicle and occupant integrated simulation," *International Journal of Crashworthiness*, vol. 2, pp. 73-90, 1996/07/07 1996.
- [11] M. Begon, F. Colloud, and P. Sardain, "Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis," *Multibody System Dynamics*, vol. 23, pp. 387-400, 2010/04/01 2010.

- [12] B. Bolsterlee, D. E. J. Veeger, and E. Chadwick, "Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 51, pp. 953-963, 2013/09/01 2013.
- [13] C. Anglin and U. P. Wyss, "Review of arm motion analyses," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 214, pp. 541-555, May 1, 2000 2000.
- [14] E. Pennestrì, R. Stefanelli, P. P. Valentini, and L. Vita, "Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 1350-1361, 2007.
- [15] C. J. van Andel, N. Wolterbeek, C. A. Doorenbosch, D. H. E. J. Veeger, and J. Harlaar, "Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks.," *Gait & posture*, vol. 27, pp. 120-7, 2008.
- [16] A. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, and R. Sacchetti, "Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 46, pp. 169-178, 2008/02/01 2008.
- [17] a. Kontaxis, a. G. Cutti, G. R. Johnson, and H. E. J. Veeger, "A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics.," *Clinical biomechanics*, vol. 24, pp. 246-53, 2009.
- [18] O. Rettig, L. Fradet, P. Kasten, P. Raiss, and S. I. Wolf, "A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow.," *Gait & posture*, vol. 30, pp. 469-76, 2009.
- [19] V. Fohanno, P. Lacouture, and F. Colloud, "Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain," *Journal of Biomechanics*, vol. 46, pp. 1053-1059, 2013.
- [20] C. Quental, J. Folgado, J. Ambrósio, and J. Monteiro, "A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle," *Multibody System Dynamics*, vol. 28, pp. 83-108, 2012.
- [21] M. Jackson, B. Michaud, P. Tétreault, and M. Begon, "Improvements in measuring shoulder joint kinematics," *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 2180-2183, 2012.
- [22] M. Senk and L. Chèze, "Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics.," *Clinical biomechanics*, vol. 21, pp. S3-8, 2006.
- [23] J. Xu, P. Kasten, A. Weinberg, and A. Kecskeméthy, "Automated Fitting of an Elastokinematic Surrogate Mechanism for Forearm Motion from MRI Measurements," in *Advances in Robot Kinematics: Motion in Man and Machine*, J. Lenarcic and M. M. Stanisic, Eds., ed: Springer Netherlands, 2010, pp. 349-358.

- [24] E. Roux, S. Bouilland, a.-P. Godillon-Maquinghen, and D. Bouttens, "Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis.," *Journal of biomechanics*, vol. 35, pp. 1279-83, 2002.
- [25] S. J. Hall, *Basic biomechanics*, 5th ed.: Mosby, 2006.
- [26] I. A. Kapandji and L. H. Honoré, *The Physiology of the Joints: The Upper Limb*: Churchill Livingstone/Elsevier, 2007.
- [27] M. Raison, C. Detrembleur, P. Fisette, and J.-C. Samin, "Assessment of Antagonistic Muscle Forces During Forearm Flexion/Extension," *Multibody Dynamics: Computational Methods in Applied Sciences*, vol. 23, pp. 215-238, 2011.
- [28] H. Bao and P. Y. Willems, "On the kinematic modelling and the parameter estimation of the human shoulder," *Journal of Biomechanics*, vol. 32, pp. 943-950, 1999.
- [29] M. Fung, S. Kato, P. J. Barrance, J. J. Elias, E. G. McFarland, K. Nobuhara, and E. Y. Chao, "Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: A study with cadavers," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 10, pp. 278-285, 2001.
- [30] J. L. Leroux and F. Bonnel, "[Anatomy, physiology and clinical examination of the shoulder]," *Revue du Praticien*, vol. 49, pp. 1383-91, 1999.
- [31] J. H. de Groot and R. Brand, "A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm," *Clinical Biomechanics*, vol. 16, pp. 735-743, 2001.
- [32] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. D. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, and B. Buchholz, "ISB recommandation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 981-992, 2005.
- [33] Z. Dvir and N. Berme, "The shoulder complex in elevation of the arm: A mechanism approach," *Journal of Biomechanics*, vol. 11, pp. 219-225, 1978.
- [34] H. E. J. Veeger, "The position of the rotation center of the glenohumeral joint," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1711-1715, 2000.
- [35] W. Sahara, K. Sugamoto, M. Murai, and H. Yoshikawa, "Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 25, pp. 1243-1249, 2007.
- [36] C. G. M. Meskers, M. A. J. van de Sande, and J. H. de Groot, "Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 941-946, 2007.
- [37] A. R. Karduna, P. W. McClure, L. A. Michener, and B. Sennett, "Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, pp. 184-90, 2001.

- [38] H. E. J. Veeger and B. Yu, "Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modelling," in *Proceedings of the Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference*, 1996, pp. 377-380.
- [39] C. E. Y. Morrey B.F., "Passive motion of the elbow joint," *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 58, pp. 501-508, 1976.
- [40] A. A. Amis, "Biomechanics of the elbow," in *Operative elbow surgery*, D. Stanley and I. Trail, Eds., ed: Edinburgh, New York : Churchill Livingstone Elsevier, 2012.
- [41] S. C. Tay, R. van Riet, T. Kazunari, K. K. Amrami, K.-N. An, and R. A. Berger, "In-vivo kinematic analysis of forearm rotation using helical axis analysis," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 655-659, 2010.
- [42] E. Yilmaz, L. Karakurt, O. Belhan, M. Bulut, E. Serin, and M. Avci, "Variation of Carrying Angle With Age, Sex, and Special Reference to Side," *Orthopedics*, vol. 28, 2005.
- [43] M. L. Zampagni, D. Casino, S. Martelli, A. Visani, and M. Marcacci, "A protocol for clinical evaluation of the carrying angle of the elbow by anatomic landmarks," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 17, pp. 106-112, 2008.
- [44] A. Goto, H. Moritomo, T. Murase, K. Oka, K. Sugamoto, T. Arimura, Y. Nakajima, T. Yamazaki, Y. Sato, S. Tamura, H. Yoshikawa, and T. Ochi, "In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 13, pp. 441-447, 2004.
- [45] a. M. Weinberg, I. T. Pietsch, M. B. Helm, J. Hesselbach, and H. Tscherne, "A new kinematic model of pro- and supination of the human forearm.," *Journal of biomechanics*, vol. 33, pp. 487-91, 2000.
- [46] M. A. Lemay and P. E. Crago, "A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 1319-1330, 1996.
- [47] A. M. Weinberg, I. T. Pietsch, M. Krefft, H. C. Pape, M. van Griensven, M. B. Helm, H. Reilmann, and H. Tscherne, "Die Pro- und Supination des Unterarms Unter besonderer Berücksichtigung der Articulatio humeroulnaris," *Der Unfallchirurg*, vol. 104, pp. 404-409, 2001/05/01 2001.
- [48] P. Kasten, M. Krefft, J. Hesselbach, and A. M. Weinberg, "Kinematics of the ulna during pronation and supination in a cadaver study: implications for elbow arthroplasty," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 31-35, 2004.
- [49] V. M. Zatsiorsky, *Kinematics of Human Motion: Human Kinetics*, 1998.
- [50] A. Carvalho and A. Suleman, "Multibody simulation of the musculoskeletal system of the human hand," *Multibody System Dynamics*, vol. 29, pp. 271-288, 2013/03/01 2013.

- [51] D. M. Sirkett, G. Mullineux, G. E. B. Giddins, and A. W. Miles, "A kinematic model of the wrist based on maximization of joint contact area," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 218, pp. 349-359, May 1, 2004 2004.
- [52] B. J. Majors and J. S. Wayne, "Development and Validation of a Computational Model for Investigation of Wrist Biomechanics," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 39, pp. 2807-2807-2815, 2011.
- [53] A. Shabana, "Flexible Multibody Dynamics: Review of Past and Recent Developments," *Multibody System Dynamics*, vol. 1, pp. 189-222, 1997/06/01 1997.
- [54] C. Chun-Ming and J. J. P. Tsai, "Ergonomic Designs Based on Musculoskeletal Models," in *Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), 2011 IEEE 11th International Conference on*, 2011, pp. 112-116.
- [55] J. Rasmussen, M. Boocock, and G. Paul, "Advanced musculoskeletal simulation as an ergonomic design method," *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*, vol. 41, pp. 6107-6111, 2012.
- [56] G. Desroches, R. Dumas, D. Pradon, P. Vaslin, F.-X. Lepoutre, and L. Chèze, "Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 299-306, 2010.
- [57] H. a. Abdullah, C. Tarry, R. Datta, G. S. Mittal, and M. Abderrahim, "Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 44, p. 43, 2007.
- [58] B. Hingtgen, J. R. McGuire, M. Wang, and G. F. Harris, "An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke.," *Journal of biomechanics*, vol. 39, pp. 681-8, 2006.
- [59] N. Klopčar and J. Lenarčič, "Kinematic Model for Determination of Human Arm Reachable Workspace," *Meccanica*, vol. 40, pp. 203-219, 2005.
- [60] X. Liuling, S. Linyong, Q. Jinwu, Z. Yanan, and W. Zhong, "Measuring on Coupling Force between Lower Extremity Exoskeleton and Subject during Rehabilitation Training," in *2011 International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation (ICICTA)*, 2011, pp. 822-825.
- [61] B. A. Slavens and G. F. Harris, "The biomechanics of upper extremity kinematic and kinematic modeling: applications to rehabilitation engineering," *Critical reviews in biomedical engineering*, vol. 36, pp. 93-125, 2008.
- [62] N. Dumitru, C. Copilusi, M. Marin, and L. Rusu, "Human Lower Limb Dynamic Analysis with Applications to Orthopedic Implants," in *New Trends in Mechanism Science*. vol. 5, D. Pisla, M. Ceccarelli, M. Husty, and B. Corves, Eds., ed: Springer Netherlands, 2010, pp. 327-334.

- [63] F. Leboeuf, G. Bessonnet, P. Seguin, and P. Lacouture, "Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis," *Multibody System Dynamics*, vol. 16, pp. 213-236, 2006/10/01 2006.
- [64] C. E. Aubin, "Scoliosis study using finite element models," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 91, pp. 309-13, 2002.
- [65] J. T.-M. Cheung, M. Zhang, A. K.-L. Leung, and Y.-B. Fan, "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 1045-1054, 2005.
- [66] W. Maurel, "3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues," EPFL, 1999.
- [67] MSC Software Corporation. (2013). *Adams*. Available: <http://www.mscsoftware.com/product/adams>
- [68] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma, and M. de Zee, "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System," *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 14, pp. 1100-1111, 2006.
- [69] MusculoGraphics Inc. (2013). *SIMM by MusculoGraphics Inc.* Available: <http://www.musculographics.com/>
- [70] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 1940-50, 2007.
- [71] S. AG. (2013). *Multi-Body Simulation . SIMPACK MBS Software*. Available: <http://www.simpack.com/>
- [72] A. Kecskeméthy, "Mobile - An object-oriented tool-set for the efficient modeling of mechatronic systems " in *Second Conference on Mechatronics and Robotics*, 1993.
- [73] J.-C. Samin and P. Fisette, *Symbolic modeling of multibody systems*: Kluwer Academic Publishers, 2003.
- [74] N. Docquier, A. Poncelet, and P. Fisette, "ROBOTRAN: a powerful symbolic gnerator of multibody models," *Mechanical Sciences*, vol. 4, pp. 199-219, 2013.
- [75] T. Kurz, P. Eberhard, C. Henninger, and W. Schiehlen, "From Neweul to Neweul-M2: symbolical equations of motion for multibody system analysis and synthesis," *Multibody System Dynamics*, vol. 24, pp. 25-41, 2010/06/01 2010.
- [76] K. Gruber, H. Ruder, J. Denoth, and K. Schneider, "A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models," *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 439-44, 1998.

- [77] M. T. G. Pain and J. H. Challis, "The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 119-124, 2006.
- [78] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, and L. Chiari, "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background," *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 186-196, 2005.
- [79] L. Chiari, U. D. Croce, A. Leardini, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors," *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 197-211, 2005.
- [80] A. Leardini, L. Chiari, U. D. Croce, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation," *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 212-225, 2005.
- [81] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics," *Gait and Posture*, vol. 21, pp. 226-237, 2005.
- [82] D. Thewlis, C. Bishop, N. Daniell, and G. Paul, "Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems," *J Appl Biomech*, vol. 29, pp. 112-7, 2013.
- [83] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 543-548, 2002.
- [84] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti, and U. Della Croce, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts," *Clinical Biomechanics*, vol. 11, pp. 90-100, 1996.
- [85] J. Fuller, L. J. Liu, M. C. Murphy, and R. W. Mann, "A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers," *Human Movement Science*, vol. 16, pp. 219-242, 1997.
- [86] D. Hamming, J. P. Braman, V. Phadke, R. F. LaPrade, and P. M. Ludewig, "The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff," *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 1161-1168, 2012.
- [87] J. H. Challis, "A procedure for determining rigid body transformation parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, pp. 733-737, 1995.
- [88] A. B. Carman and P. D. Milburn, "Determining rigid body transformation parameters from ill-conditioned spatial marker co-ordinates," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1778-1786, 2006.

- [89] K. A. Ball and M. R. Pierrynowski, "Modeling of the plantar surfaces of the thigh and leg during gait," 1998, pp. 435-446.
- [90] E. J. Alexander and T. P. Andriacchi, "Correcting for deformation in skin-based marker systems," *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 355-361, 2001.
- [91] A. Cappello, A. Cappozzo, P. F. La Palombara, L. Lucchetti, and A. Leardini, "Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation," *Human Movement Science*, vol. 16, pp. 259-274, 1997.
- [92] A. Cappello, R. Stagni, S. Fantozzi, and A. Leardini, "Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, pp. 992-998, 2005.
- [93] L. Lucchetti, A. Cappozzo, A. Cappello, and U. D. Croce, "Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics," *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 977-984, 1998.
- [94] G. Legnani, F. Casolo, P. Righettini, and B. Zappa, "A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics — I. Theory," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 31, pp. 573-587, 1996.
- [95] M. W. Walker, L. Shao, and R. A. Volz, "Estimating 3-D location parameters using dual number quaternions," *CVGIP: Image Understanding*, vol. 54, pp. 358-367, 1991.
- [96] M. A. Chace, "Analysis of the Time-Dependence of Multi-Freedom Mechanical Systems in Relative Coordinates," *Journal of Engineering for Industry*, vol. 89, pp. 119-125, 1967.
- [97] N. Orlandea, D. A. Calahan, and M. A. Chace, "A Sparsity-Oriented Approach to the Dynamic Analysis and Design of Mechanical Systems—Part 1 and 2," *Journal of Engineering for Industry*, vol. 99, pp. 780-784, 1977.
- [98] J. G. Jalon and E. Bayo, *Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: the real-time challenge*. New York: Springer Verlag, 1994.
- [99] S. J. Piazza and S. L. Delp, "The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 723-733, 1996.
- [100] C. G. M. Meskers, F. C. T. van der Helm, L. A. Rozendaal, and P. M. Rozing, "In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression," *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 93-96, 1997.
- [101] M. Begon, T. Monnet, and P. Lacouture, "Effects of movement for estimating the hip joint centre," *Gait and Posture*, vol. 25, pp. 353-359, 2007.
- [102] S. J. Piazza and P. R. Cavanagh, "Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1029-1034, 2000.



- [103] H. J. Woltring, A. Lange, J. M. G. Kauer, and R. Huiskes, "Instantaneous Helical Axis Estimation Via Natural, Cross-Validated Splines," in *Biomechanics: Basic and Applied Research*. vol. 3, G. Bergmann, R. Kölbel, and A. Rohlmann, Eds., ed: Springer Netherlands, 1987, pp. 121-128.
- [104] S. S. Gamage and J. Lasenby, "New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 87-93, 2002.
- [105] T. Monnet, E. Desailly, M. Begon, C. Vallée, and P. Lacouture, "Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 3487-3492, 2007.
- [106] T. Monnet, A. Thouzé, M. T. G. Pain, and M. Begon, "Assessment of reproducibility of thigh marker ranking during walking and landing tasks," *Medical Engineering and Physics*, vol. 34, pp. 1200-1208, 2012.
- [107] T. P. Andriacchi, E. J. Alexander, M. K. Toney, C. Dyrby, and J. Sum, "A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, pp. 743-9, 1998.
- [108] A. Chin, D. Lloyd, J. Alderson, B. Elliott, and P. Mills, "A marker-based mean finite helical axis model to determine elbow rotation axes and kinematics in vivo," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 26, pp. 305-315, 2010.
- [109] A. Levasseur, P. Tétreault, J. de Guise, N. Nuño, and N. Hagemester, "The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 758-766, 2007.
- [110] N. Hagemester, M. Senk, R. Dumas, and L. Chèze, "Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 14, pp. 755-761, 2011/08/01 2011.
- [111] J. Apkarian, S. Naumann, and B. Cairns, "A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb," *Journal of Biomechanics*, vol. 22, pp. 143-155, 1989.
- [112] R. B. Davis Iii, S. Öunpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Human Movement Science*, vol. 10, pp. 575-587, 1991.
- [113] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, and M. E. Wootten, "Measurement of lower extremity kinematics during level walking," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, pp. 383-92, 1990.
- [114] L. Chèze, B. J. Fregly, and J. Dimnet, "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, pp. 879-884, 1995.

- [115] T. W. Lu and J. J. O'Connor, "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints," *Journal of Biomechanics*, vol. 32, pp. 129-134, 1999.
- [116] M. Begon, P.-B. Wieber, and M. R. Yeadon, "Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model," *Journal of biomechanics*, vol. 41, pp. 581-6, 2008.
- [117] J. G. d. Jalón and E. Bayo, *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems. The Real-Time Challenge*. New York: Springer-Verlags, 1994.
- [118] M. G. Pandy and T. P. Andriacchi, "Muscle and Joint Function in Human Locomotion," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 12, pp. 401-433, 2010.
- [119] M. P. T. Silva and J. A. C. Ambrósio, "Kinematic Data Consistency in the Inverse Dynamic Analysis of Biomechanical Systems," *Multibody System Dynamics*, vol. 8, pp. 219-239, 2002/09/01 2002.
- [120] J. Ojeda, J. Mayo, and J. Martínez-Reina, "A new method to solve kinematic consistency problem based on optimization techniques and Euler parameters," in *13th World Congress in Mechanism and Machine Science*, Guanajuato, México, 2011.
- [121] V. Fohanno, M. Begon, P. Lacouture, and F. Colloud, "Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints," *Multibody System Dynamics*, pp. 1-17, 2013/04/20 2013.
- [122] F. J. Alonso, J. Cuadrado, and P. Pintado, "An Integrated Differentiation-Projection Approach for the Kinematic Data Consistency of Biomechanical Systems," in *Proceedings of EUCOMES 08*, M. Ceccarelli, Ed., ed: Springer Netherlands, 2009, pp. 229-236.
- [123] F. J. Alonso, J. Cuadrado, U. Lugrís, and P. Pintado, "A compact smoothing-differentiation and projection approach for the kinematic data consistency of biomechanical systems," *Multibody System Dynamics*, vol. 24, pp. 67-80, 2010/06/01 2010.
- [124] V. Cahouët, M. Luc, and A. David, "Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 1507-1513, 2002.
- [125] F. J. Alonso, J. M. D. Castillo, and P. Pintado, "Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, pp. 1085-1092, 2005.
- [126] R. Aissaoui, S. Husse, H. Mecheri, G. Parent, and J. A. De Guise, "Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3D motion capture system," in *Industrial Electronics, 2006 IEEE International Symposium on*, 2006, pp. 614-619.

- [127] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: John Wiley & Sons, 1990.
- [128] H. Hassani, "Singular Spectrum Analysis: Methodology and Comparison," *Journal of Data Science*, vol. 5, pp. 239-257, 2007.
- [129] S. Sanei, M. Ghodsi, and H. Hassani, "An adaptive singular spectrum analysis approach to murmur detection from heart sounds," *Medical Engineering and Physics*, vol. 33, pp. 362-367, 2011.
- [130] R. Riemer and E. T. Hsiao-Wecksler, "Improving Net Joint Torque Calculations Through a Two-Step Optimization Method for Estimating Body Segment Parameters," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 131, pp. 011007-7, 2009.
- [131] A. D. Kuo, "A least squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, pp. 148-159, 1998.
- [132] S. T. McCaw and P. DeVita, "Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, pp. 985-988, 1995.
- [133] M. P. T. Silva and J. A. C. Ambrósio, "Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data," *Gait & Posture*, vol. 19, pp. 35-49, 2004.
- [134] K. J. Ganley and C. M. Powers, "Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 50-56, 2004.
- [135] G. Rao, D. Amarantini, E. Berton, and D. Favier, "Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1531-1536, 2006.
- [136] J. a. Reinbolt, R. T. Haftka, T. L. Chmielewski, and B. J. Fregly, "Are patient-specific joint and inertial parameters necessary for accurate inverse dynamics analyses of gait?," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 54, pp. 782-93, 2007.
- [137] V. M. Zatsiorsky, V. Seluyanov, and L. Chugunova, "In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method," ed, 1990.
- [138] P. de Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 1223-1230, 1996.
- [139] W. T. Dempster and G. R. L. Gaughran, "Properties of body segments based on size and weight," *American Journal of Anatomy*, vol. 120, pp. 33-54, 1967.

- [140] A. J. Chambers, A. L. Sukits, J. L. McCrory, and R. Cham, "The effect of obesity and gender on body segment parameters in older adults," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 131-136, 2010.
- [141] M. Van Dam, A. Hallemans, and P. Aerts, "Growth of segment parameters and a morphological classification for children between 15 and 36 months," *Journal of Anatomy*, vol. 214, pp. 79-90, 2009.
- [142] R. K. Jensen, "Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children," *Journal of Biomechanics*, vol. 19, pp. 359-368, 1986.
- [143] R. K. Jensen and P. Fletcher, "Distribution of mass to the segments of elderly males and females," *Journal of Biomechanics*, vol. 27, pp. 89-96, 1994.
- [144] J. Muri, S. L. Winter, and J. H. Challis, "Changes in segmental inertial properties with age," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 1809-1812, 2008.
- [145] D. J. Pearsall and P. A. Costigan, "The effect of segment parameter error on gait analysis results," *Gait and Posture*, vol. 9, pp. 173-183, 1999.
- [146] J. H. Challis and D. G. Kerwin, "Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity," *Journal of Sports Sciences*, vol. 14, pp. 219-231, 1996/06/01 1996.
- [147] M. P. T. Silva and J. A. C. Ambrósio, "Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data," *Gait and Posture*, vol. 19, pp. 35-49, 2004.
- [148] J. G. Andrews and S. P. Mish, "Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 651-654, 1996.
- [149] I. Kingma, H. M. Toussaint, M. P. De Looze, and J. H. Van Dieen, "Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 693-704, 1996.
- [150] E. P. Hanavan, "A mathematical model of the human body," *AMRL-TR-64-102, AD-608-463. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.*, pp. 1-158, 1964.
- [151] M. R. Yeadon, "The simulation of aerial movement II: A mathematical inertia model of the human body," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, pp. 67-69, 1990.
- [152] H. Hatze, "A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments," *Journal of Biomechanics*, vol. 13, pp. 833-843, 1980.

- [153] S. S. Blemker, D. S. Asakawa, G. E. Gold, and S. L. Delp, "Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 25, pp. 441-451, 2007.
- [154] J. J. Bauer, M. J. Pavol, C. M. Snow, and W. C. Hayes, "MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 2904-2910, 2007.
- [155] R. Stagni, S. Fantozzi, and A. Cappello, "Double calibration vs. global optimisation: Performance and effectiveness for clinical application," *Gait and Posture*, vol. 29, pp. 119-122, 2009.
- [156] S. Duprey, L. Cheze, and R. Dumas, "Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 2858-2862, 2010.
- [157] P. Cerveri, a. Pedotti, and G. Ferrigno, "Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation.," *Journal of biomechanics*, vol. 38, pp. 2228-36, 2005.
- [158] F. De Groote, T. De Laet, I. Jonkers, and J. De Schutter, "Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 3390-3398, 2008.
- [159] P. DeVita and T. Hortobagyi, "Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait," *Journal of Applied Physiology*, vol. 88, pp. 1804-1811, May 1, 2000 2000.
- [160] L. Frossard, L. Cheze, and R. Dumas, "Dynamic input to determine hip joint moments, power and work on the prosthetic limb of transfemoral amputees: ground reaction vs knee reaction," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 35, pp. 140-149, June 1, 2011 2011.
- [161] L. Y. Chang and N. S. Pollard, "Robust Estimation of Dominant Axis of Rotation Robust estimation of dominant axis of rotation," 2007.
- [162] E. K. Chadwick, D. Blana, A. J. van den Bogert, and R. F. Kirsch, "A real-time, 3-D musculoskeletal model for dynamic simulation of arm movements," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 941-8, 2009.

## ANNEXE 1 – Terminologie générale utilisée en biomécanique

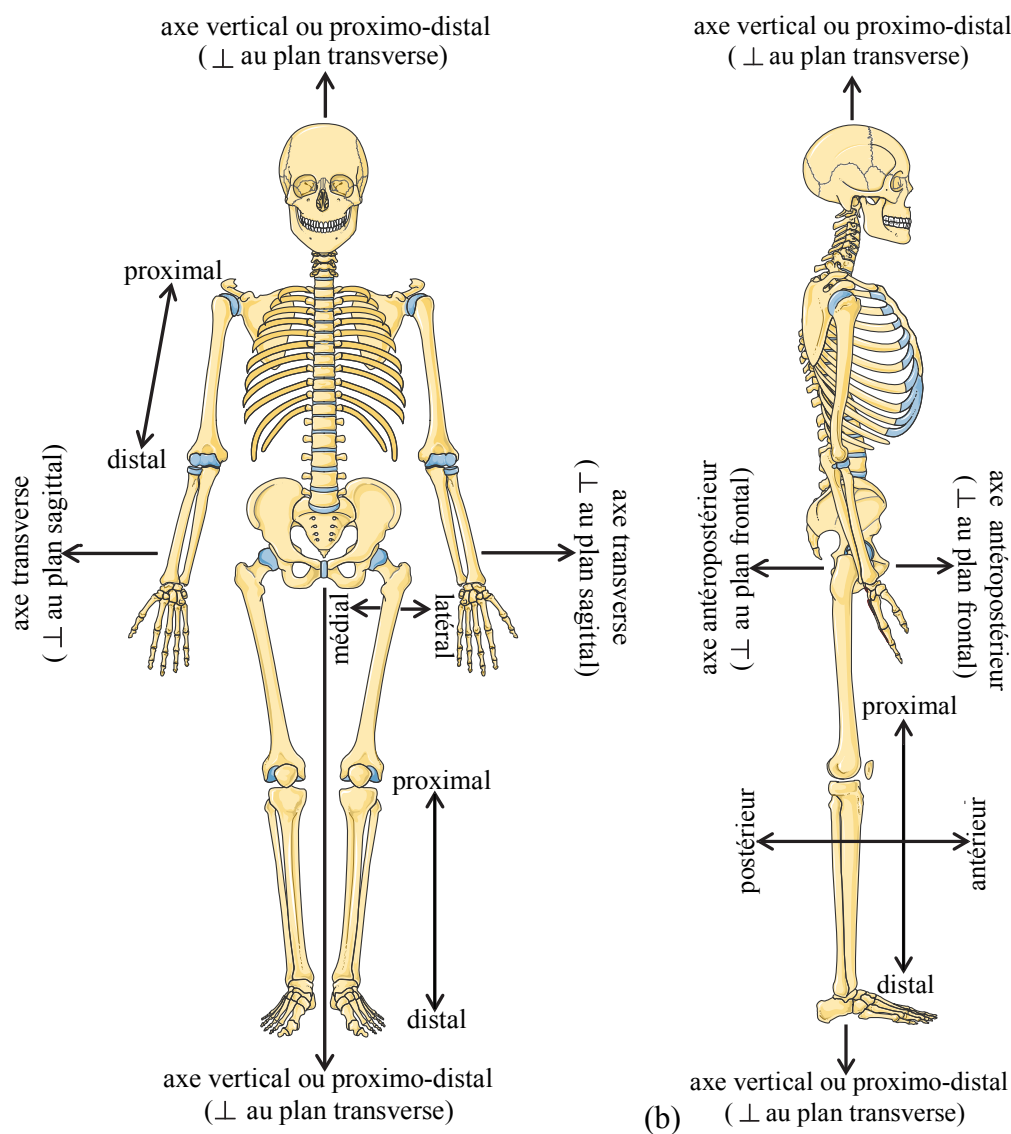


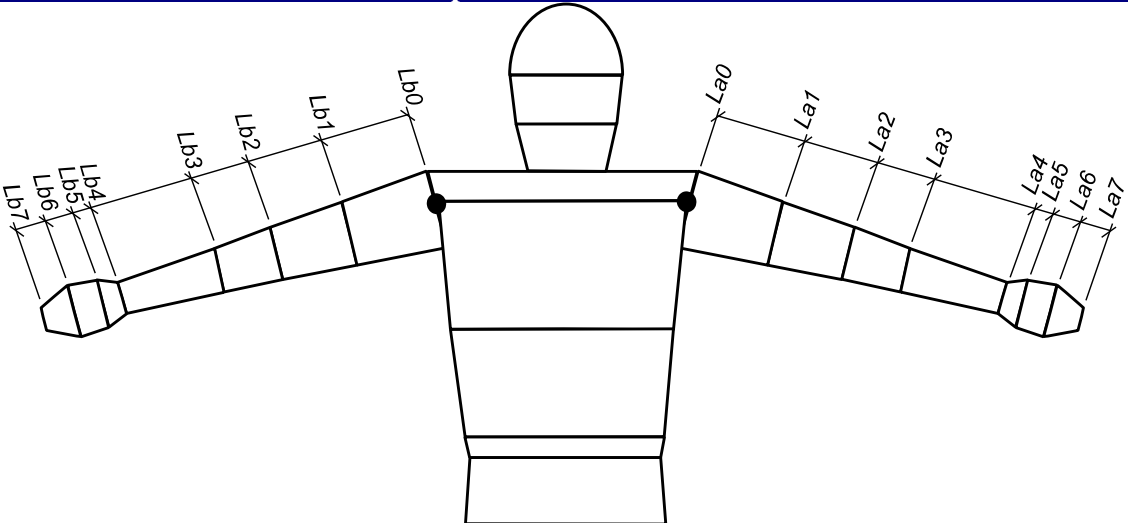
Figure 5.1 : Définition des plans et axes anatomiques. (a) Vue dans le plan frontal (b) Vue dans le plan sagittal.

Tableau 5.1: Terminologie directionnelle utilisée en biomécanique pour décrire les différents plans, axes et mouvements en translation et rotation du corps humain

Type de mouvement	Plan/axe du mouvement	Description du mouvement
Translation	Proximal	Sagittal Qui se rapproche du centre du corps
	distal	Sagittal Qui s'éloigne du centre du corps
	Antérieur	Frontal Vers l'avant du plan frontal
	Postérieur	Frontal Vers l'arrière du plan frontal
	Médial ou interne	Transverse Qui se rapproche du plan sagittal
	Latérale ou externe	Transverse Qui s'éloigne du plan sagittal
Rotation	Flexion	Plan sagittal Axe médiolatéral Qui tend à diminuer l'angle entre deux segments
	Extension	Plan sagittal Axe médiolatéral Qui tend à augmenter l'angle entre deux segments
	Adduction	Plan frontal Axe antéro-postérieur Qui tend à rapprocher un segment vers le plan sagittal
	Abduction	Plan frontal Axe antéro-postérieur Qui tend à éloigner un segment vers le plan sagittal
	Médial ou interne	Plan transverse Axe proximodistal Qui rapproche la partie antérieure du segment vers le plan sagittal
	Latéral ou externe	Plan transverse Axe proximodistal Qui éloigne la partie antérieure du segment vers le plan sagittal

## ANNEXE 2 – Modèle anthropométrique de Yeadon

Tableau 5.2: Description des mesures anthropométriques du modèle de Yeadon [151] au membre supérieur

Anthropometric measurements				
				
	Levels	Height [cm]	Perimeter [cm]	Width [cm]
Upper limb – Left	La0 shoulder joint centre			
	La1 mid-arm			
	La2 elbow joint centre			
	La3 maximum forearm perimeter			
	La4 wrist joint centre			
	La5 Base of thumb			
	La6 knuckles			
	La7 fingernails			
Upper limb – Right	Lb0 shoulder joint centre			
	Lb1 mid-arm			
	Lb2 elbow joint centre			
	Lb3 maximum forearm perimeter			
	Lb4 wrist joint centre			
	Lb5 Base of thumb			
	Lb6 knuckles			
	Lb7 fingernails			



## ANNEXE 3 – Fermeture stricte vs souple : erreurs de reconstruction locales

Les erreurs de reconstruction locales évaluées sur les marqueurs de chaque segment selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE, PS, MB, MF) sont présentées dans ce qui suit (Figure 5.3 à Figure 5.9). Toutes les données présentées ci-dessous ont été moyennées sur le temps et sur l'ensemble des 15 sujets de l'étude.

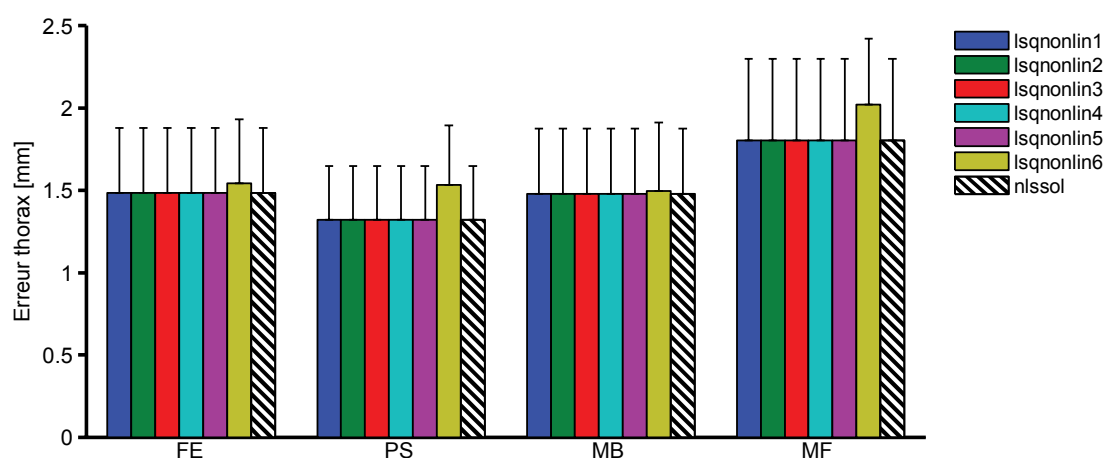


Figure 5.3 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs du thorax (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacun des mouvements principaux (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main à la bouche, MF : main à la fesse).

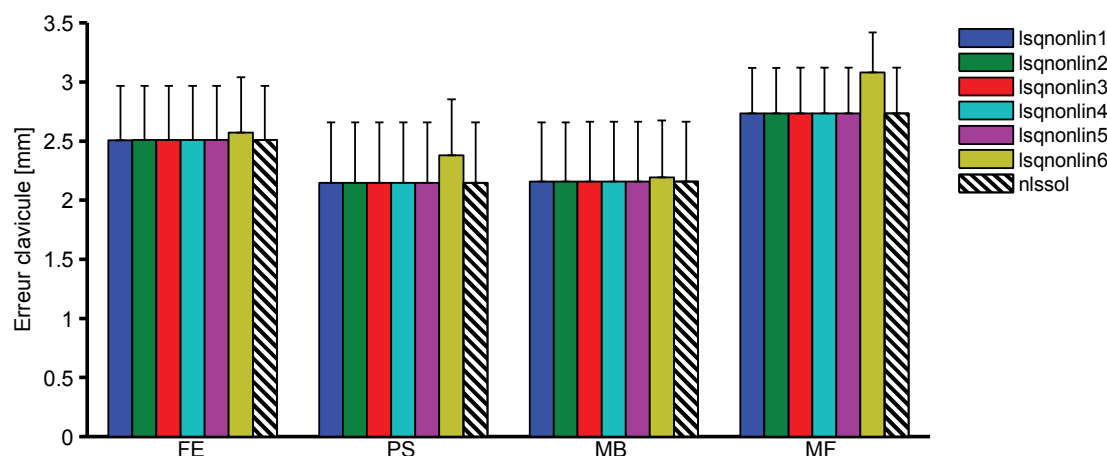


Figure 5.4 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de la clavicule (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

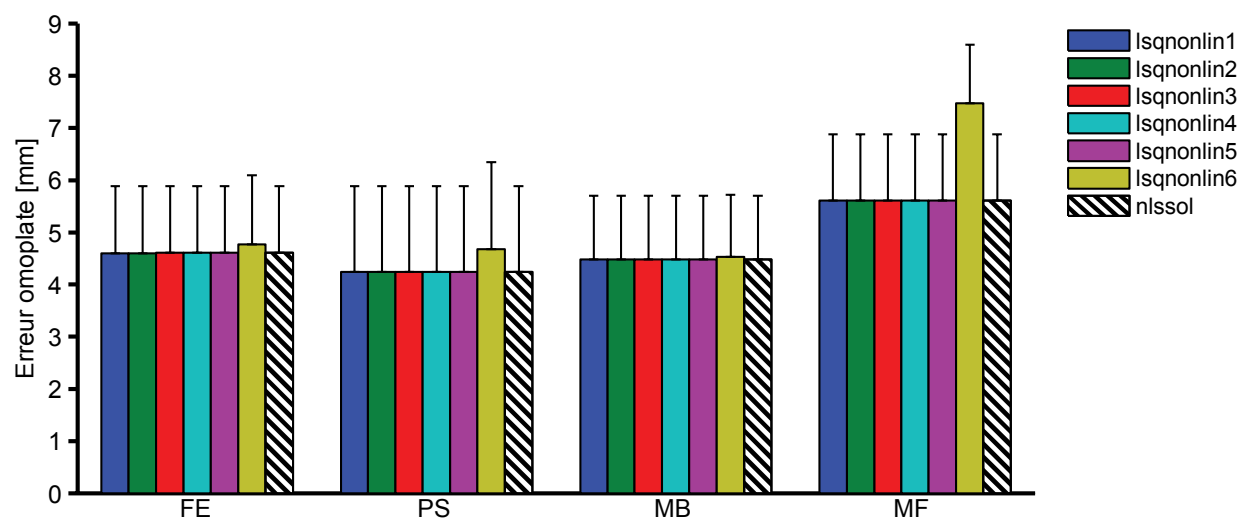


Figure 5.5 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de l'omoplate (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

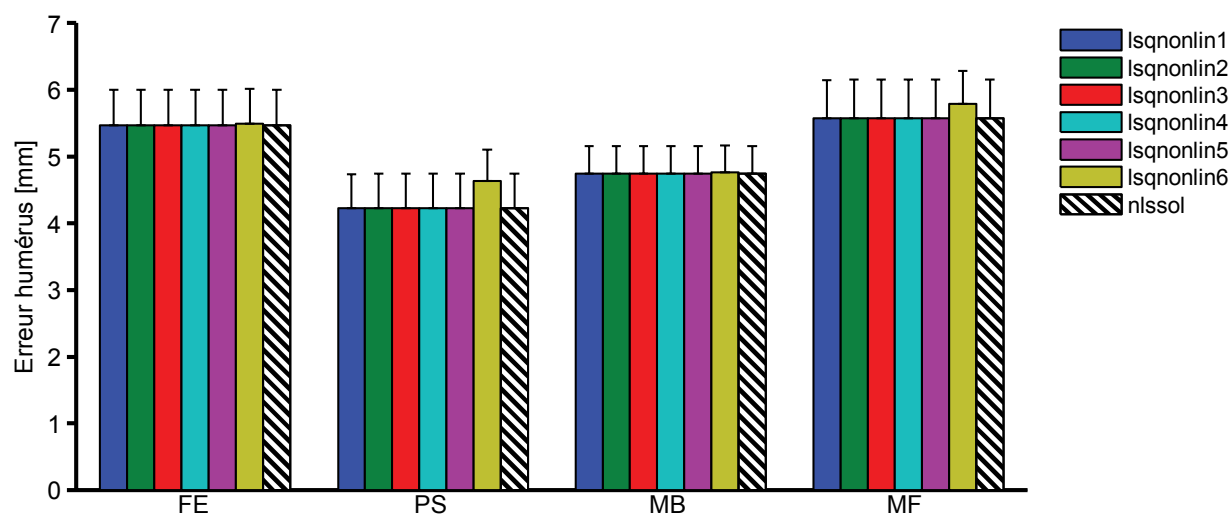


Figure 5.6 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de l'humérus (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

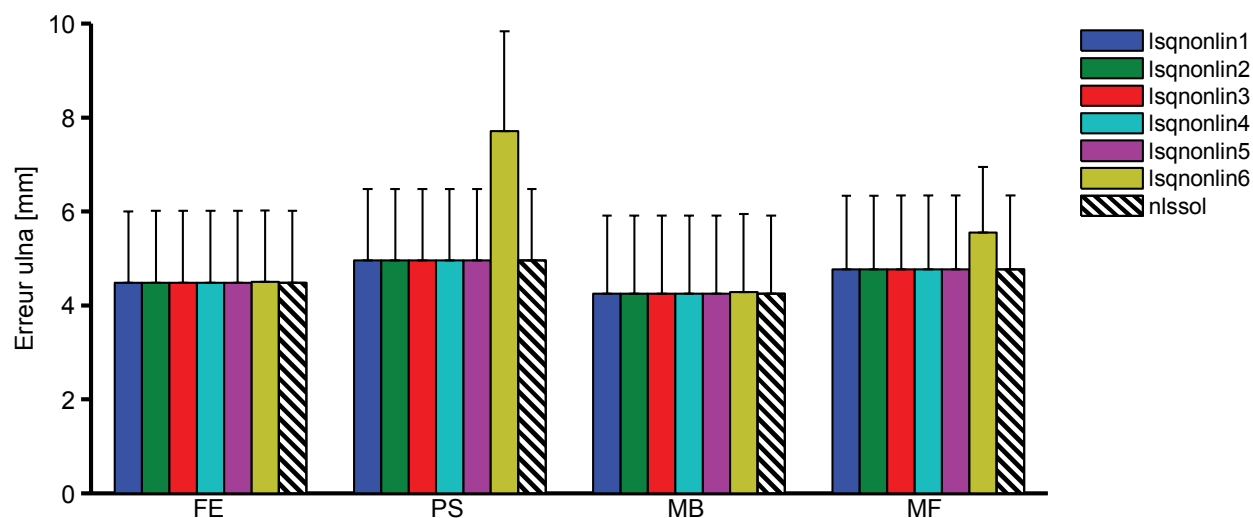


Figure 5.7 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de l'ulna (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

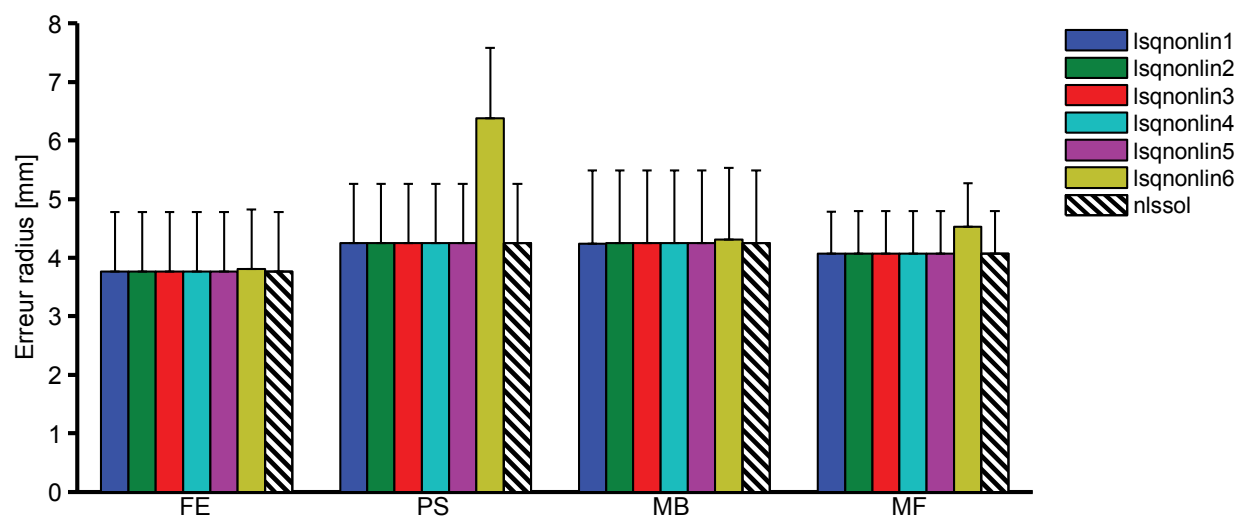


Figure 5.8 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs du radius (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

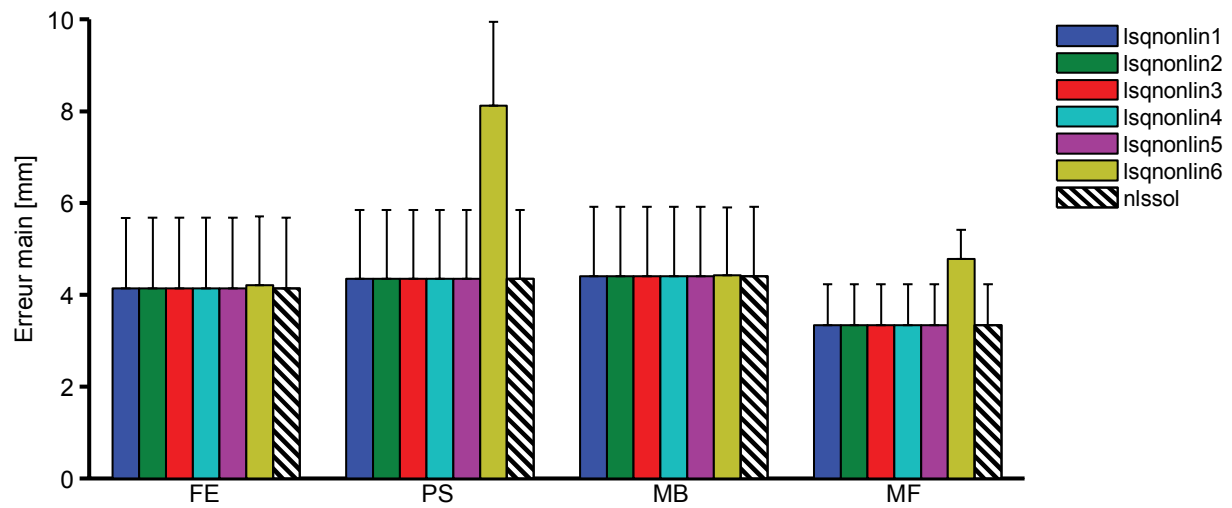


Figure 5.9 : Erreur de reconstruction locale sur les marqueurs de la main (moyenne et écart-type sur 15 sujets) selon les différentes optimisations et pour chacune des tâches principales (FE : flexion-extension, PS : pronation-supination, MB : main-à-la-bouche, MF : main-à-la-fesse).

## ANNEXE 4 – Fermeture stricte vs souple : variabilité de la cinématique

La variabilité de la cinématique articulaire est exprimée ici en NRMSd selon les différentes optimisations (*lsqnonlin1* vs *nlssol*, *lsqnonlin2* vs *nlssol*, *lsqnonlin3* vs *nlssol*, *lsqnonlin4* vs *nlssol*, *lsqnonlin5* vs *nlssol* et *lsqnonlin6* vs *nlssol*) pour les quatre tâches principales (Figure 5.3 à Figure 5.9). Toutes les données présentées ci-dessous ont été moyennées sur le temps et sur l'ensemble des 15 sujets de l'étude.

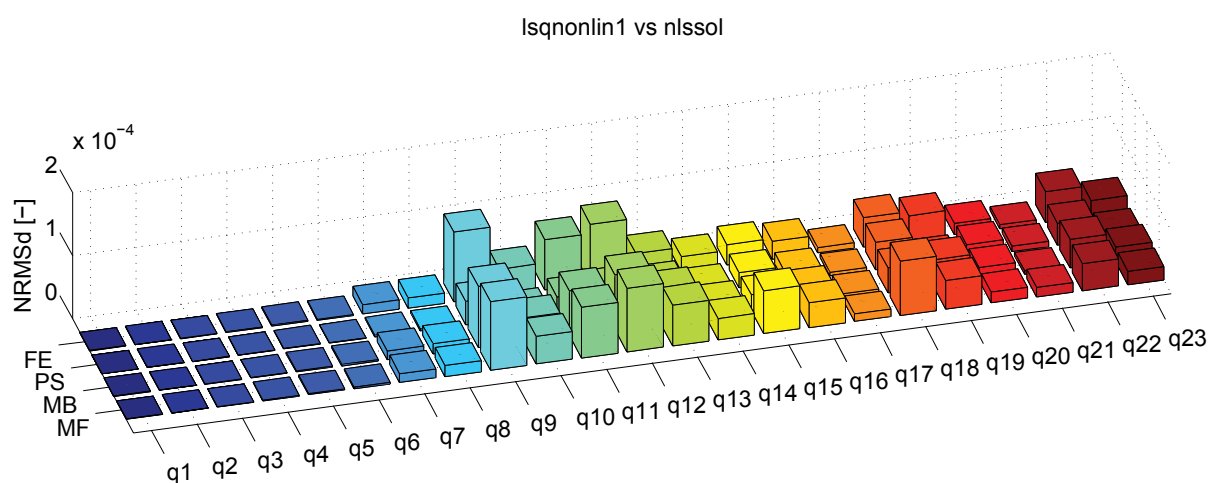


Figure 5.10 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre *lsqnonlin1* et *nlssol* pour les 23 coordonnées généralisées du modèle.

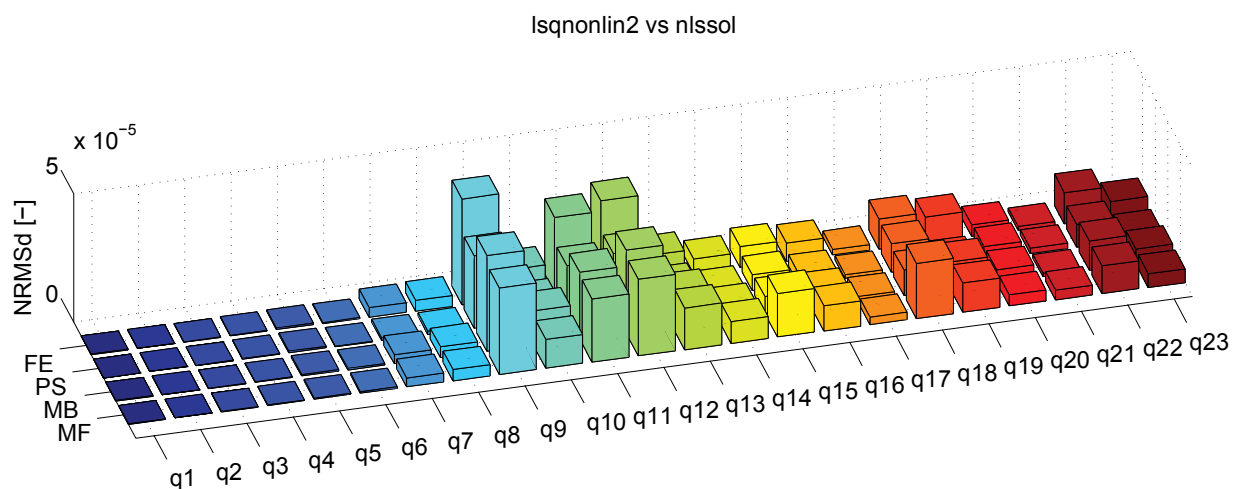


Figure 5.11 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre *lsqnonlin2* et *nlssol* pour les 23 coordonnées généralisées du modèle.

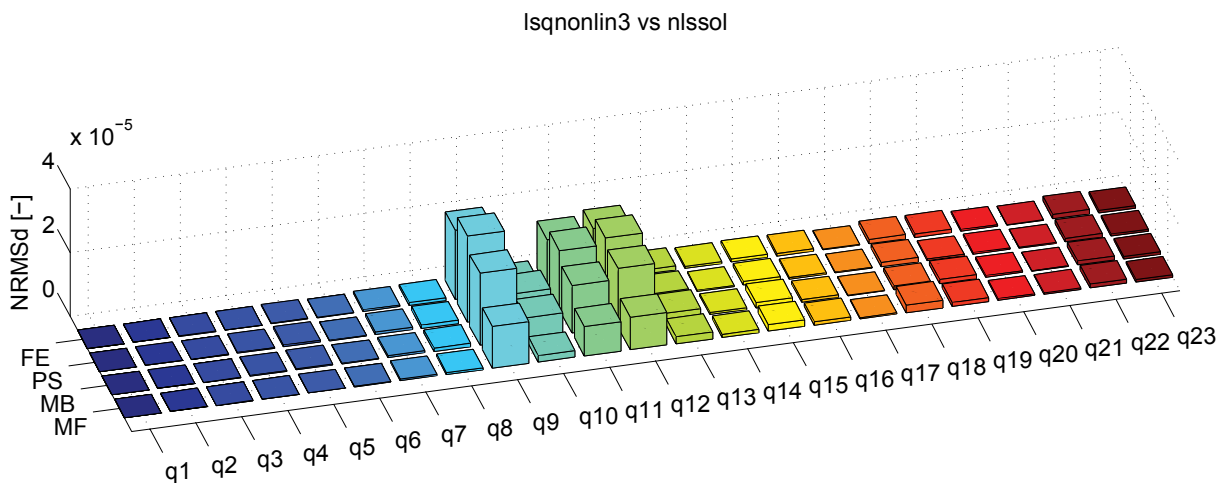


Figure 5.12 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre *lsqnonlin3* et *nlssol* pour les 23 coordonnées généralisées du modèle.

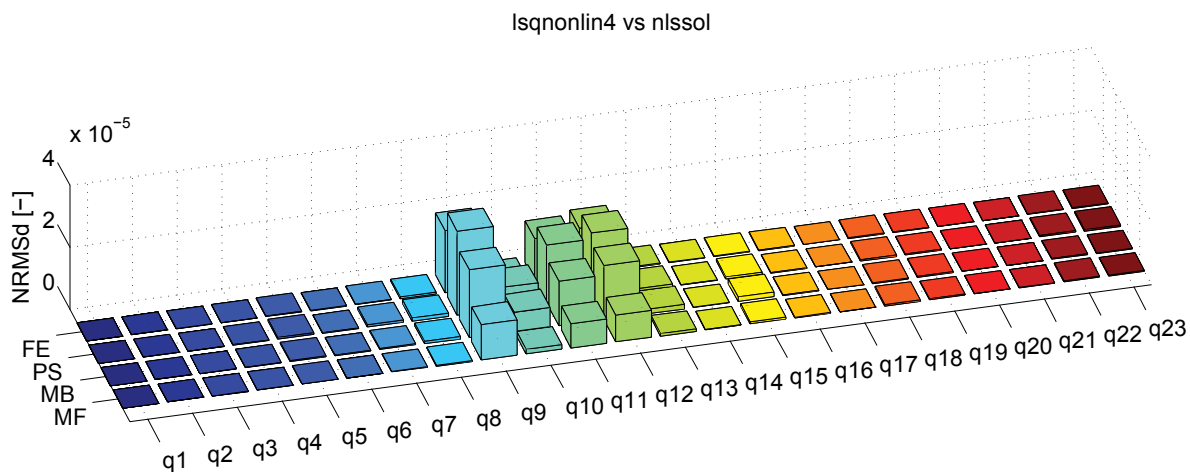


Figure 5.13 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre *lsqnonlin4* et *nlssol* pour les 23 coordonnées généralisées du modèle.

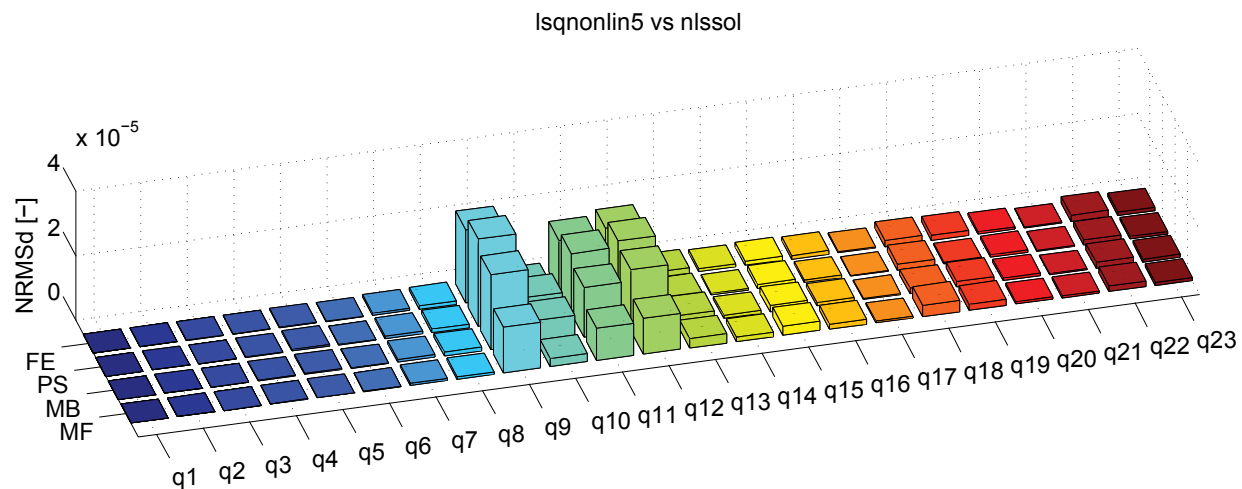


Figure 5.14 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre *lsqnonlin5* et *nlssol* pour les 23 coordonnées généralisées du modèle.

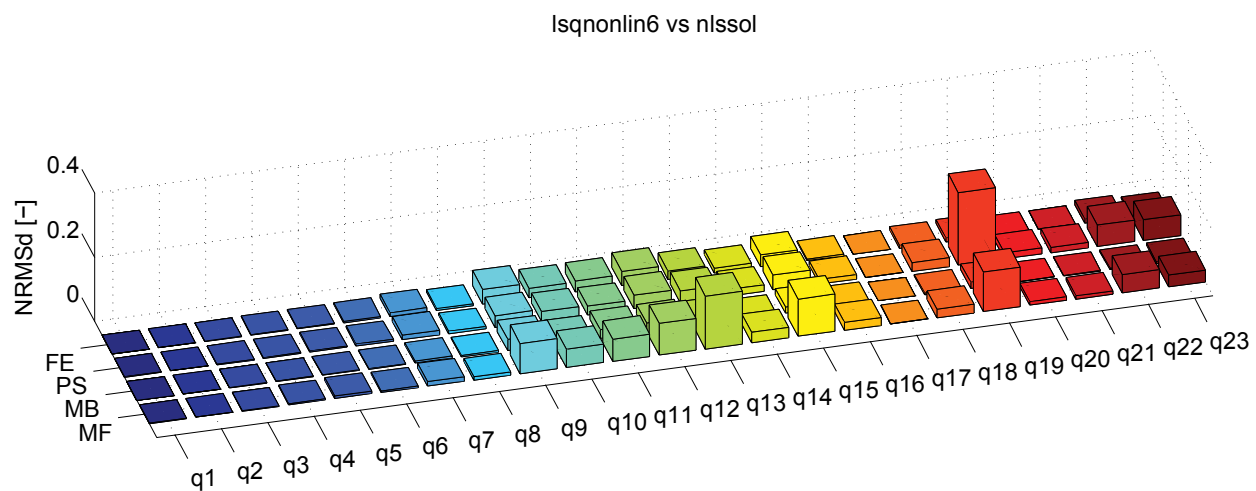


Figure 5.15 : Variation NRMSd (moyenne sur 15 sujets) de la cinématique articulaire entre *lsqnonlin6* et *nlssol* pour les 23 coordonnées généralisées du modèle.

## ANNEXE 5 – Cycles moyens typiques de cinématique et dynamique articulaires

Les cycles moyens des positions  $q$ , vitesses  $\dot{q}$ , accélérations  $\ddot{q}$ , efforts  $Q$  et puissances  $P$  articulaires au niveau de l'avant-bras sont présentés aux Figures 5.16 à 5.20 pour le sujet S002 lors de la tâche de FE. La courbe noire représente la moyenne des cinq cycles en bleu.

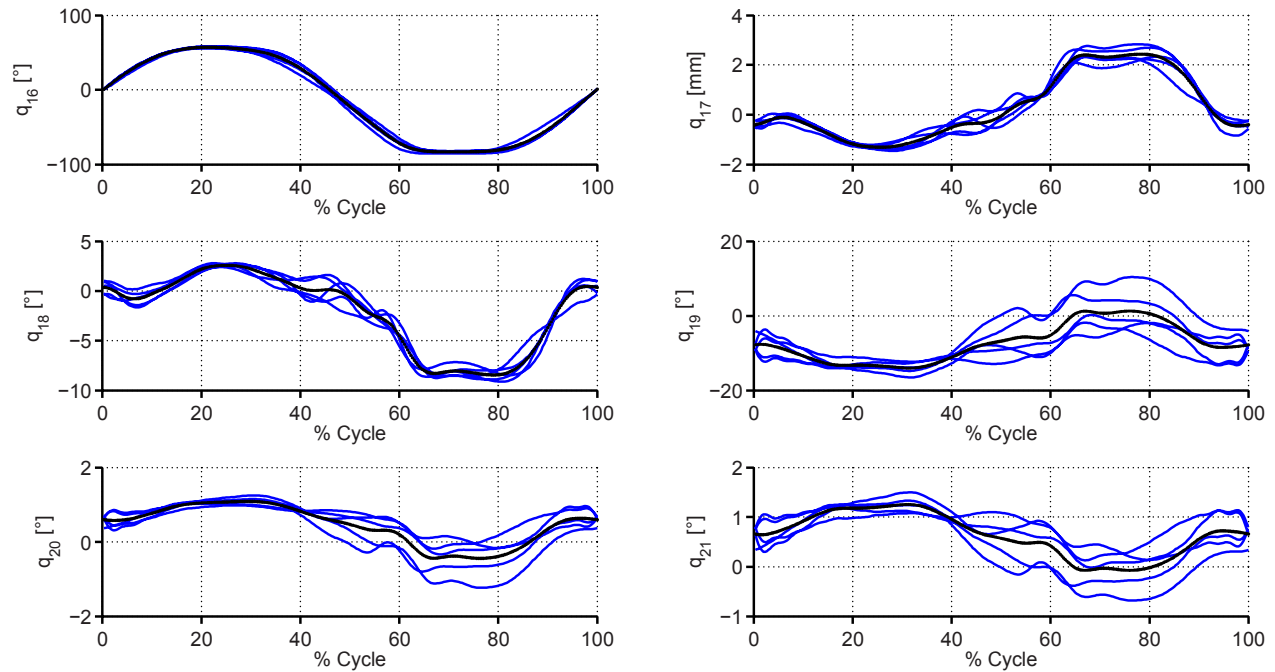


Figure 5.16 : Cycle moyen des positions généralisées  $q_{16}$  à  $q_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz.



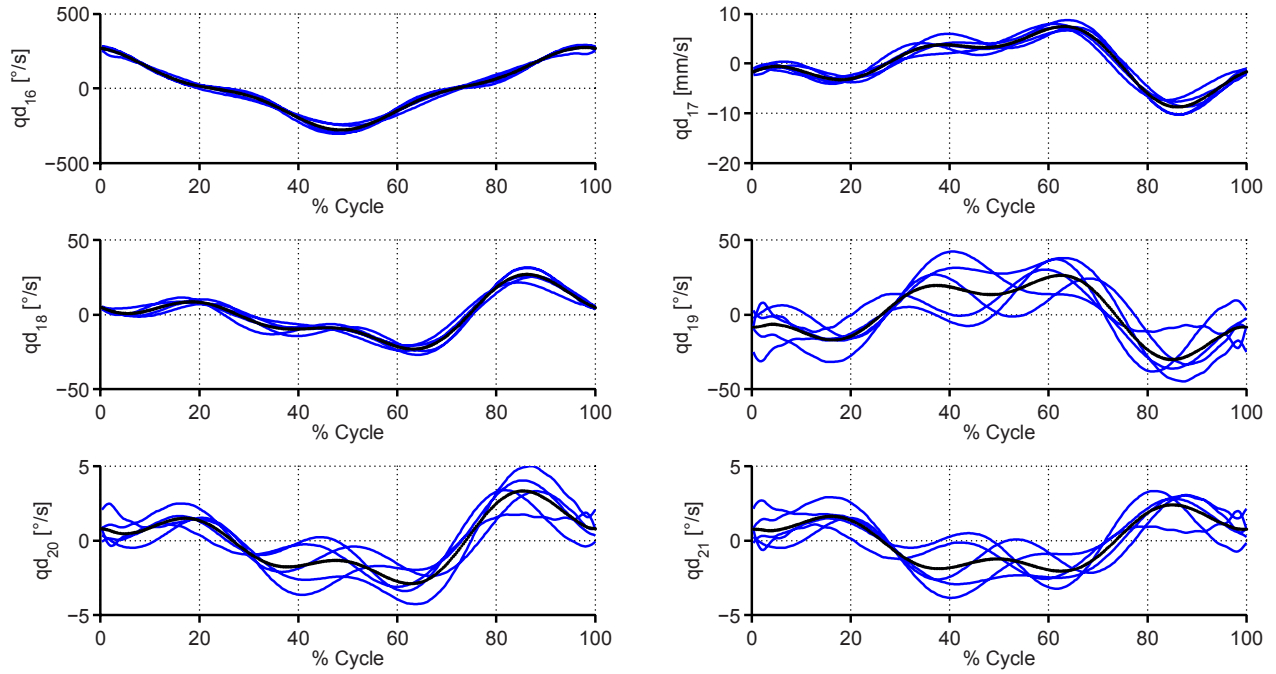


Figure 5.17 : Cycle moyen des vitesses généralisées  $\dot{q}_{16}$  à  $\dot{q}_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz.

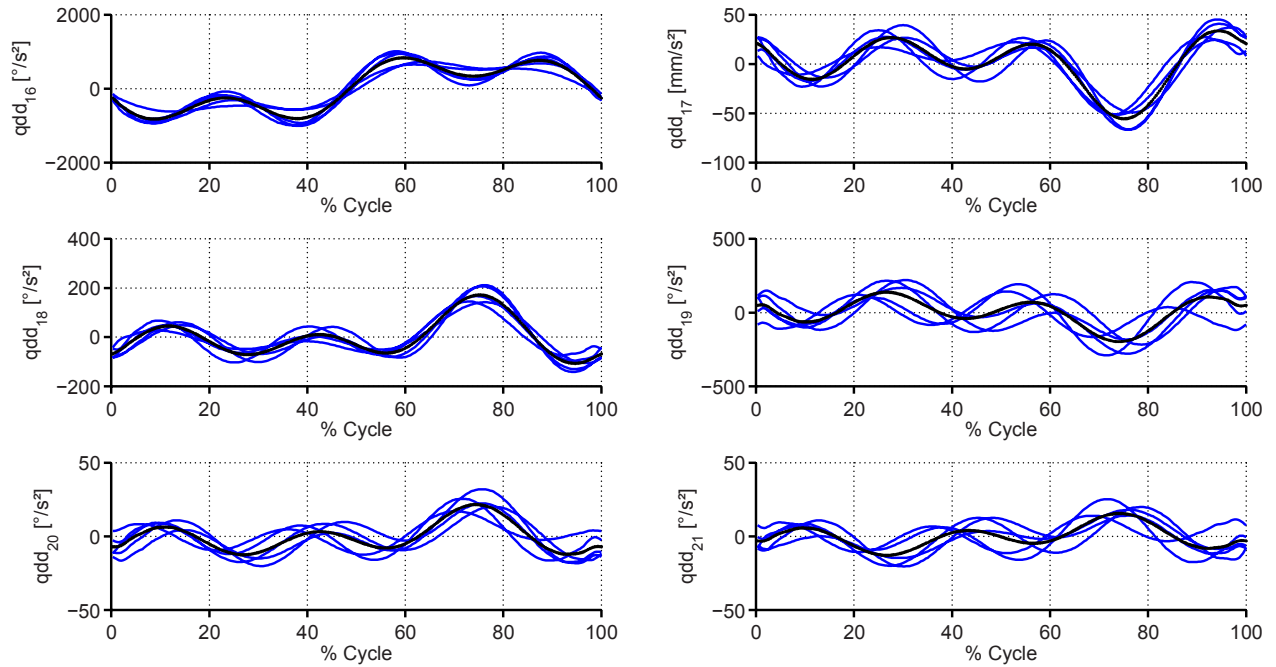


Figure 5.18 : Cycle moyen des accélérations généralisées  $\ddot{q}_{16}$  à  $\ddot{q}_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz.

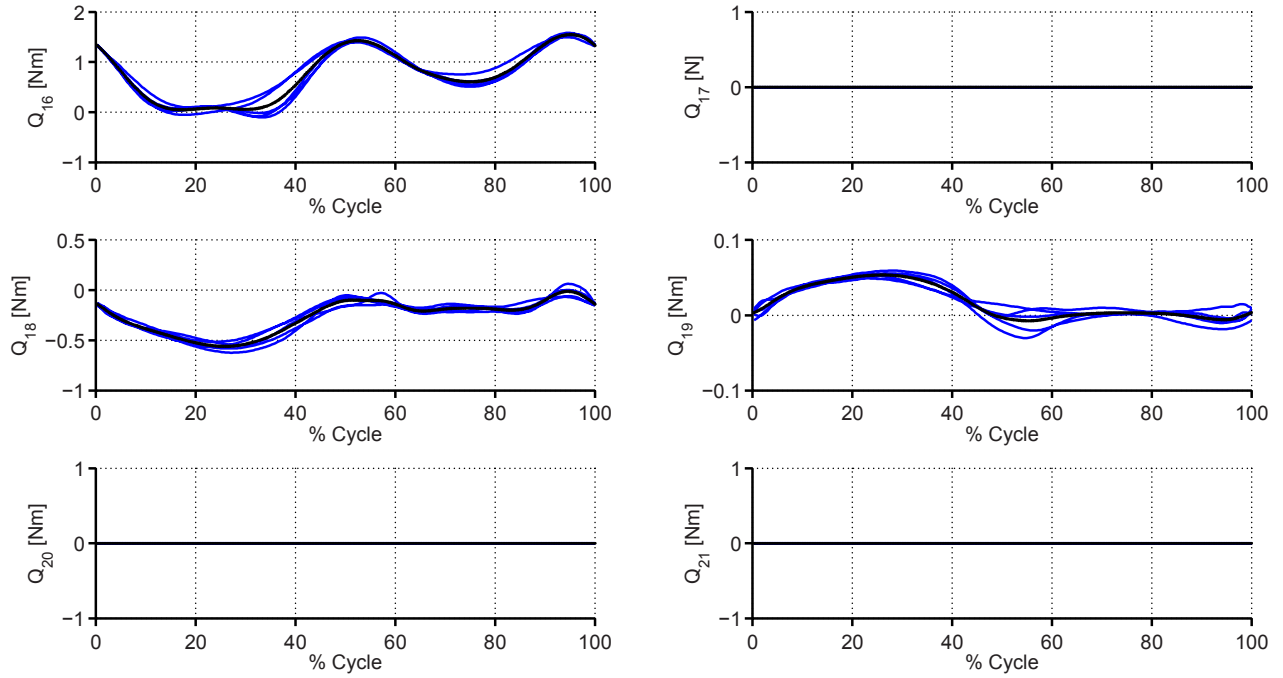


Figure 5.19 : Cycle moyen des efforts généralisés  $Q_{16}$  à  $Q_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz.

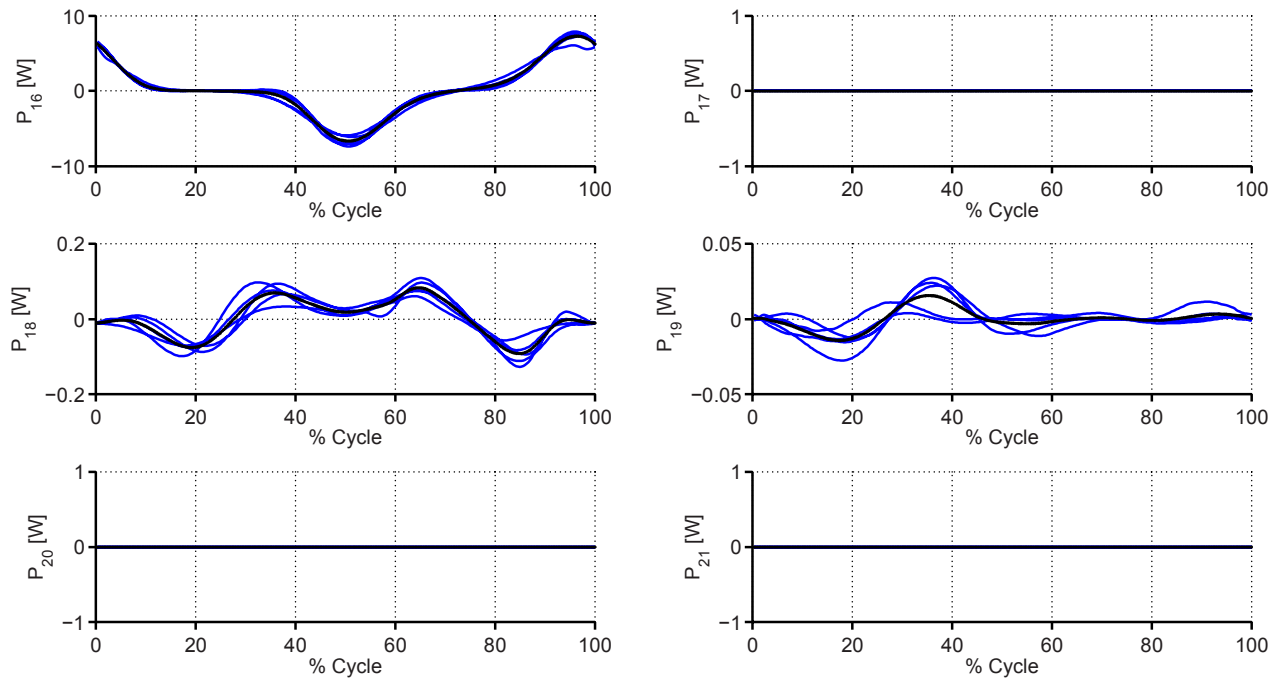


Figure 5.20 : Cycle moyen des puissances généralisées  $P_{16}$  à  $P_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de FE à une cadence de 0.50 Hz.

Les cycles moyens des positions  $q$ , vitesses  $\dot{q}$ , accélérations  $\ddot{q}$ , efforts  $Q$  et puissances  $P$  articulaires au niveau de l'avant-bras sont présentés aux Figures 5.21 à 5.25 pour le sujet S002 lors de la tâche de PS. La coube noire représente la moyenne des cinq cycles en bleu.

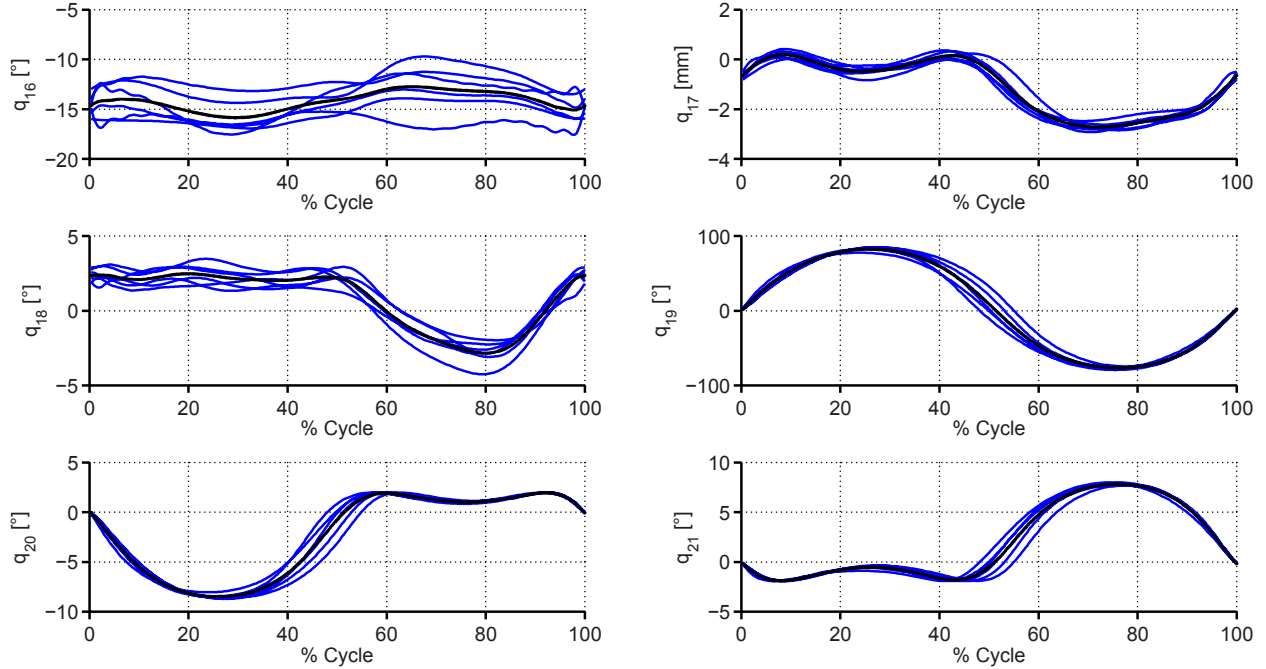


Figure 5.21 : Cycle moyen des positions généralisées  $q_{16}$  à  $q_{21}$ (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.

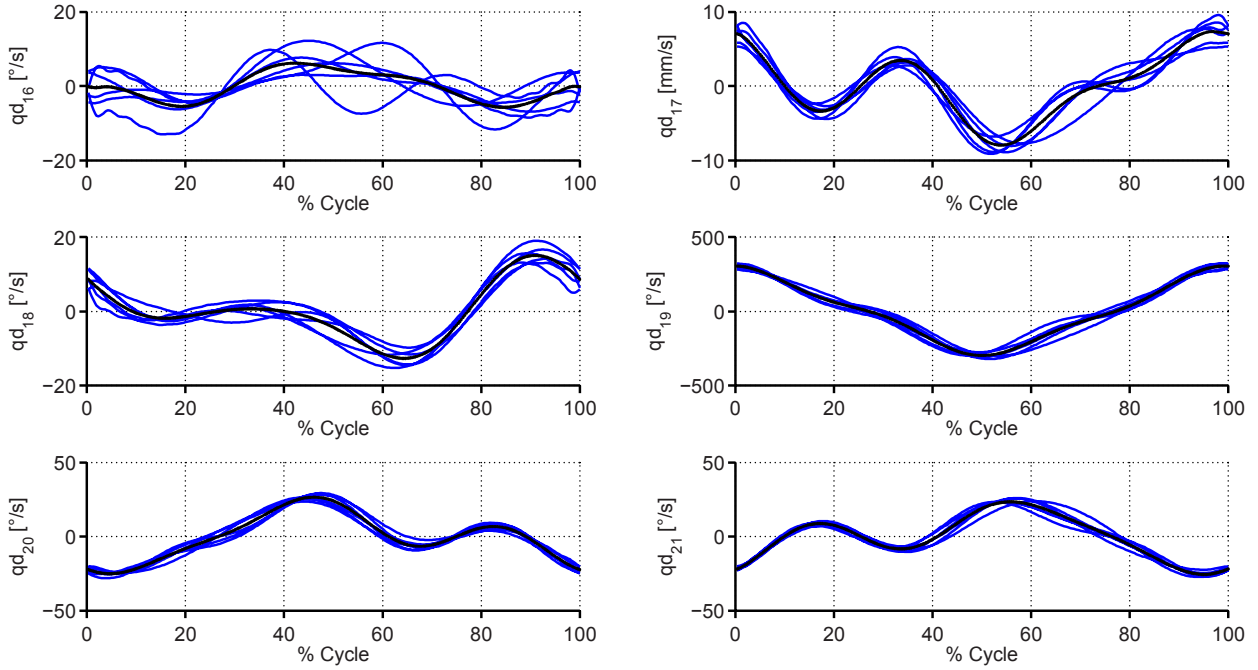


Figure 5.22 : Cycle moyen des vitesses généralisées  $\dot{q}_{16}$  à  $\dot{q}_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.

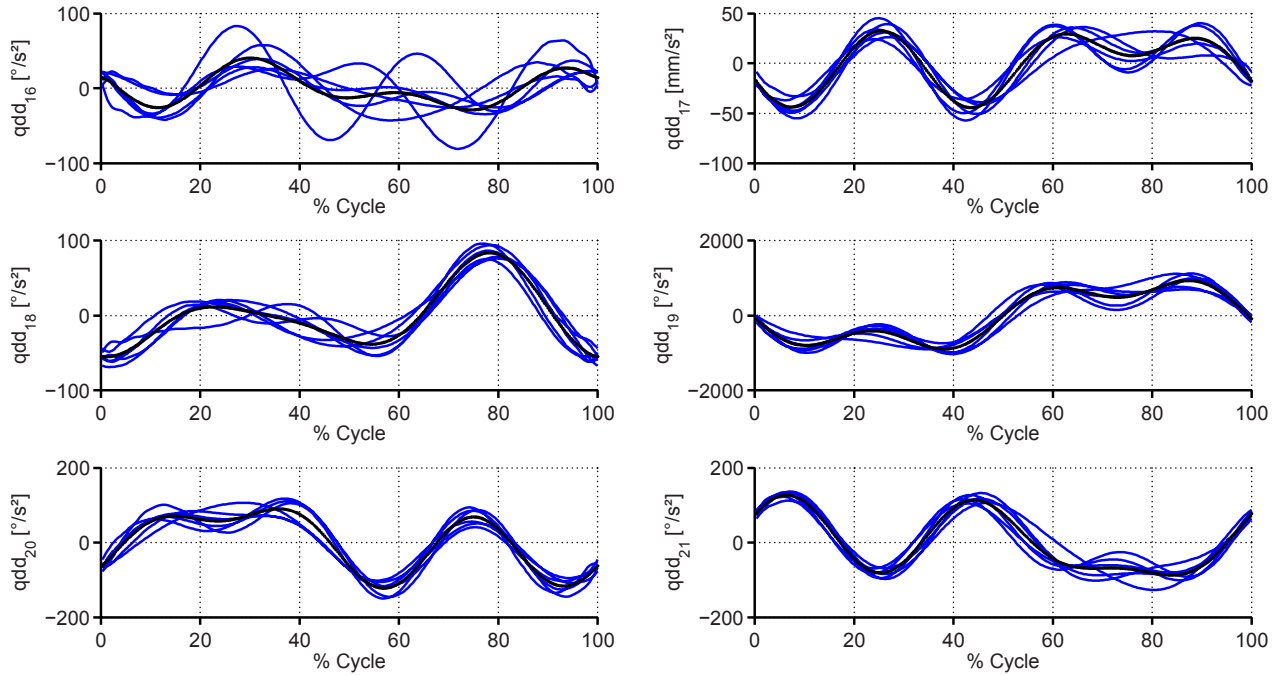


Figure 5.23 : Cycle moyen des accélérations généralisées  $\ddot{q}_{16}$  à  $\ddot{q}_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.

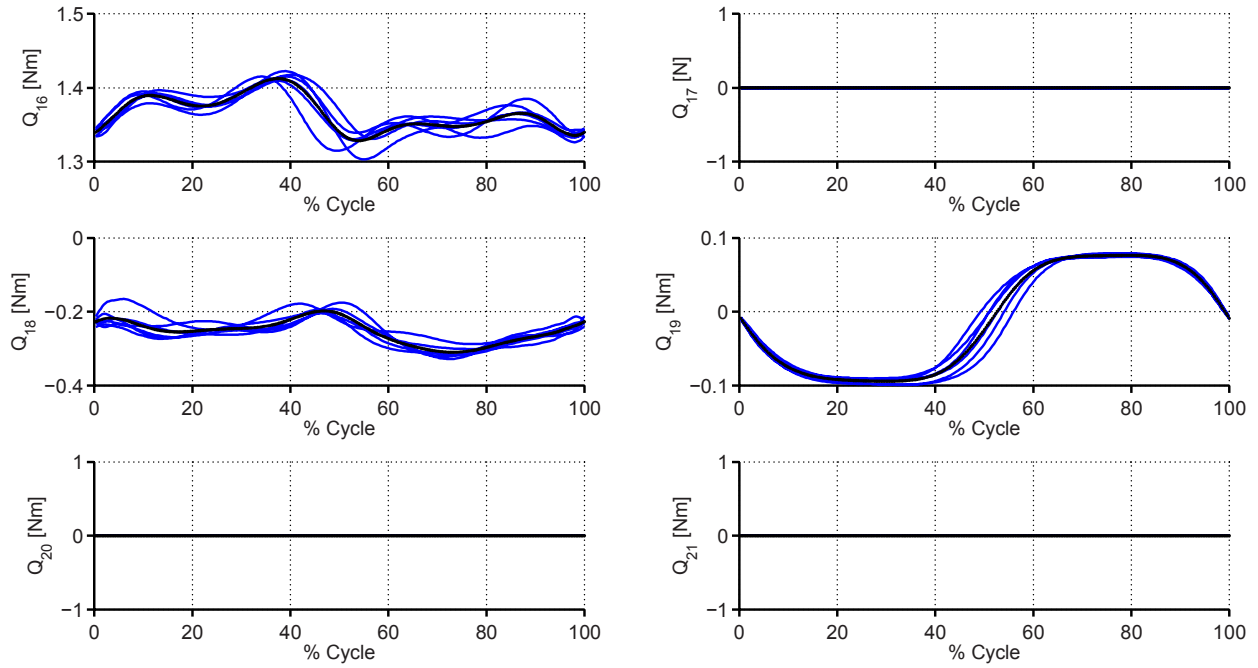


Figure 5.24 : Cycle moyen des efforts généralisés  $Q_{16}$  à  $Q_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.

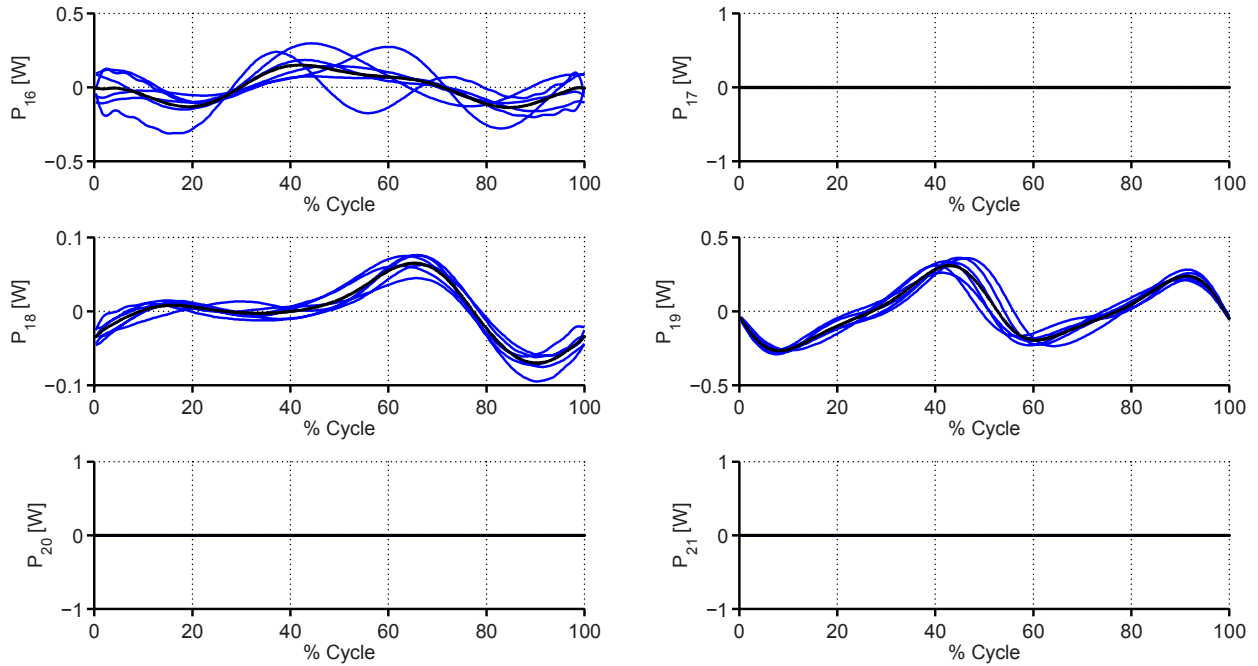
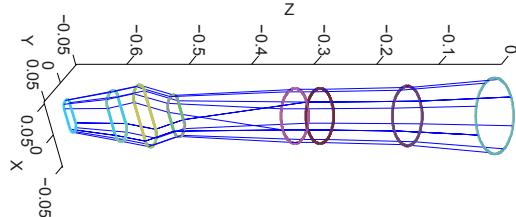
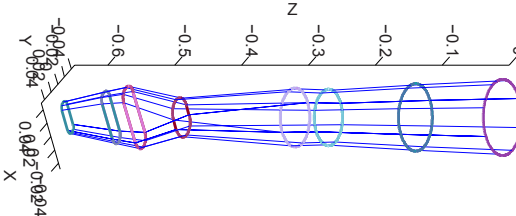
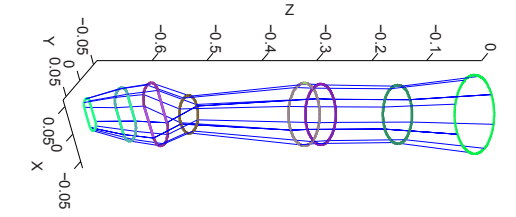
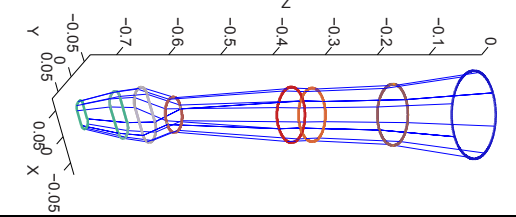
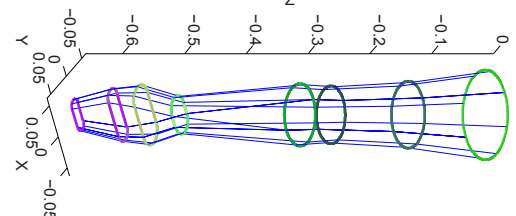
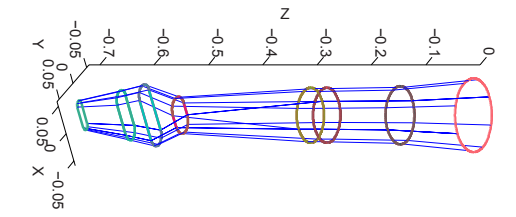



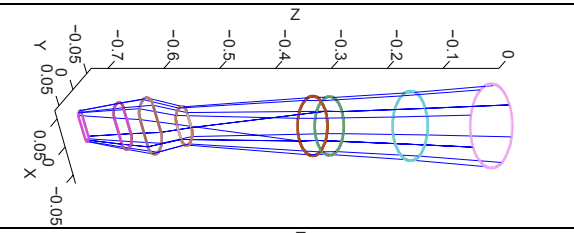
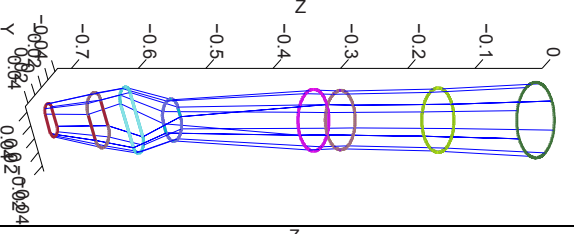
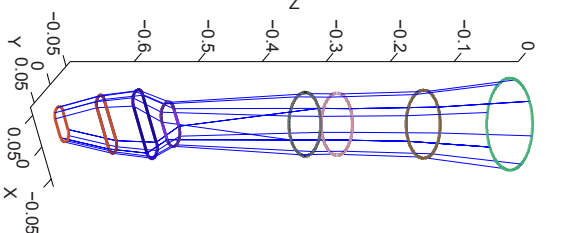
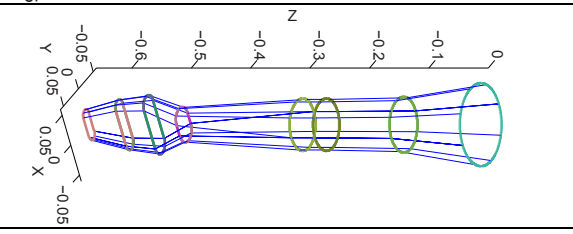
Figure 5.25 : Cycle moyen des puissances généralisées  $P_{16}$  à  $P_{21}$  (avant-bras) du sujet S002 lors de la tâche de PS à une cadence de 0.50 Hz.

## ANNEXE 6 – Paramètres inertiels segmentaires

Tableau 5.3: Paramètres inertiels segmentaires (PIS) de chacun des 15 sujets de l'étude: masse (M), position du centre de masse (CoM) en proximal et moment d'inertie principal ( $I_{yy}$ )

Sujet	Segment	$M^1$ (kg)	CoM <sup>2</sup> (m)	$I_{yy}^3$ (kg.m <sup>2</sup> )	Représentation géométrique
<b>S001</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
31 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
73 kg	humérus	2.156	0.127	$1.62 \times 10^{-2}$	
1.82 m	ulna	0.674	0.119	$0.41 \times 10^{-2}$	
11°	radius	0.674	0.119	$0.41 \times 10^{-2}$	
D	main	0.387	0.070	$0.10 \times 10^{-2}$	
<b>S002</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
24 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
F	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
57 kg	humérus	1.310	0.117	$0.76 \times 10^{-2}$	
1.74 m	ulna	0.411	0.106	$0.20 \times 10^{-2}$	
9°	radius	0.411	0.106	$0.20 \times 10^{-2}$	
D	main	0.243	0.063	$0.05 \times 10^{-2}$	
<b>S004</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
23 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
F	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
61 kg	humérus	1.626	0.117	$0.97 \times 10^{-2}$	
1.64 m	ulna	0.455	0.098	$0.19 \times 10^{-2}$	
6°	radius	0.455	0.098	$0.19 \times 10^{-2}$	
D	main	0.336	0.077	$0.09 \times 10^{-2}$	
<b>S005</b>	thorax	0.0010	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
34 ans	clavicule	0.1250	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.8750	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
76 kg	humérus	2.457	0.122	$1.75 \times 10^{-2}$	
1.72 m	ulna	0.616	0.102	$0.29 \times 10^{-2}$	
8°	radius	0.616	0.102	$0.29 \times 10^{-2}$	
D	main	0.416	0.067	$0.09 \times 10^{-2}$	
<b>S006</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
22 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
F	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
53 kg	humérus	1.544	0.128	$1.09 \times 10^{-2}$	
1.75 m	ulna	0.466	0.115	$0.27 \times 10^{-2}$	
9°	radius	0.466	0.115	$0.27 \times 10^{-2}$	
D	main	0.260	0.062	$0.05 \times 10^{-2}$	

<b>S007</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
22 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
F	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
58 kg	humérus	1.788	0.124	$1.27 \times 10^{-2}$	
1.65 m	ulna	0.439	0.097	$0.19 \times 10^{-2}$	
15°	radius	0.439	0.097	$0.19 \times 10^{-2}$	
D	main	0.330	0.073	$0.07 \times 10^{-2}$	
<b>S008</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
27 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
F	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
58 kg	humérus	1.656	0.117	$0.98 \times 10^{-2}$	
1.60 m	ulna	0.418	0.093	$0.16 \times 10^{-2}$	
10°	radius	0.418	0.093	$0.16 \times 10^{-2}$	
D	main	0.284	0.070	$0.06 \times 10^{-2}$	
<b>S009</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
37 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
78 kg	humérus	1.656	0.126	$1.85 \times 10^{-2}$	
1.80 m	ulna	0.418	0.100	$0.35 \times 10^{-2}$	
5°	radius	0.418	0.100	$0.35 \times 10^{-2}$	
D	main	0.284	0.076	$0.14 \times 10^{-2}$	
<b>S010</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
23 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
86 kg	humérus	3.219	0.128	$2.84 \times 10^{-2}$	
1.87m	ulna	0.714	0.112	$0.41 \times 10^{-2}$	
11°	radius	0.714	0.112	$0.41 \times 10^{-2}$	
G	main	0.466	0.072	$0.11 \times 10^{-2}$	
<b>S011</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
22 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
70 kg	humérus	2.082	0.106	$1.21 \times 10^{-2}$	
1.70 m	ulna	0.570	0.100	$0.27 \times 10^{-2}$	
10°	radius	0.570	0.100	$0.27 \times 10^{-2}$	
D	main	0.349	0.069	$0.07 \times 10^{-2}$	
<b>S012</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
22 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
85 kg	humérus	2.176	0.121	$1.49 \times 10^{-2}$	
1.86 m	ulna	0.639	0.112	$0.38 \times 10^{-2}$	
5°	radius	0.639	0.112	$0.38 \times 10^{-2}$	
G	main	0.404	0.073	$0.10 \times 10^{-2}$	

<b>S013</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
22 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
90 kg	humérus	2.950	0.128	$2.25 \times 10^{-2}$	
1.80 m	ulna	0.661	0.053	$0.36 \times 10^{-2}$	
7°	radius	0.661	0.053	$0.36 \times 10^{-2}$	
D	main	0.410	0.073	$0.09 \times 10^{-2}$	
<b>S014</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
21 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
67 kg	humérus	1.759	0.132	$1.32 \times 10^{-2}$	
1.80 m	ulna	0.509	0.053	$0.26 \times 10^{-2}$	
5°	radius	0.509	0.053	$0.26 \times 10^{-2}$	
G	main	0.370	0.078	$0.09 \times 10^{-2}$	
<b>S016</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
28 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
72 kg	humérus	2.224	0.117	$1.52 \times 10^{-2}$	
1.74 m	ulna	0.616	0.054	$0.33 \times 10^{-2}$	
9°	radius	0.616	0.054	$0.33 \times 10^{-2}$	
D	main	0.338	0.071	$0.08 \times 10^{-2}$	
<b>S017</b>	thorax	0.001	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
24 ans	clavicule	0.125	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
M	omoplate	0.875	n/a	$1.00 \times 10^{-6}$	
65 kg	humérus	1.809	0.108	$1.15 \times 10^{-2}$	
1.70 m	ulna	0.448	0.050	$0.42 \times 10^{-2}$	
9°	radius	0.448	0.050	$0.42 \times 10^{-2}$	
D	main	0.294	0.067	$0.06 \times 10^{-2}$	

<sup>1</sup> Il est à noter qu'en l'absence de référence de la littérature et de moyens pour mesurer les PIS du thorax, de la clavicule et de la scapula avec le modèle de Yeadon [151], les PIS de ces segments ont été approximés de façon raisonnable : la masse du thorax a été considérée comme négligeable ( $0.0001$  kg), alors que la masse de l'omoplate et de la clavicule a été totalisée à  $1$  kg (omoplate= $0.875$  kg et clavicule  $0.125$  kg). De plus, la masse de l'avant-bras a été distribuée également entre l'ulna et le radius.

<sup>2</sup> La position du CoM est supposée axiale à l'axe longitudinal du segment. De ce fait, seule la composante longitudinale est utilisée et elle peut être exprimée en fonction de la longueur du segment. Le modèle de Yeadon permet de déterminer seulement les longueurs du bras, de l'avant-bras et de la main. Ces longueurs sont utilisées seulement pour déterminer la position axiale du CoM, elles ne sont pas utilisées dans la construction du modèle géométrique. Les longueurs utilisées dans le modèle géométrique correspondent plutôt aux distances entre chacun des centres de rotation fonctionnels. Le CoM des segments thorax, clavicule et omoplate a été estimé comme le barycentre des marqueurs dans l'essai statique. Le CoM de l'ulna et du radius est considéré à la même position que le centre de masse de l'avant-bras.

<sup>3</sup> Les segments étant considérés symétriques, les composantes non diagonales de leur matrice d'inertie sont supposées nulles. De plus, les moments d'inertie diagonaux  $I_{xx}$  et  $I_{zz}$  sont supposés négligeables ( $1.00 \times 10^{-6}$ ) par rapport au moment d'inertie principal  $I_{yy}$  afin de pouvoir comparer au modèle de Yeadon. Le moment d'inertie de l'avant-bras a été distribué également entre l'ulna et le radius.



Les PIS obtenus via le modèle géométrique de Yeadon [151] sont moyennés pour les femmes et les hommes de cette étude dans le Tableau 5.4 ci-dessous.

Tableau 5.4: Valeurs moyennes des PIS obtenus via le modèle géométrique de Yeadon [151]

<b>Sujets F (n=5, 24 ± 2 ans, 57.3 ± 2.9 kg, 1.68 ± 0.1 m)</b>			
<b>Segment</b>	<b>M (kg)</b>	<b>CoM (m)</b>	<b>I<sub>yy</sub> (×10<sup>-2</sup> kg.m<sup>2</sup>)</b>
bras	1.585 ± 0.177	0.121 ± 0.005	1.016 ± 0.187
avant-bras	0.876 ± 0.047	0.102 ± 0.009	0.407 ± 0.085
main	0.291 ± 0.042	0.069 ± 0.007	0.065 ± 0.018
<b>Sujets M (n=10, 27 ± 6 ans, 76.2 ± 8.5 kg, 1.78 ± 0.06 m)</b>			
<b>Segment</b>	<b>M (kg)</b>	<b>CoM (m)</b>	<b>I<sub>yy</sub> (×10<sup>-2</sup> kg.m<sup>2</sup>)</b>
bras	2.326 ± 0.462	0.121 ± 0.009	1.700 ± 0.516
avant-bras	1.233 ± 0.173	0.107 ± 0.006	0.652 ± 0.138
main	0.400 ± 0.076	0.072 ± 0.003	0.094 ± 0.021

En guise de comparaison, les PIS obtenus via trois modèles anthropométriques connus de la littérature, soit Winter [127], de Leva [138] et Zatsiorsky [137], sont rapportés ci-dessous.

Tableau 5.5: Valeurs moyennes des PIS obtenus par le modèle proportionnel de Winter [127]

<b>Sujets F</b>			
<b>Segment</b>	<b>M (kg)</b>	<b>CoM (m)</b>	<b>I<sub>yy</sub> (×10<sup>-2</sup> kg.m<sup>2</sup>)</b>
humérus	1.606 ± 0.081	0.116 ± 0.116	1.815 ± 0.095
avant-bras	0.917 ± 0.046	0.103 ± 0.103	0.481 ± 0.059
main	0.344 ± 0.017	0.085 ± 0.085	0.087 ± 0.019
<b>Sujets M</b>			
<b>Segment</b>	<b>M (kg)</b>	<b>CoM (m)</b>	<b>I<sub>yy</sub> (×10<sup>-2</sup> kg.m<sup>2</sup>)</b>
humérus	2.134 ± 0.237	0.121 ± 0.007	1.734 ± 0.356
avant-bras	1.219 ± 0.135	0.109 ± 0.006	0.730 ± 0.134
main	0.457 ± 0.051	0.088 ± 0.004	0.122 ± 0.021

Tableau 5.6: Valeurs moyennes des PIS obtenus par le modèle proportionnel de de Leva [138]

<b>Sujets F</b>			
<b>Segment</b>	<b>M (kg)</b>	<b>CoM (m)</b>	<b>I<sub>yy</sub> (×10<sup>-2</sup> kg.m<sup>2</sup>)</b>
humérus	1.462 ± 0.074	0.154 ± 0.007	0.704 ± 0.056
avant-bras	0.791 ± 0.040	0.109 ± 0.009	0.299 ± 0.036
main	0.321 ± 0.016	0.126 ± 0.010	0.190 ± 0.041
<b>Sujets M</b>			
<b>Segment</b>	<b>M (kg)</b>	<b>CoM (m)</b>	<b>I<sub>yy</sub> (×10<sup>-2</sup> kg.m<sup>2</sup>)</b>
humérus	2.065 ± 0.229	0.161 ± 0.010	1.717 ± 0.241
avant-bras	1.234 ± 0.137	0.116 ± 0.006	0.565 ± 0.103
main	0.465 ± 0.052	0.137 ± 0.006	0.369 ± 0.064

Tableau 5.7: Valeurs moyennes des PIS obtenus par le modèle proportionnel de Zatsiorsky [137]

Sujets F			
Segment	M (kg)	CoM (m)	$I_{yy} (\times 10^{-2} \text{ kg.m}^2)$
humérus	$1.531 \pm 0.077$	$0.110 \pm 0.005$	$0.618 \pm 0.055$
avant-bras	$0.923 \pm 0.047$	$0.109 \pm 0.009$	$0.171 \pm 0.021$
main	$0.373 \pm 0.019$	$0.111 \pm 0.009$	$0.139 \pm 0.030$
Sujets M			
Segment	M (kg)	CoM (m)	$I_{yy} (\times 10^{-2} \text{ kg.m}^2)$
humérus	$2.035 \pm 0.226$	$0.115 \pm 0.007$	$0.997 \pm 0.209$
avant-bras	$1.227 \pm 0.136$	$0.116 \pm 0.006$	$0.259 \pm 0.047$
main	$0.495 \pm 0.055$	$0.114 \pm 0.005$	$0.193 \pm 0.033$

## ANNEXE 7 – Conception et fabrication du modèle

Le travail de conception et fabrication mécanique du modèle a été réalisé en deux temps : Mostafa Saqi et Kacem Hamza, étudiants B.Ing., ont élaboré conjointement une première version au trimestre É2012 puis Thibaut Souilliar, étudiant B.Ing, a procédé à l'amélioration de la conception et fabrication en prototypage rapide au trimestre É2013. Les images présentées ci-dessous sont tirées du rapport de stage de Thibaut Souilliar.



Figure 5.26 : Fabrication du modèle en prototypage rapide.