DOCTORAT BRETAGNE LOIRE / MATHSTIC

école normale supérieure rennes

Thèse de doctorat de

L'ÉCOLE NORMALE SUPÉRIEURE RENNES

École Doctorale N° 601
Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication
Spécialité : *Automatique, Productique et Robotique*

Par
Claire LIVET

Contributions algorithmiques à l'analyse musculo-squelettique : modèles et méthodes

Thèse présentée et soutenue à Bruz, le 8 juillet 2022
Unité de recherche : UMR 6074 Institut de recherche en informatique et systèmes aléatoires

Rapporteurs avant soutenance :

Floren COLLOUD — Professeur des universités, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Sonia DUPREY — Maîtresse de conférences-HDR, Université Claude Bernard Lyon 1

Composition du Jury :

Président :	Yannick AOUSTIN	Professeur des universités, Université de Nantes
Examinateur :	Laëtitia FRADET	Maîtresse de conférences-HDR, Université de Poitiers
Dir. de thèse :	Georges DUMONT	Professeur des universités, École normale supérieure de Rennes
Co-dir. de thèse :	Charles PONTONNIER	Maître de conférences-HDR, École normale supérieure de Rennes

Invité :

Christophe SAURET — Maître de conférences, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Remerciements

Au cours de ces trois dernières années, à chaque fois que j'ai commencé à lire un manuscrit de thèse, je regardais en premier les remerciements. Au milieu des études et des analyses scientifiques, c'est à cet endroit qu'on retrouve l'humain derrière le scientifique.

L'humain existant à l'issue de ces trois ans de travail est empli de gratitude pour toutes les personnes qui m'ont permis d'en arriver là.

Tout d'abord je tiens à remercier mon jury, Floren Colloud, Sonia Duprey, Laetita Fradet et Yannick Aoustin d'avoir pris le temps de lire et d'écouter mes travaux. J'ai beaucoup apprécié les échanges scientifiques que nous avons partagés lors de ma soutenance, qui m'ont apporté de nouveaux éclairages et de nouvelles pistes dans mes travaux.

Mais que seraient ces travaux sans l'encadrement de qualité de Charles et Georges ? Merci à vous pour tellement de choses : la patience, l'écoute (surtout pendant mes réunions bien trop longues !), la qualité scientifique, votre capacité à y croire quoiqu'il arrive et bien sûr votre disponibilité et votre flexibilité, surtout sur ces années particulières. J'avais dès le départ une grande confiance en vous et cette thèse n'a fait que la confirmer.

Un grand merci à Christophe, qui a pu suivre mes travaux d'un peu plus loin. Je ne sais pas lequel de nous deux est le plus hyperactif, mais tant qu'on arrive à se comprendre tout va bien ! Merci de m'avoir fait découvrir ton laboratoire avec un accueil si chaleureux, et encore merci pour tes avis scientifiques de grande qualité. Merci aussi à Hélène Pillet, pour sa contribution lors de la rédaction d'un article.

La majeure réflexion sur ces travaux a été réalisée en binôme avec Théo, ce qui les a rendus parfois indissociables mais aussi très riches et très complexes. Merci à toi pour cette précieuse collaboration ! Je n'y serais pas arrivée à un travail aussi intéressant sans toi.

Je tiens à adresser des remerciements tous particuliers à l'équipe CusToM avec laquelle j'ai travaillé : Pauline, Pierre, Louise, Théo et Dave. On a souvent désespéré sur ces codes mais on a aussi parfois trouvé des solutions. Je chéris ces moments d'échanges technico-scientifiques, qui ont souvent constitué un véritable challenge à résoudre. Cette thèse n'a pas été vécue en solitaire aussi grâce à vous ! J'espère avoir pu contribuer à vos travaux autant que ce que vous avez contribué à ma joie de vivre !

Tant au niveau soutien moral que soutien intellectuel, je remercie Bastien, qui m'a beaucoup fait grandir dans les notions plus générales en ce qui concerne la recherche.

Je remercie aussi les quelques étudiants que j'ai eu l'occasion d'encadrer durant ces années : Martin, Cyrille et Suzon. J'espère que vous avez apprécié votre cours passage dans le domaine de la biomécanique !

Au cours de ma thèse, j'ai eu la chance de travailler dans trois lieux différents, et donc de rencontrer plein de merveilleux collègues. Tout d'abord, je remercie les collègues de l'ENS avec lesquels j'ai pu partager de nombreuses pauses, mais aussi quelques projets tels les journées INTENS, les Rencontres Mécatroniques, les mini-séminaires, le LTB ou encore les parties de babyfoot : Thomas, Guénolé, Damien, Anas, Marvin, Hassen, Pauline, Briac, Hamid, Gurvan, Alexandre, Béatrice, Zinédine, Quentin, Olivier, Roman, Anne, Sébastien G., Sébastien H., Régis, Florence, Martinus, Damien, Lucas, Moura, Lancelot. Un grand merci aussi à Marielle et son efficacité légendaire, qui ont vaincu tout acte administratif ! Merci de façon générale à toutes ces personnes permettant d'arriver au bout des procédures administratives ! Je n'oublie pas le boudoir, Alyssia, Ibrahim et Louise, que je tiens particulièrement dans mon coeur.

Je remercie aussi mes collègues de l'IRISA qui m'ont apporté une meilleure vision sur une vie de laboratoire, et avec qui j'ai pu avoir des discussions loufoques durant les pauses : Diane, Olfa, Hasnaa, Salomé, Benjamin, Nils, Ludovic et Katja.

Une grand merci à mon labo de coeur, le CERAH, qui m'a introduit plus spécialement à la recherche sur le handicap, en particulier les fauteuils roulants. Merci à leur bonne humeur et leur super accueil ! Merci à Christelle, Ophélie, Jade, Capucine, Camille, Antoine, Malou, Yohann, Joseph et Nina.

Bien que je n'ai pas pu les traiter dans cette thèse, je tiens encore une fois à remercier toutes les personnes qui ont bien voulu se soumettre à la torture de mon scapula locator ! Et un gros big up à Diane, Théo, Charles et Louise pour leur aide pendant ces expérimentations.

La thèse ayant ses hauts et ses bas, je souhaite remercier toutes les personnes qui m'ont maintenue vers le haut : ma psychologue ainsi que ma famille et mes amis. Merci pour votre présence et votre soutien.

Merci enfin à mes deux amours pour le bonheur quotidien qu'ils m'ont apporté : Mélusyne et Théo.

Table des matières

Table des figures **vii**

Liste des tableaux **xiii**

1 Introduction **1**

2 Cadre de la thèse **9**

2.1 Vue d'ensemble 10

2.2 Méthodes 10

2.2.1 Cinématique 10

2.2.2 Dynamique 12

2.2.3 Estimation des efforts musculaires 13

2.3 Modèles 15

2.3.1 Descriptions des modèles 15

2.3.2 Contraintes 24

2.4 Calcul des variables biomécaniques 34

2.4.1 Cinématique inverse 34

2.4.2 Dynamique inverse 36

2.4.3 Estimation des efforts musculaires 37

2.5 Expérimentations 38

2.5.1 Balayage de l'amplitude articulaire 39

2.5.2 Essais de lancer 40

2.6 Conclusion 41

3 Optimisation cinématique multicorps avec pénalisation des contraintes 43

3.1 Problème d'optimisation cinématique multicorps 45

3.1.1 Résolution par optimisation 45

3.1.2 Résolution itérative 46

3.2 Modèles 48

3.2.1 Modèle en boucle ouverte 49

3.2.2 Modèle en boucle fermée 50

3.3 Comparaison des méthodes et critère de performance 51
3.4 Résultats 52
3.4.1 Erreur de reconstruction 52
3.4.2 Violation des contraintes 53
3.4.3 Violation des limites 53
3.4.4 Différence des coordonnées articulaires 54
3.4.5 Gain en temps de calcul vis-à-vis de la précision de l'erreur de reconstruction 57
3.5 Discussion 60
3.5.1 Erreur de reconstruction 60
3.5.2 Vers le temps réel 61
3.5.3 Fiabilité de la méthode de référence 61
3.5.4 Limites du modèle utilisé 62
3.5.5 Choix de l'algorithme 62
3.6 Conclusion 63

4 Modélisation musculaire simplifiée et systématique 65
4.1 Définition du problème 66
4.2 Définition du chemin musculaire 70
4.2.1 Définition du bras de levier 70
4.2.2 Chemin géométrique 70
4.2.3 Frontières spatiales 72
4.3 Approximer les bras de levier 73
4.3.1 Muscles de type 1 74
4.3.2 Muscles de type 2 75
4.3.3 Approximer la longueur musculotendineuse 76
4.3.4 Critères de performance 77
4.3.5 Application à l'avant-bras 77
4.4 Résultats 80
4.4.1 Limites de la méthode 88
4.4.2 Du modèle à la réalité 89
4.5 Conclusion 89

5 Réduction du temps de calcul pour l'estimation des efforts musculaires 93
5.1 Calcul de la matrice des bras de levier 95
5.1.1 Présentation des deux stratégies 95
5.1.2 Comparaison des deux méthodes 100
5.1.3 Discussion 103
5.2 Calcul de la jacobienne des contraintes 104
5.2.1 Expression explicite des positions et rotations 105
5.2.2 Expression explicite de la jacobienne des contraintes 106
5.2.3 Comparaison des deux méthodes 107
5.2.4 Discussion 109
5.3 Conclusion 112

6 Applications 115
6.1 Application de la méthode de création de muscles au complexe de l'épaule 116
6.1.1 Données d'entrée de la méthode 116
6.1.2 Modification de la méthode 118
6.1.3 Résultats 120
6.1.4 Discussion 122
6.2 Application à des données de lancer 124
6.2.1 Modèles 124
6.2.2 Expérimentations 127
6.2.3 Critères de comparaison 128
6.2.4 Résultats 129
6.2.5 Discussion 132
6.3 Conclusion 135

7 Conclusion 137
7.1 Bilan des travaux présentés 137
7.2 Perspectives 138

Bibliographie 145

Claire LIVET, 23 août 2022

Table des figures

1.1 Exemples de domaines et d'applications de l'analyse musculo-squelettique. Pour chaque domaine (sport, clinique, ergonomie), on liste les différentes utilisations de l'analyse musculo-squelettique. 2

1.2 Principe de l'analyse musculo-squelettique. Les données d'entrées sont des mesures expérimentales, par exemple du mouvement et des efforts extérieurs. On leur applique ensuite des méthodes, qui prennent en entrée des modèles de différents niveaux (ostéoarticulaire, inertiel, musculaire). Les résultats extraits de ces méthodes sont des variables biomécaniques, telles que les variables cinématiques (liées au mouvement), dynamiques (liées aux accélérations et actions articulaires) ou encore musculaires (liées à la répartition des efforts dans les muscles). 3

1.3 Chaîne de traitement permettant d'estimer les variables biomécaniques. On retrouve le développement des méthodes de la Figure 1.2. Les données expérimentales de la capture de mouvement permettent d'obtenir les coordonnées articulaires (variables cinématiques) à l'issue de l'optimisation cinématique multicorps (utilisant un modèle ostéoarticulaire). Ensuite, ces coordonnées articulaires, couplées à la mesure des efforts extérieurs, permettent d'obtenir les couples articulaires (variables dynamiques) à l'issue de la dynamique inverse (utilisant un modèle ostéoarticulaire et un modèle inertiel). Enfin, l'estimation des efforts musculaire utilise les couples articulaires et les modèles ostéoarticulaire et musculaires pour déterminer les efforts musculaires (variables musculaires). 4

2.1 Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique 9

2.2 Exemple d'une décomposition dans un graphe de liaisons d'une articulation rotule en liaisons élémentaires de liaisons pivot en série. 16

2.3 Exemple de la numérotation des segments et de liaisons dans le cas de la présence d'un cycle dans le graphe des liaisons. On numérote de façon croissante à partir d'un segment en bout de chaîne. Dès que l'on croise un cycle, on le numérote de façon croissante puis lorsqu'on a fini de numéroter la boucle, on numérote les autres chaînes de segments jusqu'à leurs extrémités. 17
2.4 Paramétrage des segments 18
2.5 Représentation partielle d'un chemin musculaire composé uniquement de points de passage 21
2.6 Description des différents éléments composant la longueur musculotendineuse (Puchaud, 2020) 22
2.7 Création d'un shadow dans une boucle fermée 27
2.8 Segments osseux faisant partie d'une ou de plusieurs contraintes. *Source freepik.com* 29
2.9 Graphe des liaisons de l'épaule 30
2.10 Paramétrage du déplacement la scapula sur l'ellipsoïde 31
2.11 Définition de la liaison scapulo-thoracique telle que proposée par Seth *et al.* (2016). Le centre de la scapula est contrainte à rester sur l'ellipsoïde par les relations entre les translations T_x, T_y, T_z et les angles θ_1, θ_2 puis est autorisée à tourner suivant les axes des rotations ascendante et interne. . 33
2.12 Graphe des liaisons de l'avant-bras, tel que proposé par Pennestrì *et al.* (2007) 34
2.13 Représentation d'une partie des mouvements exécutés par le sujet. Il bouge de façon séquentielle plusieurs articulations selon toute l'amplitude possible. 40
2.14 Représentation schématique d'un essai de lancer. Les pavés gris représentent les capteurs EMG. 41

3.1 Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de la simulation musculosquelettique 43
3.2 Représentation graphique de la fonction de pénalisation des bords g . . . 47
3.3 Graphe de connectivité de la moitié du modèle en boucle ouverte. L'autre moitié (non repésentée) contient l'autre clavicule, humérus, avant-bras, radius, fémur, tibia et pied. 49
3.4 Graphe de connectivité de la moitié du modèle en boucle fermée. L'autre moitié (non représentée) contient l'autre scapula, clavicule, humérus, ulna, radius et main. 50

3.5 Comparaison des résultats des coordonnées articulaires pour quatre articulations pour un essai ROM pour un sujet (modèle en boucle ouverte). Le sujet a d'abord sollicité ses chevilles, puis ses genoux, poignets, coudes, épaules, le cou et le tronc. Le sujet n'était pas complètement statique sur les articulations non concernées par le mouvement à effectuer à un instant donné. La flexion de la cheville et la flexion du tronc sont similaires avec des coefficients de corrélation de Pearson (Pearson, 1896) hautes (1 et 0,935). La différence des rotations axiales de la liaison gléno-humérale sont similaires la moitié du temps et après 47s, les deux signaux sont différents en amplitudes mais pas en forme. Leur différence est au-delà du bruit de mesure (souligné en bleu clair) mais la résolution IR ne dépasse pas les limites articulaires. Pour l'inclinaison latérale du tronc, environ la moitié du temps est passée avec une différence au-dessus du bruit de la capture de mouvement et une partie des résultats dépasse les limites articulaires. . 55

3.6 Comparaison des résultats des coordonnées articulaires pour quatre articulations pour un essai de lancer pour un sujet (modèle en boucle fermée). Les résultats de la flexion du coude sont similaires, avec une différence en-dessous du seuil de bruit de la capture de mouvement. Les résultats pour l'inclinaison du tronc ont un coefficient de corrélation de Pearson de 0,487 avec une violation des limites à environ 2,5s (surligné avec une ligne foncée). Les angles de rotation axiale de la clavicule sont différents durant la majeure partie de l'essai (couleur claire). 56

3.7 Diagramme en violon du pourcentage de temps pendant lequel la différence entre les solutions est au-dessus du niveau de bruit de la capture de mouvement pour les essais de lancer. Chaque point représente une coordonnée articulaire et un essai. Pour chaque sujet, la médiane des essais est représentée par une ligne grise verticale. La moyenne est représentée par une ligne horizontale. Plus le nombre de points est important à une ordonnée donnée, plus le violon est large. 57

3.8 Nombre des coordonnées articulaires dont la différence entre les deux résolutions est au-dessus ou en-dessous du niveau de bruit pour chaque essai de lancer et chaque sujet. 57

3.9 Pourcentage moyen du temps durant lequel les solutions sont au-dessus du bruit de la mesure de la capture de mouvement pour les essais ROM. . 58

3.10 Erreur de reconstruction et fréquences de calcul pour chaque essai de lancer pour un sujet pour différentes tolérances sur la variation de la fonction de coût. La ligne rouge représente le seuil de la précision de la capture de mouvement. 59

3.11 Erreur de reconstruction et fréquences de calcul pour un essai ROM pour un sujet pour différentes tolérances sur la variation de la fonction de coût. La ligne rouge représente le seuil de la précision de la capture de mouvement. 59

4.1 Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique 65
4.2 Vue d'ensemble de la méthode de construction de chemin musculaire. On retrouve les deux étapes d'optimisation successives. La première prend en entrée le modèle ostéoarticulaire et les volumes des parties du corps. À partir des bras de levier et des points d'origine et d'insertion issus de données musculaires, l'optimisation des bras de levier génère les points de passage du chemin musculaire. Ensuite, l'optimisation des longueurs utilise ce chemin et la longueur musculotendineuse pour ajuster les positions des points d'origine et d'insertion. 69
4.3 Exemples de géométrie de chemins musculaires. Dans tous les cas, le nombre de points de passage ne dépend que du nombre de segment. Le type du muscle est déterminé par la nature de ses liaisons : si toutes les liaisons entre deux segments ont un seul DDL, alors le muscle est de type 1. Sinon, le muscle est de type 2. 72
4.4 Représentation des cylindres pour une chaîne ouverte de trois segments consécutifs. Les cylindres sont délimités en longueur par les points de référence (sans contour). Les points de passage (encerclés de noir) doivent rester dans le cylindre de la même couleur qu'eux. 73
4.5 Représentation des cylindres pour deux segments possédant le même segment ancêtre. Le début et la fin des cylindres sont les plans perpendiculaires à l'axe principal du segment contenant le point d'origine ou d'insertion du muscle. 73
4.6 Exemple de positions de points de passage qui donnent le même bras de levier. Le triangle B est la rotation d'un angle θ du triangle A. 74
4.7 Ajustement des points d'origine et d'insertion pour approximer la longueur musculotendineuse des données d'entrée 76
4.8 Relations entre les solides et les muscles. Mise en place des abréviations utilisées par la suite, rappelées en annexe 7.2. 79
4.9 Corrélation entre les longueurs musculotendineuses d'entrée et celles issues du modèle. Les muscles de type 1, respectivement de type 2, sont représentés de couleur transparente, respectivement de couleur opaque. . . 82

4.10 rRMSE entre les longueurs musculotendineuses d'entrée et celles issues du modèle, avant et après optimisation des longueurs musculotendineuses. Les muscles de type 1, respectivement de type 2, sont représentés de couleur transparente, respectivement de couleur opaque. 83
4.11 Exemple de résultats pour le muscle PQ. L'erreur de bras de levier maximale est de 22,1μm (0,29% du bras de levier maximal) et l'erreur maximale musculotendineuse est de 2,10μm (0,01% de la longueur musculotendineuse maximale) 83
4.12 Exemple de résultats pour le munscle PL. L'erreur maximale pour chaque bras de levier est : EFE : 1,7mm (10,69% du bras de levier maximal suivant EFE), PS : 0,96mm (14,32% du bras de levier maximal suivant PS), WDV : 9,41mm (45,13% du bras de levier maximal suivant WDV), WFE : 29,5mm (59,93% du bras de levier maximal suivant WFE) 84

5.1 Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique 93
5.2 Extrait d'un chemin musculaire constitué uniquement de points de passage 97
5.3 Modèle musculo-squelettique utilisé, définissant les liaisons et les muscles utilisés pour cette étude. Les détails des abréviations sont données en annexe 7.2. 100
5.4 RMSE absolue des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en cm 102
5.5 RMSE relative des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en % 103
5.6 Représentation partielle d'un chemin musculaire composé d'un enroulement quelconque 104
5.7 RMSE de la transposée de la jacobienne des contraintes en m ou sans unité. 108
5.8 rRMSE de la transposée de la jacobienne des contraintes en % 109
5.9 Répartition des temps de calcul pour chaque étape. La fréquence résultante est de 29,3 Hz 111

6.1 Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique 115
6.2 Schéma récapitulatif des liaisons et des muscles mis en jeu dans le modèle étudié 117
6.3 RMSE des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en cm 120

6.4 rRMSE des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en % 120
6.5 Bras de levier du muscle LATI pour autour de l'axe SCRI issus du modèle de Seth *et al.* (2019) sous OpenSim, pour différentes valeurs des coordonnées généralisées de la scapula. 123
6.6 Schéma rappelant les liaisons et les muscles mis en jeu lors de l'étude pour le modèle en boucle fermée. Les détails des abréviations sont donnés dans l'annexe 7.2. 125
6.7 Schéma rappelant les liaisons et les muscles mis en jeu lors de l'étude pour le modèle en boucle ouverte. Les détails des abréviations sont donnés dans l'annexe 7.2. 126
6.8 Méthode de mise à l'échelle de la force maximale 127
6.9 Comparaison des fréquences pour chaque étape de la chaîne de traitement de l'analyse musculo-squelettique. On sépare l'étape de cinématique inverse en deux étapes : l'optimisation cinématique multicorps (OCM) et le calcul des vitesses et accélérations (V&A). Viennent ensuite les étapes de dynamique inverse (DI) et d'estimation des efforts musculaires (Mus). . . 129
6.10 Exemple d'activations musculaires issues de la résolution du problème d'estimation des efforts musculaires (BF pour le modèle en boucle fermée, BO pour le modèle en boucle ouverte) vis-à-vis des mesures EMG. 130
6.11 Corrélations entre les activations issues des différents modèles et les mesures EMG. On indique par les étoiles (*) les résultats issus du test one-way ANOVA non paramétrique de Kruskal et Wallis (1952), avec "***" pour p<0,001, "**" pour p<0,01 et "*" pour p<0,05 130
6.12 Retard entre les activations issues des différents modèles et les mesures EMG. On indique par les étoiles (*) les résultats issus du test one-way ANOVA non paramétrique de Kruskal et Wallis (1952), avec "***" pour p<0,001, "**" pour p<0,01 et "*" pour p<0,05 131

Liste des tableaux

2.1 Contraintes à respecter en vitesse et en accélération 25

3.1 Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais 58
3.2 Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais (suite). 58

4.1 Description des segments d'intérêt pour un homme (1m70, comme le modèle de Holzbaur *et al.* (2005)) de masse 70kg (indice de masse corporelle standard). Les valeurs de masse sont adaptées de Dumas *et al.* (2007), les valeurs de densité sont reprises de Yeadon (1990) et les longueurs sont adaptées de Pennestrì *et al.* (2007). Le rayon du cylindre est déduit de la masse, la densité et de la longueur. 79
4.2 Comparaison des données nécessaires à la description des chemins musculaires : les chiffres dans les colonnes obstacles et points de passage (VP) correspondent aux nombres d'obstacles et de points de passage, respectivement, utilisés pour décrire les chemins musculaires. 80
4.3 Synthèse des résultats pour tous les muscles. Minimum, premier quartile, médiane, troisième quartile et maximum sont données pour les rRMSE des bras de levier pour chaque muscle et chaque articulation. Ces mêmes données statistiques sont aussi données pour les corrélations et rRMSE des longueurs musculotendineuses. 82
4.4 Chemin musculaire, erreurs des bras de levier et des longueurs musculotendineuses après optimisation pour un homme de taille 1m70. (Hu) désigne le repère de l'humérus, (R) celui du radius, (U) celui de l'ulna, (Ha) celui de la main. Les repères associés sont ceux définis par Pennestrì *et al.* (2007) 86
4.5 Chemin musculaire, erreurs des bras de levier et des longueurs musculotendineuses après optimisation pour un homme de taille 1m70. (Hu) désigne le repère de l'humérus, (R) celui du radius, (U) celui de l'ulna, (Ha) celui de la main. Les repères associés sont ceux définis par Pennestrì *et al.* (2007) 87

6.1 Comparaison des données nécessaires à la description des chemins musculaires : les chiffres dans les colonnes obstacles et points de passage (VP) correspondent aux nombres d'obstacles et de points de passage, respectivement, utilisés pour décrire les chemins musculaires. 119
6.2 Description des segments d'intérêt pour un homme (1m70, comme le modèle de Holzbaur *et al.* (2005)) de masse 70kg (indice de masse corporelle standard). Les valeurs de masse sont adaptées de Dumas *et al.* (2007), les valeurs de densité sont reprises de Yeadon (1990) et les longueurs sont adaptées de Seth *et al.* (2016). Le rayon du cylindre est déduit de la masse, la densité et de la longueur. 119
6.3 Formulation mathématique des problèmes à résoudre 124
6.4 Facteurs de mise à l'échelle à l'issue de la méthode de calibration de la force musculaire maximale. Le facteur retenu est le maximum des deux facteurs (en gras). 127

7.1 Définition des abréviations utilisées pour décrire les mobilités. Les mobilités sont précisément décrites dans les travaux de * Wu *et al.* (2005), † Seth *et al.* (2016) et ‡ Laitenberger *et al.* (2014) 143
7.2 Compilation des abréviations des muscles et leurs segments d'origine et d'insertion. 144

1 Introduction

L'analyse biomécanique du mouvement est un outil trouvant son utilité dans divers domaines liés à l'étude du mouvement humain. Baker (2006) indique qu'elle permet de poser un diagnostic clinique, de quantifier la sévérité d'une pathologie locomotrice, de suivre les progrès du patient et enfin de prédire les impacts d'une opération chirurgicale. Pour le milieu du sport, Southgate *et al.* (2016) décrivent les différentes utilités de l'analyse biomécanique de mouvement : l'amélioration de la performance sportive, la prévention des blessures, l'optimisation de l'interaction entre le matériel et le sportif et enfin l'amélioration de l'interaction au sein d'une équipe. Enfin, dans le monde du travail, l'analyse biomécanique du mouvement permet d'étudier l'interaction des travailleurs avec leur environnement, dans le but d'améliorer la productivité mais avant tout de prévenir l'apparition de troubles musculo-squelettiques (Chaffin *et al.*, 2006). On résume ces différents champs d'intérêt de l'analyse musculo-squelettique dans la Figure 1.1.

On distingue dans l'analyse biomécanique du mouvement deux approches : une approche purement expérimentale et une approche basée sur de la modélisation. L'analyse musculo-squelettique, basée sur de la modélisation, consiste à utiliser des données expérimentales comme entrée d'une modélisation numérique de l'humain afin de pouvoir en extraire des variables biomécaniques d'intérêt. Comme proposé sur la Figure 1.2, l'analyse musculo-squelettique s'appuie sur différents modèles qui sont utilisés par un ensemble de méthodes pour estimer des quantités cinématiques, dynamiques et musculaires. Cette

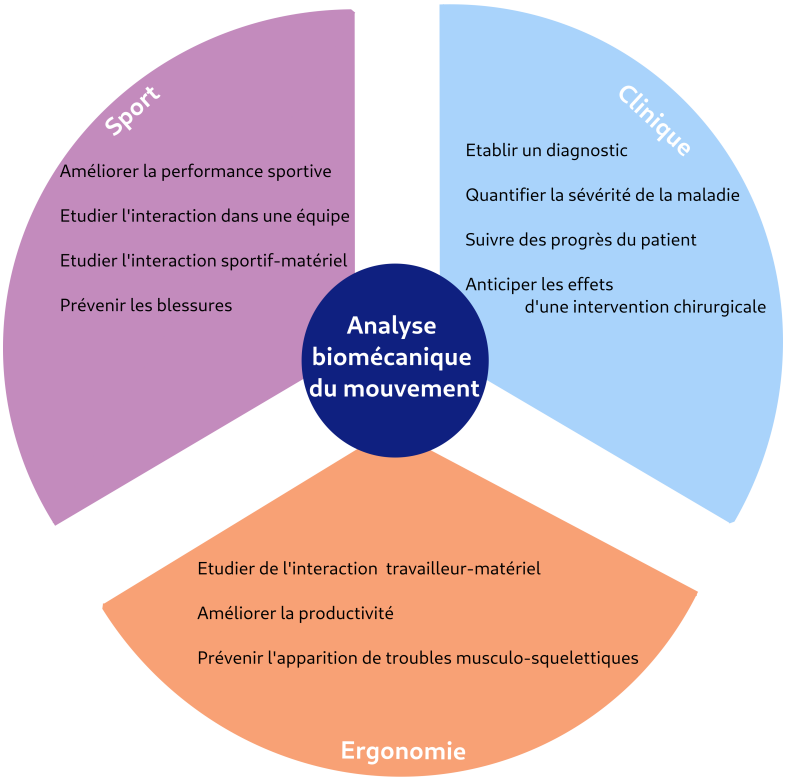

Figure 1.1 – Exemples de domaines et d'applications de l'analyse musculo-squelettique. Pour chaque domaine (sport, clinique, ergonomie), on liste les différentes utilisations de l'analyse musculo-squelettique.

approche permet d'avoir accès à des variables biomécaniques difficilement mesurables expérimentalement (efforts musculaires par exemple) et une meilleure compréhension de l'interaction entre ces variables, comparativement à une approche purement expérimentale.

Un exemple de méthodes qu'il est possible d'utiliser pour estimer les variables biomécaniques est représenté sur la Figure 1.3.

De plus, Patel et North (1975) ont montré l'intérêt de donner un retour en temps réel au patient sur ses performances afin de l'aider à se soigner. Dans ce même objectif, Barrios *et al.* (2010) passent par une analyse musculo-squelettique pour que le patient prenne connaissance en temps réel de ses performances en regard des performances attendues. Pour ce faire, il faut alors pouvoir réaliser l'acquisition des mesures en temps réel mais aussi toute la chaîne de traitement, de l'estimation des coordonnées articulaires à l'estimation des efforts musculaires. On définit la fréquence d'acquisition comme la

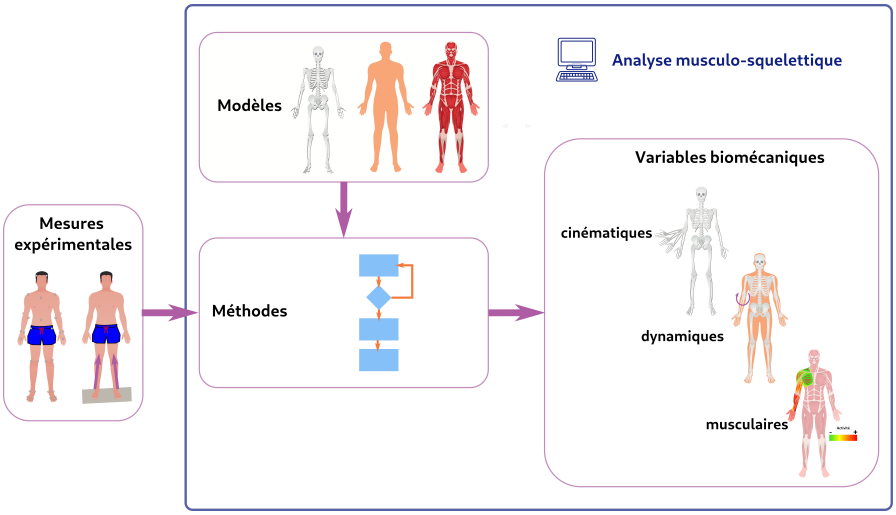

Figure 1.2 – Principe de l'analyse musculo-squelettique. Les données d'entrées sont des mesures expérimentales, par exemple du mouvement et des efforts extérieurs. On leur applique ensuite des méthodes, qui prennent en entrée des modèles de différents niveaux (ostéoarticulaire, inertiel, musculaire). Les résultats extraits de ces méthodes sont des variables biomécaniques, telles que les variables cinématiques (liées au mouvement), dynamiques (liées aux accélérations et actions articulaires) ou encore musculaires (liées à la répartition des efforts dans les muscles).

fréquence minimale permettant de capturer les particularités du mouvement étudié. Par exemple, van der Kruk et Reijne (2018) indiquent que le système Vicon-460 peut capturer jusqu'à 2000 Hz, mais rapportent son utilisation à 120 Hz pour un mouvement constitué de translations de faible amplitude. De plus, il faut aussi prendre en compte le délai de traitement de l'information. En effet, Kannape et Blanke (2013) définissent le délai maximum avant que l'information donnée à l'utilisateur ne perde sa pertinence à 75 ms. Un retour temps réel implique donc que la chaîne de traitement soit à la même fréquence que la fréquence d'acquisition tout en ayant un délai suffisamment faible pour que l'information transmise à l'utilisateur soit pertinente.

D'après Sauret *et al.* (2014), les techniques de mesure de l'activité (capture de mouvement, capteurs d'efforts...) ont atteint leur maturité et permettent de réaliser ces mesures en temps réel. Quant à la chaîne de traitement, il existe déjà de nombreux travaux permettant de réaliser ces calculs en temps réel : Murai *et al.* (2010) utilisent pour cela des électromyogrammes (EMG), Van Den Bogert *et al.* (2013); Pizzolato *et al.* (2017) utilisent des modèles ostéoarticulaires simplifiés et Samy *et al.* (2019) présentent

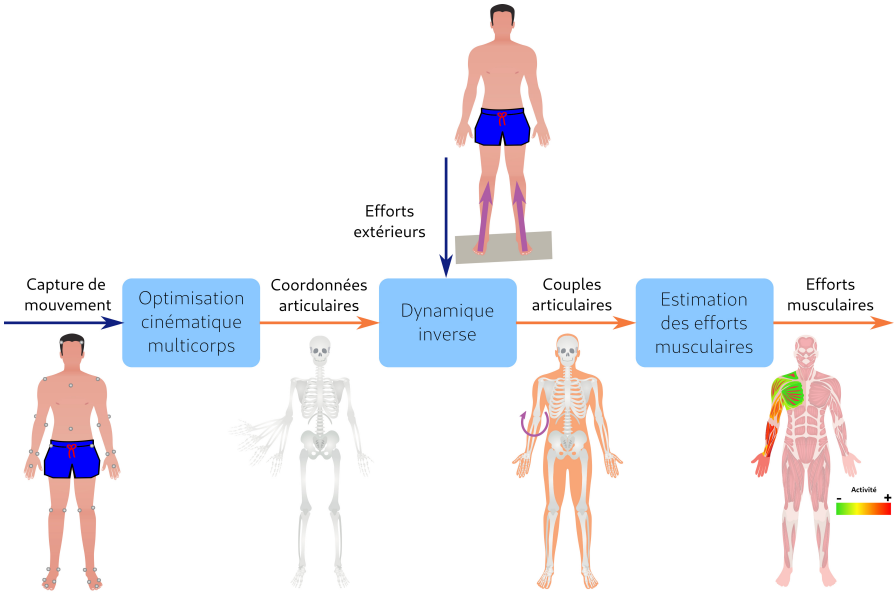

Figure 1.3 – Chaîne de traitement permettant d'estimer les variables biomécaniques. On retrouve le développement des méthodes de la Figure 1.2. Les données expérimentales de la capture de mouvement permettent d'obtenir les coordonnées articulaires (variables cinématiques) à l'issue de l'optimisation cinématique multicorps (utilisant un modèle ostéoarticulaire). Ensuite, ces coordonnées articulaires, couplées à la mesure des efforts extérieurs, permettent d'obtenir les couples articulaires (variables dynamiques) à l'issue de la dynamique inverse (utilisant un modèle ostéoarticulaire et un modèle inertiel). Enfin, l'estimation des efforts musculaire utilise les couples articulaires et les modèles ostéoarticulaire et musculaires pour déterminer les efforts musculaires (variables musculaires).

un usage de leurs méthodes en temps réel mais ne proposent pas de validation des résultats biomécaniques issus de ces méthodes.

Sauret *et al.* (2014) indiquent que pour les personnes en situation de handicap, les mesures sont plus inconfortables que pour les personnes asymptômatiques. Il est donc préférable d'éviter si possible les mesures par EMG, légèrement invasives et longues à préparer (Konrad, 2006).

De plus, il serait intéressant de pouvoir réaliser les traitements sur des modèles ostéoarticulaires plus complexes. Par exemple, pour les utilisateurs de fauteuil de roulant manuel, on observe une prévalence des douleurs dans les articulations de l'épaule (Rice et Rice, 2017). Afin de mieux les observer, les comprendre et enfin aider les utilisateurs de fauteuil roulant manuel, il faut utiliser un modèle ostéoarticulaire de l'épaule respectant au mieux l'anatomie du complexe de l'épaule. En effet, Laitenberger *et al.* (2014); Michaud

et al. (2017); Hybois *et al.* (2019) ont montré que les modèles anatomiquement plus réalistes conduisaient à de meilleures reconstructions cinématiques que des modèles simplifiés. Or, la modélisation du complexe de l'épaule met en jeu des contraintes géométriques (Van der Helm *et al.*, 1992; Seth *et al.*, 2016; De Groot et Brand, 2001). Ces contraintes ajoutent des équations à respecter ; en plus des équations à résoudre pour l'analyse musculo-squelettique ; à la fois en position, en vitesse et en accélération. Tout l'enjeu réside donc dans l'inclusion de ces contraintes afin d'obtenir des mesures pertinentes tout en pouvant donner au patient un retour en temps réel.

La résolution des problèmes associés à l'ajout de contraintes dans les étapes de l'analyse musculo-squelettique est déjà connue. La difficulté de l'ajout de ces contraintes réside plus dans le temps de calcul que dans la mise en œuvre de la résolution. La littérature a en effet relevé que l'ajout de ces contraintes augmentait le temps de calcul (Pizzolato *et al.*, 2017; Sherman *et al.*, 2011) ou alors n'a pas quantifié le temps de calcul dû à la prise en compte de ces contraintes (Pennestrì *et al.*, 2007; Andersen *et al.*, 2009; Laitenberger *et al.*, 2014; Seth *et al.*, 2016; Michaud *et al.*, 2017).

En résumé, il serait intéressant d'utiliser d'un modèle musculo-squelettique biomécaniquement réaliste, c'est-à-dire au plus proche de l'anatomie humaine, lors d'une analyse musculo-squelettique pour donner des informations pertinentes en temps réel à différents acteurs (cliniciens, coachs, ergothérapeutes, patients, ...). Le modèle ostéoarticulaire fait apparaître des contraintes qu'il faut alors prendre en compte. C'est dans ce contexte que s'inscrit cette thèse : comment diminuer le temps de calcul qu'ajoute la prise en compte des contraintes dans toutes les étapes de la chaîne de traitement de l'analyse musculo-squelettique ?

On s'intéresse donc à la prise en compte d'un modèle d'avant-bras (Pennestrì *et al.*, 2007) et d'un modèle d'épaule (Seth *et al.*, 2016), tous deux contraints, dans l'étape de cinématique inverse. Pour pouvoir étudier l'étape d'estimation des efforts musculaires, on s'intéresse d'abord à la création d'un modèle musculaire systématique permettant de prendre en compte n'importe quelle chaîne cinématique, dont une chaîne cinématiquement

contrainte, en utilisant des données de bras de levier musculaires et de longueur musculaires en entrée. On cherche ensuite à diminuer le temps de calcul de l'estimation des efforts musculaires. Enfin, on applique à la fois la méthode de création des muscles sur le modèle d'épaule de Seth *et al.* (2016) et on applique la chaîne d'analyse musculo-squelettique complète sur un modèle contraint et un modèle non-contraint.

Dans le chapitre 2, on définit tous les concepts présentés dans la Figure 1.3, que ce soient les méthodes proposées dans la littérature, les modèles étudiés, les équations utilisées dans les méthodes pour calculer les variables biomécaniques ou encore les données expérimentales.

Le chapitre 3 traite de la prise en compte des contraintes dans l'étape de cinématique inverse. On propose de comparer deux méthodes de résolution de ce problème : une qui va respecter les contraintes en tant que contrainte du problème d'optimisation, et une autre qui va plutôt les introduire par pénalisation dans la fonction coût. La méthode de pénalisation permettrait de réduire les temps de calcul tout en garantissant un résultat proche de la méthode par optimisation sous contraintes.

On s'intéresse ensuite à la réduction du temps de calcul de l'étape d'estimation des efforts musculaires, à la fois lors de la modélisation des muscles (chapitre 4) mais aussi lors du calcul des matrices impliquées dans les équations de la dynamique et enfin lors de la résolution du problème de recrutement musculaire en lui-même (chapitre 5). Le travail associé pour modéliser chaque muscle est long et fastidieux (Gatti et Hughes, 2009). De plus, un chemin musculaire complexe (utilisant par exemple plusieurs obstacles) conduit à un calcul plus long qu'un chemin plus simple (Favre *et al.*, 2010). Il existe donc un juste milieu à trouver entre chemin musculaire fidèle à des données expérimentales et simplicité pour le temps de calcul lors de l'estimation des forces musculaires. On propose alors dans le chapitre 4 une méthode systématique de création d'un chemin musculaire simplifié. Cette méthode permet de générer des chemins musculaires composés uniquement de points de passage à partir de données de bras de levier et de longueurs musculotendineuse.

Dans le chapitre 5, on s'intéresse à la répartition du temps de calcul au sein de l'étape d'estimation des efforts musculaires. En effet, les quantités associées aux bras de levier et aux contraintes peuvent être tout aussi longues en temps de calcul que l'algorithme d'optimisation en lui-même. On explore alors deux pistes pour les calculs de ces quantités : la différenciation numérique (Sherman *et al.*, 2013) ou le calcul analytique (Carpentier et Mansard, 2018).

Dans le chapitre 6 orienté sur les applications des méthodes proposées dans les chapitres précédents, la méthode de création de chemin musculaire est appliquée et évaluée pour le complexe de l'épaule. On cherche aussi au sein de cette partie à comparer les résultats issus de l'étape des estimations musculaires pour des modèles en boucle ouverte et en boucle fermée, afin de mieux cerner l'impact de l'architecture ostéoarticulaire sur l'estimation des efforts musculaires, sachant que cet impact a déjà étudié pour l'étape de cinématique inverse (Duprey *et al.*, 2010; Laitenberger *et al.*, 2014; Clément *et al.*, 2015; Michaud *et al.*, 2017; Hybois *et al.*, 2019).

Enfin le chapitre 7 permettra de conclure sur les travaux menés ainsi que de les mettre en perspective.

2

Cadre de la thèse

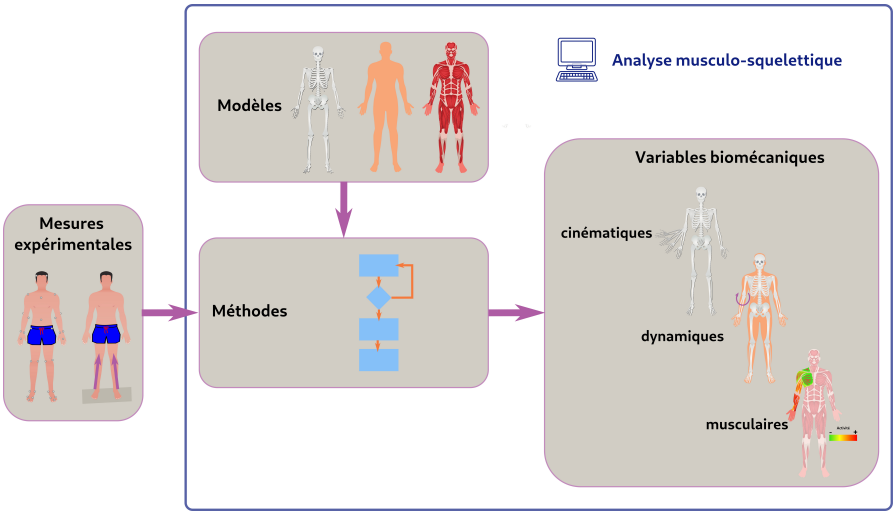

Figure 2.1 – Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique

L'introduction a permis de présenter le concept général des enjeux de l'analyse musculo-squelettique. Les chapitres suivants visent à étudier différentes méthodes et modèles au sein de l'analyse musculo-squelettique. Ce chapitre permet de poser les bases des concepts de la Figure 2.1 et de les situer vis-à-vis de la littérature, pour de donner les outils pour la compréhension des chapitres suivants. On utilisera tout au long de ce manuscrit le schéma de la Figure 2.1, dont on grisera les cases des éléments étudiés dans le chapitre. Ici, on étudie tous les éléments de la Figure 2.1, donc toutes les cases sont grisées.

2.1 Vue d'ensemble

Dans un premier temps, on va définir chaque case de la Figure 2.1. Les concepts généraux de méthodes issus de la littérature étant indépendants des modèles et des mesures expérimentales, c'est d'abord le positionnement par rapport à la littérature que l'on présente.

Ensuite, afin de définir précisément les notions de contraintes dont les enjeux de biofidélité ont été présentés en introduction, on définit les notations utilisées pour la modélisation du corps humain (arborescente, géométrique, inertielle, musculaire). On présente donc ensuite les contraintes, à savoir leur définition mathématique et les parties du corps humain dans lesquelles de tels objets mathématiques sont nécessaires pour décrire le mouvement.

Une fois que l'on a mis en place les modèles et les contraintes utilisés, on définit alors mathématiquement les problèmes à résoudre dans le cadre des méthodes choisies en amont.

Enfin, afin de valider les modèles et méthodes développés dans la suite de ce manuscrit, une partie sur les expérimentations utilisées au cours de cette thèse permettra de présenter les mouvements et le matériel utilisé lors de ces expérimentations.

2.2 Méthodes

Au cours de ces travaux, on cherche à proposer des méthodes permettant d'estimer les coordonnées articulaires, les couples articulaires et les efforts musculaires en temps réel tout en prenant en compte des contraintes. Cette partie permet de développer : 1) l'intérêt de chaque variable biomécanique dans divers contextes, 2) les méthodes proposées dans la littérature pour parvenir à calculer ces variables biomécaniques, 3) le positionnement vis-à-vis de la littérature.

2.2.1 Cinématique

L'analyse cinématique permet, par exemple, d'étudier le lien entre la trajectoire de la main courante, les vitesses et accélérations articulaires associées avec les blessures

dues à l'usage d'un fauteuil roulant manuel (Shimada *et al.*, 1998). De même, l'analyse cinématique permet de mettre en exergue des asymétries bilatérales chez les joueurs professionnels de tennis en fauteuil roulant (Warner *et al.*, 2018). Cet outil permet aussi de comparer différentes positions d'accouchement afin d'éviter les dystocies des épaules (les épaules de l'enfant empêchent sa sortie) (Desseauve *et al.*, 2020b) ou encore de faciliter le travail d'accouchement (Desseauve *et al.*, 2020a). Enfin, dans un souci d'aide à la rééducation, les analyses cinématiques peuvent être utilisées afin d'améliorer l'usage du fauteuil roulant (Demeco *et al.*, 2022). Cette rééducation via des données cinématiques peut être réalisée via un retour à l'utilisateur en temps réel (Rice *et al.*, 2010; Leving *et al.*, 2015). Barrios *et al.* (2010) ont rapporté que la rétroaction en temps réel est déjà utilisée pour la rééducation de la marche. Cela permet au patient d'avoir un retour sur sa posture et de la corriger si besoin est.

L'étape de cinématique inverse permet d'estimer les coordonnées articulaires à partir de données de capture de mouvement (Begon *et al.*, 2018). Dans le contexte de capture de mouvement optoélectronique, cela consiste, par exemple, à chercher les coordonnées articulaires qui minimisent la distance entre des marqueurs expérimentaux et les marqueurs sur un modèle cinématique (Duprey *et al.*, 2017).

Deux méthodes classiques permettent d'accéder à ces coordonnées articulaires : une méthode d'optimisation segmentaire et une méthode d'optimisation globale (Chèze, 2014; Muller, 2017). La méthode d'optimisation segmentaire consiste à positionner successivement les segments, soit par rapport au segment proximal (Kadaba *et al.*, 1990) soit par rapport à un repère fixe (Cappozzo *et al.*, 1996). Cette méthode autorise la dislocation des articulations, donc un non-respect de la chaîne cinématique, et ne permet donc pas de prendre en compte des contraintes. La méthode d'optimisation globale, que l'on nommera par la suite optimisation cinématique multicorps (Dumas *et al.*, 2016) est initialement introduite par Lu et O'Connor (1999). L'ensemble du système ostéoarticulaire doit suivre les marqueurs, empêchant les dislocations et permettant de prendre en compte

des contraintes (Fohanno *et al.*, 2014). Comme ces dernières sont centrales dans cette thèse, c'est donc cette méthode qui sera utilisée.

2.2.2 Dynamique

Les efforts et couples articulaires permettent d'étudier les risques de blessures lors de l'usage de fauteuil roulant manuel (Van Drongelen *et al.*, 2005; Desroches *et al.*, 2010). Ren *et al.* (2005) utilisent une étude dynamique sur l'impact du port d'un sac à dos sur les couples articulaires. Zajac *et al.* (2003) rapportent différentes études utilisant les couples articulaires, par exemple pour la simulation de la marche (Pandy et Berme, 1989; Gilchrist et Winter, 1997). L'analyse dynamique permet aussi de comparer l'impact de différentes orthèses sur des patients atteints de paralysie cérébrale (Romkes et Brunner, 2002). Enfin, l'estimation des couples articulaires permet d'aider à la conception et à l'usage de systèmes d'assistance, tels que les exosquelettes (Bordron *et al.*, 2021).

Réaliser une dynamique directe signifie que l'on cherche à estimer les accélérations à partir des actions (efforts et couples) s'appliquant sur le système. La dynamique inverse s'appuie sur les positions, vitesses et accélérations déjà connues ainsi que sur les efforts extérieurs afin d'estimer les efforts et couples articulaires (van den Bogert, 1994; Van Drongelen *et al.*, 2005; Stief *et al.*, 2008; Desroches *et al.*, 2010), que l'on désignera par la suite par efforts généralisés.

Featherstone (2008) recense deux familles de méthodes pour résoudre un problème de dynamique directe (résolution simultanée de toutes les équations de la dynamique ou propagation articulation par articulation) et une méthode pour résoudre un problème de dynamique inverse (algorithme de Newton-Euler (Newton, 1687; Euler, 1775)). Dans les deux cas, ces méthodes sont itératives, leur temps de calcul est donc uniquement fixé par l'algorithme de résolution itératif. van den Bogert et Su (2008) proposent une méthode de dynamique inverse utilisant une minimisation des moindres carrés pour déterminer les couples articulaires. Enfin, Eberhard et Schiehlen (2006) ajoute à la liste des algorithmes de dynamique inverse la méthode de Lagrange (Lagrange, 1788).

L'étape d'estimation des efforts musculaires, détaillée dans la sous-section suivante, utilise les efforts généralisés issus de la dynamique inverse. L'approche utilisée sera donc l'utilisation d'une dynamique inverse.

Pour un système polyarticulé représentant la cinématique du corps humain, il peut exister un cycle dans le graphe cinématique parmi les segments osseux, c'est-à-dire que l'on peut retomber sur un même segment en parcourant la chaîne des segments sans faire de demi-tour. Dans ce cas, des efforts de fermeture de boucle viennent s'ajouter comme efforts à prendre en compte dans les équations de la dynamique. Comme on le verra par la suite, on considère que ces efforts de fermeture de boucle sont des inconnues au même titre que les efforts musculaires. On considère alors que les quantités issues de la dynamique inverse ne sont que les efforts généralisés issus des données du mouvement et des efforts extérieurs, s'appliquant sur tous les segments du système. On s'appuie dans la suite de ce manuscrit sur la méthode de Newton-Euler pour calculer les efforts généralisés issus des données du mouvement dont la complexité est proportionnelle au nombre de segments du système (Featherstone, 2008).

2.2.3 Estimation des efforts musculaires

On peut mesure l'activité électrique des muscles par des EMG. En effet, on peut capter le champ électromagnétique généré par un muscle se contractant (de Luca, 1979), ce qui permet de mesurer son activité. D'après Fang *et al.* (2020), les mesures EMG permettent 1) d'établir un diagnostic, 2) d'évaluer l'avancée de la rééducation, 3) de contrôler les stratégies pour les équipements d'assistance.

Comme les mesures doivent être rapides à mettre en place et le moins invasives possible pour les patients, on s'oriente vers l'usage de mesures EMG de surface : elles présentent l'inconvénient d'être bruitées et d'être sujettes aux diaphonies provenant de plusieurs muscles (Farina *et al.*, 2002), variant avec la fatigue musculaire (Cifrek *et al.*, 2009) et la longueur du muscle étudié (van der Helm, 1994). Pilkar *et al.* (2020) soulignent la difficulté de l'usage des EMG chez les cliniciens, notamment du fait de la complexité et du temps nécessaire pour mettre en place les EMG (Konrad, 2006). Enfin, Campanini

et al. (2020) recensent d'autres obstacles à l'utilisation des EMG dans un contexte clinique, qui sont à la fois culturels, éducatifs, techniques et économico-administratifs.

Afin de compléter ces mesures EMG, deux approches sont possibles : une approche purement expérimentale par fusion de données (Fang *et al.*, 2020), ajoutant des données issues d'autres capteurs (centrales inertielles, mesure des efforts extérieurs, capture de mouvement) et une approche utilisant l'analyse musculo-squelettique, telle que nous l'avons définie dans l'introduction.

On s'intéresse dans cette thèse aux méthodes permettant la réalisation des mesures rapides (notamment dans un contexte clinique) et écologiques (diminuer l'interaction entre le matériel de mesure et le sujet). En effet, (Cappozzo, 2002; Bonnet *et al.*, 2013) soulignent l'intérêt d'effectuer des mesures avec le minimum de capteurs, à cause de la complexité des protocoles expérimentaux et de l'instrumentation à mettre en place, mais aussi du coût de ces capteurs. On ne s'oriente pas dans ces travaux vers une approche de fusion de données. En effet, elle nécessite d'équiper le patient avec de multiples capteurs en plus des EMG, déjà longs à mettre en place, et donc allonge la durée de l'expérimentation.

L'estimation des efforts musculaires peut se réaliser, comme l'étape de la dynamique, suivant deux méthodes : une méthode dite directe et une méthode dite inverse (Buchanan *et al.*, 2004; Erdemir *et al.*, 2007). La méthode directe part des efforts musculaires pour générer le mouvement expérimental observé, en utilisant une dynamique directe. Elle peut prendre en données d'entrée des mesures EMG. La méthode inverse part du mouvement expérimental observé pour générer les efforts musculaires, en utilisant une dynamique inverse.

La méthode inverse traite indépendemment chaque instant de mesure, dès que l'on dispose des vitesses et accélérations, alors que la méthode directe va s'appuyer sur une intégration des équations du mouvement sur toute la durée de l'essai. De ce fait, dans une visée temps réel, il est préférable d'utiliser une méthode inverse plutôt qu'une méthode directe (Quental *et al.*, 2016). L'avantage et l'inconvénient majeur de la méthode inverse est son traitement indépendant des instants. L'intégration temporelle sur toute la période

prend plus de temps de calcul qu'un traitement instant par instant, et le traitement instant par instant empêche de prendre en compte des considérations physiologiques, telles que les équations différentielles d'excitation musculaire. Certains auteurs ont intégré ces considérations physiologiques à la méthode inverse : Quental *et al.* (2018); Anderson et Pandy (2001) en concluent que les solutions issues des deux méthodes sont équivalentes tandis que De Groote *et al.* (2009) observent une différence minime.

Ce manuscrit s'orientera donc vers l'utilisation d'une méthode inverse, plus rapide qu'une méthode directe, pour une solution que l'on souhaite sensiblement équivalente.

2.3 Modèles

On décrit à présent la partie modélisation de la Figure 2.1. On introduit ici toutes les modélisations et concepts qui seront utilisées pour l'ensemble des développements suivants de ce manuscrit. La première sous-partie introduit les modélisations et la seconde sous-partie fera usage de la modélisation arborescente et géométrique afin de définir les notions de contraintes.

2.3.1 Descriptions des modèles

On utilise par la suite les notations de Muller (2017); Kajita *et al.* (2009), qui seront rappelées dans les différentes descriptions.

Les modèles proposés s'appuient sur quatre niveaux :

— la description arborescente, qui indique la relation entre les segments considérés ;

— la description géométrique, qui indique les notations utilisées pour placer les repères les uns par rapport aux autres ;

— la description inertielle, introduisant les termes inertiels ;

— la description musculaire, permettant de repérer précisément les points de passage des muscles dans le graphe des liaisons ainsi que de définir le modèle de génération d'effort utilisé.

2.3.1.1 Description arborescente

Chaque segment est lié aux autres via une arborescence binaire avec deux types de nœuds : enfant et sœur.

Chaque segment est cinématiquement lié à son enfant via une liaison unique. Un segment ne peut posséder plusieurs enfants, alors qu'il peut être articulé mécaniquement avec plusieurs segments. On choisit alors un de ces segments comme enfant. Cet enfant va posséder alors une sœur, qui possédera elle aussi une sœur jusqu'à ce que toute la chaîne des sœurs plus l'enfant reprennent tous les segments mécaniquement en liaison avec le segment initial.

Une liaison peut être de deux types élémentaires : soit une liaison pivot, soit une liaison glissière. Une articulation cinématique plus complexe entre deux segments osseux est donc créée à partir de séquences de liaisons pivot ou glissière entre différents segments virtuels (Figure 2.2) et d'ajout de contraintes supplémentaires au besoin. On fait donc la distinction entre les segments dits «réels» et ceux «virtuels», ajoutés pour modéliser la mobilité entre deux segments réels.

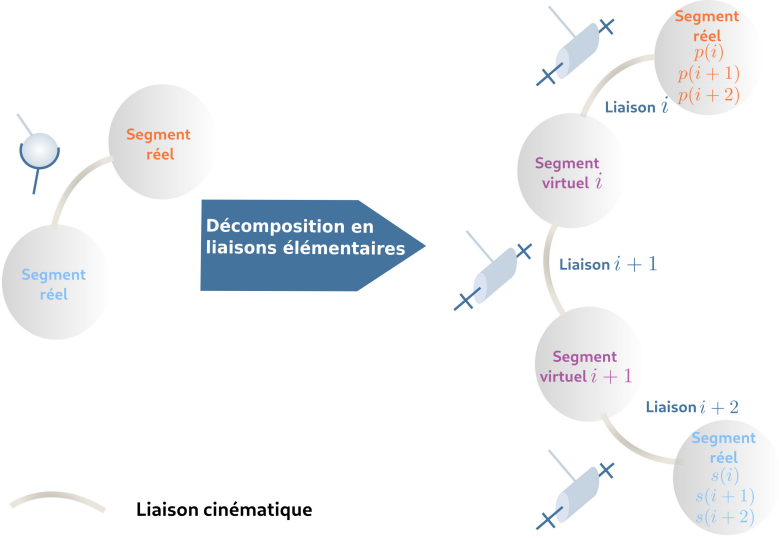

Figure 2.2 – Exemple d'une décomposition dans un graphe de liaisons d'une articulation rotule en liaisons élémentaires de liaisons pivot en série.

On introduit les notations suivantes, qui permettent de disarbretinguer les numérotations du système avec des liaisons à un degré de liberté du système à segments réels :

— $p(i)$ est le segment réel prédécesseur de la liaison i

— $s(i)$ est le segment réel successeur de la liaison i

Dans le cas de systèmes présentant un cycle (on peut revenir à un même segment en parcourant la chaîne cinématique sans faire de demi-tour) , on numérote préférentiellement dans l'ordre croissant d'abord les éléments dans le cycle, comme visible sur la Figure 2.3. On utilise aussi par la suite la notion de plus jeune ancêtre commun : c'est le premier segment commun à deux segments lorsque l'on remonte le graphe des liaisons. Par exemple, sur la Figure 2.3, le plus jeune ancêtre commun des segments 6 et 5 est le segment 3.

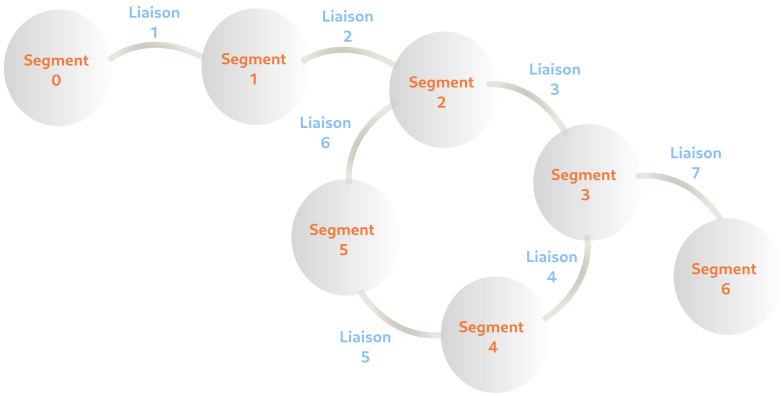

Figure 2.3 – Exemple de la numérotation des segments et de liaisons dans le cas de la présence d'un cycle dans le graphe des liaisons. On numérote de façon croissante à partir d'un segment en bout de chaîne. Dès que l'on croise un cycle, on le numérote de façon croissante puis lorsqu'on a fini de numéroter la boucle, on numérote les autres chaînes de segments jusqu'à leurs extrémités.

2.3.1.2 Description géométrique

On retrouve les informations du paramétrage résumées sur la Figure 2.4.

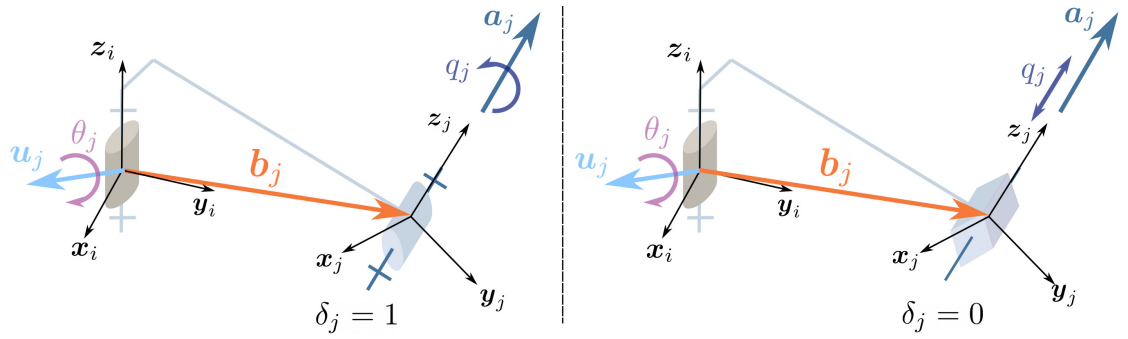

Figure 2.4 – Paramétrage des segments

Avec :

— $\boldsymbol{b}_j$ le vecteur de la position relative de l'origine du repère enfant j par rapport au repère parent i, exprimé dans le repère parent i

— $(\boldsymbol{u}_j, \theta_j)$ le couple définissant la rotation fixe du repère j par rapport au repère i, $\boldsymbol{u}_j$ étant l'axe de rotation et θ_j l'angle de la rotation

— $\boldsymbol{a}_j$ l'axe d'orientation de la liaison exprimée dans le repère i

— q_j le degré de liberté de la liaison j, les vecteurs des coordonnées articulaires $\boldsymbol{q}$, vitesses articulaires $\dot{\boldsymbol{q}}$ et accélérations articulaires $\ddot{\boldsymbol{q}}$.

— δ_j, l'indicateur de rotation ou de translation de la liaison j. Si j est une rotation, $\delta_j = 1$, si j est une translation, $\delta_j = 0$.

On ajoute à cette liste d'éléments géométriques les notations mathématiques suivantes :

— $\mathcal{R}(q, \boldsymbol{a})$, la matrice de rotation d'un angle q autour d'un axe $\boldsymbol{a}$

— $\mathcal{P}(q, \boldsymbol{a})$, la translation de q suivant un axe $\boldsymbol{a}$

— $\hat{\boldsymbol{a}}$ l'opérateur produit vectoriel appliqué au vecteur $\boldsymbol{a}$

— ${}^i\boldsymbol{R}_j$ la matrice de rotation du repère associé au segment j par rapport à un repère i

— ${}^i\boldsymbol{p}_j$ la position relative du repère associé au segment j par rapport à un repère i

La position et l'orientation d'un repère j par rapport à un repère i donné s'écrit :

$$ {}^{i}\boldsymbol{R}_j = {}^{i}\boldsymbol{R}_{j-1}\mathcal{R}(\theta_j, \boldsymbol{u}_j)\mathcal{R}(\delta_j q_j, \boldsymbol{a}_j) \tag{2.1} $$

$$ {}^{i}\boldsymbol{p}_j = {}^{i}\boldsymbol{p}_{j-1} + {}^{i}\boldsymbol{R}_{j-1}(\boldsymbol{b}_j + (1-\delta_j)q_j\boldsymbol{a}_j) \tag{2.2} $$

Par démonstration de récurrence, on peut en déduire la formulation explicite, $\forall j > i$:

$$ {}^{i}\boldsymbol{R}_j = \prod_{m=i+1}^{j} (\mathcal{R}(\theta_m, \boldsymbol{u}_m)\mathcal{R}(\delta_m q_m, \boldsymbol{a}_m)) \tag{2.3} $$

$$ {}^{i}\boldsymbol{p}_j = \sum_{m=i+1}^{j} \prod_{l=i+1}^{m} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))(\boldsymbol{b}_m + (1-\delta_m)q_m\boldsymbol{a}_m) \tag{2.4} $$

2.3.1.3 Description inertielle

Chaque segment réel possède des propriétés inertielles. On note :

— $\boldsymbol{c}_j$ la position du centre de masse du segment j défini dans le repère du segment j

— m_j la masse du segment j

— $\boldsymbol{I}_j$ la matrice d'inertie du segment exprimée au centre de masse du segment j dans la base définie par le repère du segment j

2.3.1.4 Description musculaire : Modélisation géométrique

La littérature propose deux méthodes afin de calculer les longueurs musculotendineuses et les bras de levier musculaires. La première consiste à modéliser par une équation mathématique la relation entre les angles et les longueurs et bras de leviers (Menegaldo *et al.*, 2004; Rankin et Neptune, 2012; Ramsay *et al.*, 2009; Pigeon *et al.*, 1996). La seconde méthode consiste à modéliser le muscle par un modèle physique en le représentant par une ligne d'action s'attachant à différents segments sur une chaîne (Gonzalez *et al.*, 1997; Garner et Pandy, 2000; Holzbaur *et al.*, 2005; Damsgaard *et al.*, 2006; Klein Horsman *et al.*, 2007; Song *et al.*, 2008; Scholz, 2016; Goislard De Monsabert *et al.*, 2018; Ma'touq *et al.*, 2019). En s'enroulant autour de différents obstacles, cette ligne d'action prend une forme permettant d'approcher des données expérimentales de bras de levier et de longueur musculotendineuse (Sherman *et al.*, 2013).

La modélisation sous forme de relation mathématique a l'avantage d'être plus rapide à calculer que les modèles physiques (Menegaldo *et al.*, 2004). Cependant, il n'existe a priori pas de règle de mise à l'échelle d'un sujet à l'autre pour ces modèles musculaires. De plus, ces modèles sont issus des paramétrages géométriques et angulaires spécifiques, et donc peu adaptables à de nouvelles architectures ostéoarticulaires. Les modèles physiques permettent de prendre en compte de nouvelles architectures puisque les muscles restent attachés de la même façon aux segments, indépendemment de la liaison entre ces deux segments.

Les modélisations physiques utilisant un ou plusieurs obstacles ont elles aussi leur inconvénient : elles nécessitent de choisir les obstacles à mettre sur le chemin musculaire pour chaque muscle, c'est-à-dire leur forme, leurs dimensions et leur emplacement sur le chemin musculaire. La présence de ces obstacles ralentit le temps de calcul (Favre *et al.*, 2010) et ici également il n'existe pas de règle pour la mise à l'échelle : par exemple, Modenese *et al.* (2018) se réfèrent à des livres d'anatomie pour réaliser des ajustements de leurs modèles musculaires. De plus, Killen *et al.* (2021) indiquent la présence de discontinuité dans les bras de levier lors d'usage d'obstacles.

Dans ce travail, on prend le parti de modéliser physiquement les muscles en n'utilisant que des points de passage, ce qui garantit la continuité des bras de levier et évite le problème de mise à l'échelle d'obstacles. Un exemple de chemin musculaire passant par deux articulations est donné sur la Figure 2.5.

Afin de lier le modèle musculaire à l'architecture ostéoarticulaire, on utilise donc les notations suivantes :

— $\boldsymbol{s}_k^1$ le dernier point de passage appartenant au segment réel précédant l'articulation k, dont les coordonnées sont exprimées par défaut dans le repère du segment $p(k)$

— $\boldsymbol{s}_k^2$ le premier point de passage appartenant au segment réel précédant l'articulation k, dont les coordonnées sont exprimées par défaut dans le repère du segment $s(k)$

— $l^{mt}(\boldsymbol{q})$ la longueur musculotendineuse d'un muscle donné

— $\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q})$ le bras de levier musculaire associé à la liaison q_i et $\mathbf{R}$ la matrice des bras de levier, dont chaque colonne est associée à un muscle et chaque ligne à une liaison q_i

On ajoute de plus la notation suivante concernant les points de passage : l'exposant à gauche permet d'expliciter le repère d'expression des coordonnées du point de passage. Par exemple, ${}^{p(k)}\boldsymbol{s}_k^2$ est l'expression de $\boldsymbol{s}_k^2$ dans le repère associé au segment $p(k)$.

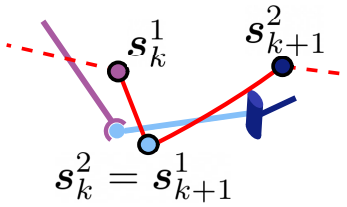

Figure 2.5 – Représentation partielle d'un chemin musculaire composé uniquement de points de passage

2.3.1.5 Description musculaire : Modélisation de la génération d'effort

Afin de lier l'effort mécanique musculaire à l'activité électrique musculaire mesurée par les EMG, il faut mettre en place un modèle. On décrit ici le modèle de Hill (1938), mis en équation par Zajac (1989) et Rengifo *et al.* (2010). Hill (1938) définit alors le muscle comme un actionneur visco-élastique, dont la force est proportionnelle à son allongement mais aussi à la vitesse de son allongement. On modélise le muscle comme une association d'un tendon et d'une partie contractile, comme représenté sur la Figure 2.6. Le tendon a une longueur fixe l^t et la partie contractile une longueur variable $l^m \cos\alpha$, avec α l'angle de pennation.

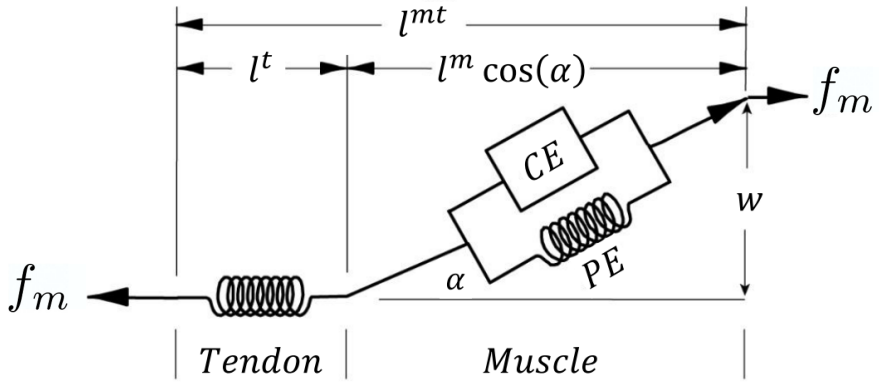

Figure 2.6 – Description des différents éléments composant la longueur musculotendineuse (Puchaud, 2020)

On se réfère par la suite aux notations suivantes :

— f_{max} est la force maximale que peut générer le muscle considéré

— v^m est la vitesse de contraction, égale à $\frac{\partial l^m}{\partial t}$

— a l'activation musculaire, comprise entre 0 et 1

La force musculaire s'exprime comme la somme d'une force dite active et d'une force dite passive :

$$f_m = (f_{\mathsf{a}}^m(\mathsf{a}, l^m, v^m) + f_p^m(l^m)) \cos\alpha \tag{2.5}$$

Les expression des forces active F_{a}^m et passive F_p^m se déclinent en fonction des relations force longueur (f_{a}^l et f_p^l) et force vitesse (f_{a}^v) :

$$\begin{aligned} f_{\mathsf{a}}^m(\mathsf{a}, l^m, v^m) &= \mathsf{a} f_{max} f_{\mathsf{a}}^l(l^m) f_{\mathsf{a}}^v(v^m) \\ f_p^m(l^m) &= f_{max} f_p^l(l^m) \end{aligned} \tag{2.6}$$

Différentes expressions des relations force longueur et force vitesse ont été proposées dans la littérature (Thelen *et al.*, 2003; Mari *et al.*, 2012; Rengifo *et al.*, 2010; De Groote *et al.*, 2016; Muller *et al.*, 2017).

L'activation a peut être fonction du temps, car elle est issue de l'excitation musculaire u via une équation différentielle de premier ordre (Zajac, 1989).

Lors de l'estimation des efforts musculaires, on constate deux types de modélisation pour la génération d'effort dans la littérature : soit on cherche directement la valeur de la force générée par le muscle (Dumas *et al.*, 2012; Van Den Bogert *et al.*, 2013; Moissenet *et al.*, 2014), soit on cherche l'activation ou l'excitation à l'origine de cet effort musculaire (Thelen et Anderson, 2006; De Groote *et al.*, 2009; Quental *et al.*, 2016; Bélaise *et al.*, 2018).

La première approche ne permet pas de prendre en compte les critères physiologiques comme les temps d'activation et de désactivation des muscles. Concernant la seconde approche, Herzog (2014) a montré que l'action d'une protéine, la titine, faussait les équations telles que présentées par Zajac (1989). En effet, la force passive serait aussi dépendante de l'action de cette protéine, qui n'est pas prise en compte dans les équations ci-dessus. De plus, Lieber (2022) recommande d'arrêter de prendre en compte l'angle de pennation pour la génération d'efforts musculaires, puisqu'il n'aurait pas d'impact sur cette génération d'effort.

Nous nous limitons par la suite à l'utilisation d'un modèle simplifié de modèle musculaire, puisqu'on ne travaille pas sur la modélisation de la génération d'effort musculaire. Ce modèle simplifié nous permet de nous concentrer sur l'algorithmique et de limiter les sources d'incertitude sur nos résultats. De surcroît on reste sur des calibrations simples qui ne nécessitent pas de connaissance des capacités de génération d'effort du sujet. Pour calibrer leurs modèles musculaires De Groote *et al.* (2010); Haering *et al.* (2019) utilisent des ergomètres et Goislard de Monsabert *et al.* (2020) utilisent aussi des sondes à ultrasons, ce qui alourdit le protocole expérimental. Il sera possible ensuite de complexifier ce modèle pour tenir compte des propriétés visco-élastiques des muscles et ainsi améliorer l'estimation des actions musculaires.

Le modèle de génération d'effort utilisé par la suite est donc défini par :

$$f_m = \mathsf{a} f_{max} \tag{2.7}$$

où l'activation a module la génération d'effort f_m en 0 et la force maximale du muscle f_{max}.

2.3.2 Contraintes

A présent que les notations ont été explicitées, on détaille la notion de contraintes. Les contraintes à prendre en compte dans les chaînes cinématiques sont de deux types :explicites ou implicites. On donne tout d'abord la définition de ces contraintes pour ensuite regarder spécifiquement les liaisons anatomiques concernées par de telles contraintes.

2.3.2.1 Classification des contraintes

Dans le cadre de ces travaux, on ne traitera que les contraintes scléronomes, à savoir des contraintes d'égalité ne dépendant que des degrés de libertés $\boldsymbol{q}$ (pas des vitesses ou accélérations donc holonomes mais aussi indépendantes du temps). En effet, les contraintes présentes dans le corps humain ne sont pas dépendantes du temps, comme on le verra la suite.

Comme décrit par Featherstone (2008), il existe deux types de contraintes : les contraintes explicites et les contraintes implicites :

— Les contraintes explicites s'écrivent :

$$\boldsymbol{q} = f(\tilde{\boldsymbol{q}}) \tag{2.8}$$

Avec $\tilde{\boldsymbol{q}}$ un ensemble de degrés de liberté indépendants, qui peuvent être un sous-ensemble de $\boldsymbol{q}$ ou une combinaison de $\boldsymbol{q}$.

— Les contraintes implicites s'écrivent :

$$h(\boldsymbol{q}) = \mathbf{0} \tag{2.9}$$

Avec h une fonction non-linéaire de $\boldsymbol{q}$.

En notant n le nombre de coordonnées généralisées et n_{ci} le nombre de contraintes scléronomes indépendantes, le nombre f de degrés de liberté du modèle ostéoarticulaire s'exprime :

$$f = n - n_{ci} \tag{2.10}$$

Au cours de cette thèse, on se place dans le cas où f est strictement positif.

Qu'elles soient implicites ou explicites, ces contraintes doivent être respectées au cours du temps. En dérivant les équations 2.8 et 2.9 par rapport au temps, les vitesses et accélérations du système doivent aussi respecter des équations, relevées dans le Tableau 2.1.

	Explicite	**Implicite**
Vitesse	$\dot{\boldsymbol{q}} = \frac{\partial f}{\partial \tilde{\boldsymbol{q}}}\dot{\tilde{\boldsymbol{q}}}$	$\frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}}\dot{\boldsymbol{q}} = \boldsymbol{0}$
Accélération	$\ddot{\boldsymbol{q}} = \frac{\partial f}{\partial \tilde{\boldsymbol{q}}}\ddot{\tilde{\boldsymbol{q}}} + \frac{\partial^2 f}{\partial \tilde{\boldsymbol{q}}^2}\dot{\tilde{\boldsymbol{q}}}^2$	$\frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}}\ddot{\boldsymbol{q}} + \frac{\partial^2 h}{\partial \boldsymbol{q}^2}\dot{\boldsymbol{q}}^2 = \boldsymbol{0}$

Tableau 2.1 – Contraintes à respecter en vitesse et en accélération

Il est aisé de transformer une contrainte explicite en une contrainte implicite, en soustrayant le membre de droite au membre de gauche à l'équation 2.8. L'inverse n'est cependant pas vrai. On peut par exemple passer par un partitionnement des coordonnées (Haug *et al.*, 1999) via une décomposition LU (Ciarlet, 1984) de la matrice jacobienne des contraintes $\frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}}$ pour obtenir $\tilde{\boldsymbol{q}}$. Une fois que les degrés de libertés $\tilde{\boldsymbol{q}}$ sont connus, il faut ensuite passer par une méthode numérique (Postiau, 2004) (par exemple la méthode de Newton-Raphson (De Jalón *et al.*, 1986)) pour en déduire les degrés de liberté $\boldsymbol{q}$. À l'issue de cette démarche, on ne connaît pas la forme explicite de $f(\tilde{\boldsymbol{q}})$ mais on peut l'évaluer numériquement.

Pour le bon déroulement de cette démarche, il faut que la matrice en sortie de la décomposition LU soit inversible, donc qu'elle soit de rang plein. Or, pour certaines valeurs de $\boldsymbol{q}$, cette matrice peut avoir une forme dégénérée. De plus, pour appliquer

correctement la méthode de Newton-Raphson, il faut partir d'un point proche de la solution initiale. Il n'y a donc pas de méthode systématique infaillible pour transformer une contrainte implicite en une contrainte explicite.

Or, dans le cadre de ces travaux, nous cherchons à appliquer la méthode la plus générique possible. Les méthodes utilisées par la suite pourront donc prendre en compte les contraintes implicites telles quelles, donc a fortiori les contraintes explicites.

2.3.2.2 Cas de la boucle fermée

Certains systèmes ne peuvent pas se décrire sous une structure arborescente : on observe la présence d'un cycle dans le graphe des liaisons du système. On utilise le terme «boucle fermée» (BF) par la suite pour décrire ces systèmes présentant un cycle dans leur graphe de liaisons, par opposition aux systèmes sans cycle, en «boucle ouverte » (BO).

On propose par la suite de détailler la méthodologie pour obtenir l'écriture des équations de contraintes dans un cas générique de boucle fermée.

Pour traiter la boucle fermée, on peut créer un segment virtuel appelé shadow (Samin et Fisette, 2003). Ce segment est le clone sans masse et sans inertie d'un segment déjà existant dans la boucle. On ouvre la boucle entre ces deux segments.

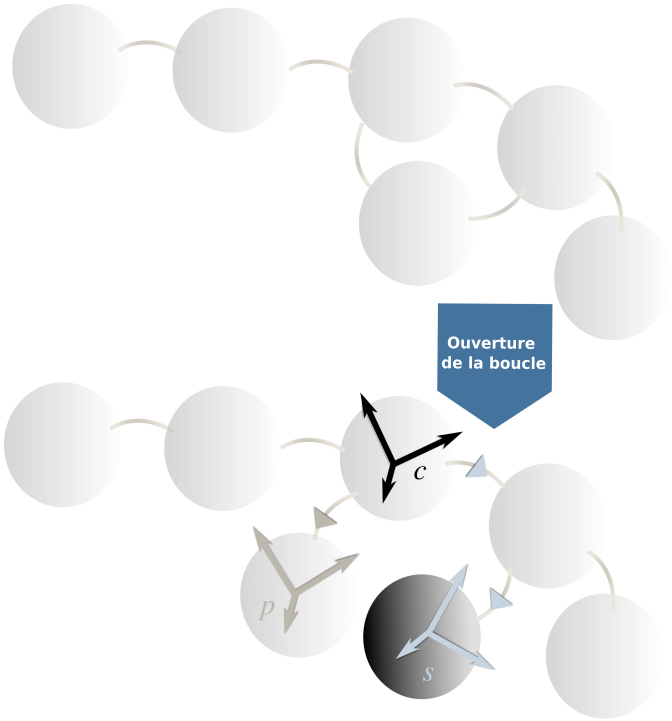

Figure 2.7 – Création d'un shadow dans une boucle fermée

On cherche donc par la suite à superposer le segment p et son shadow s en superposant leurs deux repères. On applique donc une cinématique directe à partir du plus proche ancêtre commun des segments (noté c), afin de connaître les positions et orientations des repères. On doit donc avoir 6 équations pour positionner les segments, 3 équations en position et 3 équations en rotation. On observe que la dépendance est purement géométrique, donc on est bien dans un cas de contraintes scléronomes.

Lors de la superposition des segments, on doit avoir :

$$^{c}\boldsymbol{R}_{s}(\boldsymbol{q}) = {}^{c}\boldsymbol{R}_{p}(\boldsymbol{q}) \tag{2.11}$$

$$^{c}\boldsymbol{p}_{s}(\boldsymbol{q}) = {}^{c}\boldsymbol{p}_{p}(\boldsymbol{q}) \tag{2.12}$$

Afin de retrouver une formulation sous forme de contrainte implicite avec le second membre nul, on peut reformuler les contraintes (Postiau, 2004) :

$$ {}^{c}\boldsymbol{R}_p(\boldsymbol{q})^T \, {}^{c}\boldsymbol{R}_s(\boldsymbol{q}) - \boldsymbol{I} = \boldsymbol{0} \tag{2.13} $$

$$ {}^{c}\boldsymbol{p}_s(\boldsymbol{q}) - {}^{c}\boldsymbol{p}_p(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{0} \tag{2.14} $$

Il suffit donc de connaître les positions et rotations des deux segments pour écrire les équations de contrainte.

On peut alors définir $h_R(\boldsymbol{q})$ et $h_p(\boldsymbol{q})$ les contraintes en rotation et en position telles que :

$$ h_R(\boldsymbol{q}) = {}^{c}\boldsymbol{R}_p(\boldsymbol{q})^T \, {}^{c}\boldsymbol{R}_s(\boldsymbol{q}) - \boldsymbol{I} \tag{2.15} $$

$$ h_p(\boldsymbol{q}) = {}^{c}\boldsymbol{p}_s(\boldsymbol{q}) - {}^{c}\boldsymbol{p}_p(\boldsymbol{q}) \tag{2.16} $$

La contrainte en boucle fermée est donc maintenant écrite de façon implicite. On note que le système d'équations précédent donne au total 12 équations : 9 équations de rotation et 3 équations en position. Or, pour placer et orienter un segment dans l'espace, seulement 6 contraintes sont nécessaires. Bien que la méthode utilisée permette l'usage de contraintes redondantes, il est intéressant de ne conserver que le nombre suffisant d'équations afin de gagner en temps de calcul.

Il est alors opportun de noter qu'en tant que produit de matrices de rotation, ${}^{c}\boldsymbol{R}_p(\boldsymbol{q})^T \, {}^{c}\boldsymbol{R}_s(\boldsymbol{q})$ est aussi une matrice de rotation, ce qui implique que ses colonnes sont orthonormées. N'utiliser que la diagonale de $h_R(\boldsymbol{q})$ comme contrainte de rotation de fermeture de boucle serait donc suffisant. Cela réduirait donc le système de 12 équations à 6 équations nécessaires. Par soucis de clarté par la suite, on conserve $h_R(\boldsymbol{q})$ comme un système de 9 équations, mais tous les résultats de ce manuscrit utilisant une fermeture de boucle sont calculés uniquement avec la diagonale de $h_R(\boldsymbol{q})$.

2.3.2.3 Contraintes anatomiques

(Dumas *et al.*, 2014) recensent dans le corps humain au moins quatre systèmes sous contraintes :

— le complexe de l'épaule, composé du thorax, de la scapula, de la clavicule, de l'humérus ;

— l'avant-bras, composé de l'humérus, du radius, de l'ulna, de la main ;

— le genou, composé du fémur, du tibia et de la patella ;

— la cheville, composé du tibia, de la fibula, du talus et du calcanéus

Les différents os participant à ces systèmes sont représentés sur la Figure 2.8.

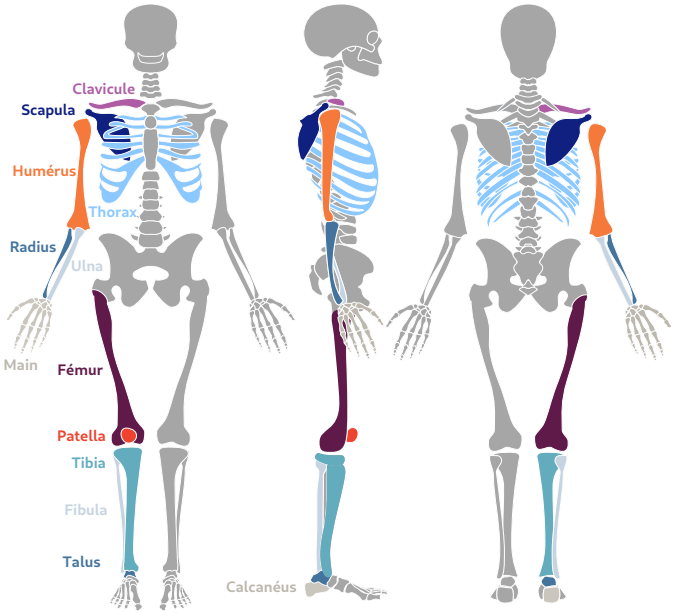

Figure 2.8 – Segments osseux faisant partie d'une ou de plusieurs contraintes. *Source freepik.com*

Le mouvement de la scapula dans le complexe de l'épaule est contraint à la fois par son glissement sur le thorax et sa liaison avec la clavicule, elle-même en liaison avec le thorax (van der Helm, 1994). Deux approches ont été proposées pour modéliser le complexe. La première approche consiste à mesurer expérimentalement des positions angulaires de l'humérus, la scapula et la clavicule pour ensuite en déduire des modèles mathématiques de régression (Högfors *et al.*, 1991; De Groot et Brand, 2001). Par exemple, De Groot et Brand (2001) expriment l'angle de protraction de la scapula en fonction des angles de la clavicule et de l'humérus. Les angles de la clavicule et de l'humérus seraient donc des degrés de libertés indépendants et l'angle de protraction de la scapula serait donc fonction

de ces degrés de liberté indépendants. Cela correspond à la définition des contraintes explicites : la régression peut donc être classée dans les contraintes explicites.

La seconde approche consiste à modéliser mécaniquement le complexe de l'épaule. Cette modélisation fait apparaître deux contraintes : une boucle fermée (clavicule, scapula, thorax) et une liaison contrainte à suivre une surface (liaison scapulo-thoracique), comme visible sur la Figure 2.9.

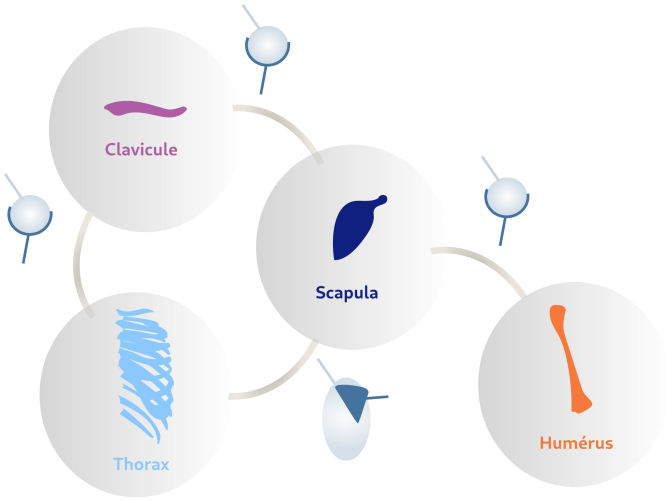

Figure 2.9 – Graphe des liaisons de l'épaule

Toute la complexité du glissement de la scapula provient du fait que ce n'est pas une liaison osseuse, telle qu'on peut la constater par exemple entre l'humérus et la scapula. La scapula glisse sur les tissus mous et les muscles entre le thorax et la scapula (Duprey *et al.*, 2017). Différentes modélisations du glissement sur le thorax ont été proposées : soit un suivi par deux points sur un plan (van der Helm, 1994), soit un suivi par un point sur une ellipsoïde (Maurel *et al.*, 2002; Seth *et al.*, 2016; Chadwick *et al.*, 2014). Le suivi sur une ellipsoïde peut être considéré comme une contrainte explicite, alors que la boucle fermée est une contrainte implicite, comme vu précédemment.

Par exemple, dans le modèle de Seth *et al.* (2016) les coordonnées généralisées de la scapula peuvent s'exprimer comme fonction d'autres coordonnées généralisées. La Figure 2.10 représente les différents paramètres utilisés pour modéliser ce déplacement.

On note alors :

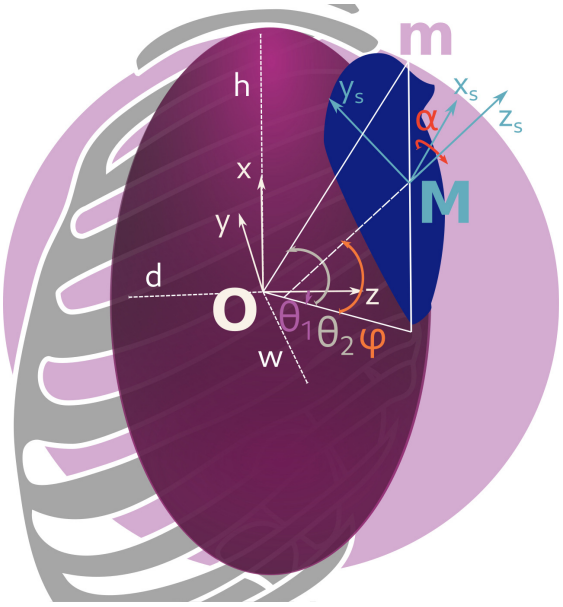

Figure 2.10 – Paramétrage du déplacement la scapula sur l'ellipsoïde

— $\boldsymbol{O}$ l'origine du centre de l'ellipsoïde

— $(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y}, \boldsymbol{z})$ le repère de l'ellipsoïde au centre de l'ellipsoïde attaché au thorax

— h,w et d les trois demi-axes de l'ellipsoïde

— $\boldsymbol{M}$ de coordonnées (T_x,T_y,T_z) le centre de la scapula

— $(\boldsymbol{x}_s,\boldsymbol{y}_s,\boldsymbol{z}_s)$ le repère de la scapula, avec $\boldsymbol{x}_s$ et $\boldsymbol{y}_s$ les tangentes à l'ellipsoïde et $\boldsymbol{z}_s$ la normale à l'ellipsoïde au point M

— $\boldsymbol{m}$ un point sur la sphère de rayon h

— θ_1 la longitude

— θ_2 la latitude paramétrique, l'angle entre $\boldsymbol{Om}$ et le plan $(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y})$

— φ la latitude géographique, l'angle entre $\boldsymbol{z}_s$ et le plan $(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{y})$

— α l'angle permettant d'ajuster la tangence de la scapula sur l'ellipsoïde

La position du centre la scapula sur l'ellipsoïde s'écrit :

$$\boldsymbol{OM} = \begin{pmatrix} h\sin(\theta_2) \\ -w\sin(\theta_1)\cos(\theta_2) \\ d\cos(\theta_1)\cos(\theta_2) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{pmatrix} \tag{2.17}$$

On a donc directement :

$$\begin{pmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h\sin(\theta_2) \\ -w\sin(\theta_1)\cos(\theta_2) \\ d\cos(\theta_1)\cos(\theta_2) \end{pmatrix} \tag{2.18}$$

De l'équation 2.8 en regard de l'équation 2.18, on peut donc identifier par exemple $\boldsymbol{q}$ comme comprenant toutes les coordonnées généralisées de la scapula (soit $T_x, T_y, T_z, \theta_1, \theta_2$ et les angles de rotation ascendante et interne) et $\tilde{\boldsymbol{q}}$ excluant les coordonnées (T_x,T_y,T_z). On peut donc en déduire le graphe des liaisons de la Figure 2.11, en positionnant les variables de translation sur des glissières suivant l'axe correspondant à la variable, puis en ajoutant les angles de rotation suivant les axes adéquats d'après la Figure 2.10. On positionne d'abord le centre de la scapula grâce aux variables (T_x,T_y,T_z), qui sont fonction de (θ_1, θ_2). Puis, on permet à la scapula de tourner suivant les rotations ascendantes et internes.

L'intérêt de décrire précisément le complexe de l'épaule permet d'être cohérent avec l'anatomie humaine et ainsi de reproduire précisément les mouvements du membre supérieur, qui pourront être étudiés pour des applications cliniques, par exemple en propulsion manuelle de fauteuil roulant (Desroches *et al.*, 2010).

Pour ce qui est de l'avant-bras, on observe anatomiquement que le radius et l'ulna sont en contact entre eux et sont reliés tous les deux à l'humérus. On peut soit considérer que le radius et l'ulna forment un seul système solidaire (Kontaxis *et al.*, 2009) (pas de contrainte), soit modéliser séparément le radius et l'ulna et faire alors apparaître une boucle fermée (Pennestrì *et al.*, 2007; Laitenberger *et al.*, 2014). Faire apparaître cette boucle fermée à l'avant-bras permet d'obtenir une modélisation similaire à l'anatomie humaine, afin de pouvoir étudier par exemple l'impact des activations musculaires sur l'amplitude articulaire des mouvements de l'avant-bras chez des enfants atteints de paralysie cérébrale (Sarcher *et al.*, 2014).

Le genou peut aussi être sujet à des contraintes du fait du contact surfacique complexe entre le fémur, le tibia et la patella (Andrish, 2015) ainsi que l'interaction avec les ligaments, qui donnent lieu à des modélisations différentes (Caruntu et Hefzy, 2004; Bergamini *et al.*, 2011; Gasparutto *et al.*, 2012; Parenti-Castelli et Sancisi, 2013; Gasparutto *et al.*,

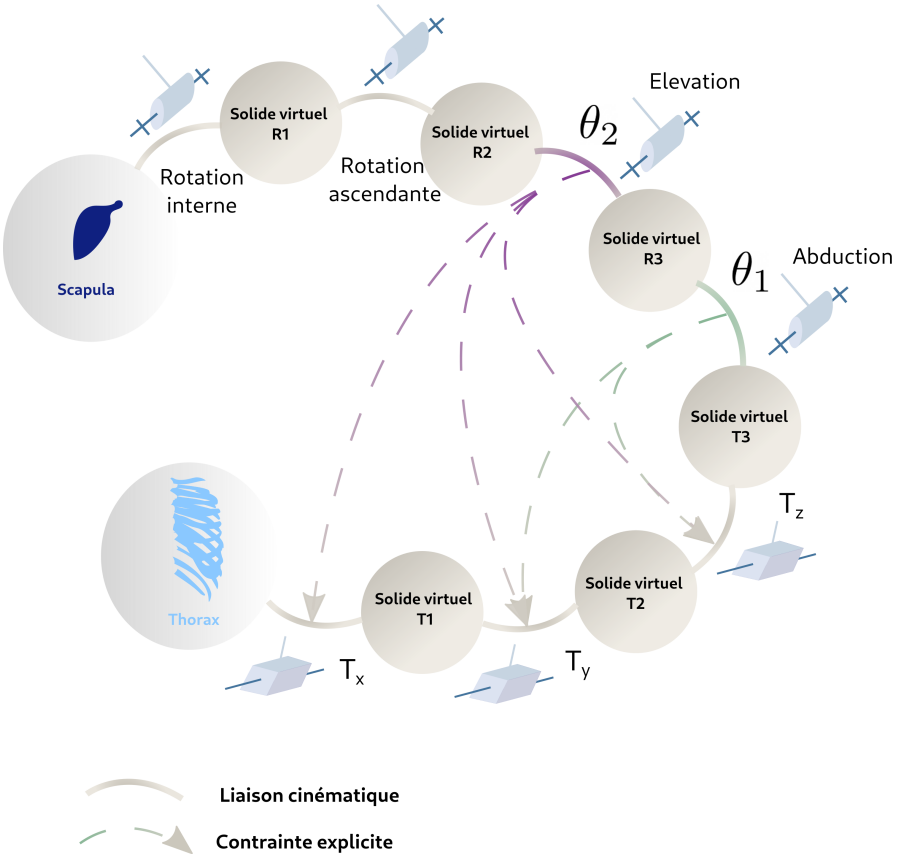

Figure 2.11 – Définition de la liaison scapulo-thoracique telle que proposée par Seth *et al.* (2016). Le centre de la scapula est contrainte à rester sur l'ellipsoïde par les relations entre les translations T_x, T_y, T_z et les angles θ_1, θ_2 puis est autorisée à tourner suivant les axes des rotations ascendante et interne.

2015). Par exemple les modèles de Sancisi et Parenti-Castelli (2011); Feikes *et al.* (2003) utilisent un mécanisme parallèle ou encore le modèle de Carbone (2016) impose une longueur du tendon patellaire fixe. Les différences dans les mécanismes parallèles résident dans la formulation des contraintes concernant la modélisation de la déformation des ligaments (Gasparutto *et al.*, 2015).

Il est utile de modéliser fidèlement le genou par exemple pour la chirurgie du genou par exemple, pour à la fois planifier l'impact de la chirurgie sur les performances du patient mais aussi afin de guider correctement le chirurgien lors de son opération (Carbone, 2016).

Enfin, la cheville peut être aussi modélisée comme un mécanisme parallèle du fait de l'interaction des ligaments avec la liaison surfacique osseuse (Di Gregorio *et al.*, 2007).

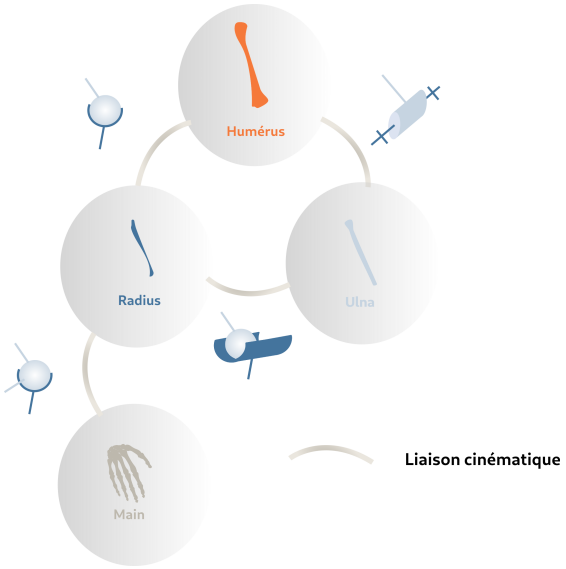

Figure 2.12 – Graphe des liaisons de l'avant-bras, tel que proposé par Pennestrì *et al.* (2007)

Une bonne compréhension mécanique du système est importante pour le remplacement total de la cheville par une prothèse (Saltzman *et al.*, 2000) ou pour la reconstruction des ligaments (Kerkhoffs *et al.*, 2003).

2.4 Calcul des variables biomécaniques

A présent que l'on a choisi les concepts des méthodes à utiliser ainsi que les modèles que l'on souhaite étudier, on peut expliciter mathématiquement les problèmes à résoudre pour les différentes étapes de la Figure 1.3.

2.4.1 Cinématique inverse

Le problème d'optimisation cinématique multicorps consiste à trouver le vecteur des coordonnées généralisées $\boldsymbol{q}$ qui permet aux positions anatomiques associées aux marqueurs du modèle $\boldsymbol{x}_{mod}(\boldsymbol{q}) \in \mathbb{R}^{3m}$ de suivre aussi précisément que possible les marqueurs expérimentaux $\boldsymbol{x}_{exp} \in \mathbb{R}^{3m}$. m est le nombre de marqueurs.

On note $\boldsymbol{x}^i_{mod}(\boldsymbol{q}) \in \mathbb{R}^3$, respectivement $\boldsymbol{x}^i_{exp} \in \mathbb{R}^3$, la position 3-D du marqueur i du modèle, respectivement la position 3-D du marqueur expérimental i.

Le vecteur des coordonnées articulaires $\boldsymbol{q}$ doit rester dans l'amplitude articulaire Q allouée par le modèle et peut être contraint par des contraintes $\boldsymbol{c}(\boldsymbol{q}) \in \mathbb{R}^{n_c}$, le vecteur de contraintes scléronomes contenant à la fois les contraintes implicites et explicites (avec n_c le nombre des contraintes, qui ne sont pas nécessairement indépendantes).

Pour chaque instant de la capture de mouvement, le problème à résoudre est :

$$\begin{aligned} &\min_{\boldsymbol{q} \in Q} \sum_{i=1}^{m} ||\boldsymbol{x}^i_{exp} - \boldsymbol{x}^i_{mod}(\boldsymbol{q})||^2 \\ &\text{tel que } \boldsymbol{c}(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{0}. \end{aligned} \tag{2.19}$$

Une fois que le problème 2.19 est résolu, on connaît alors les coordonnées articulaires à tout instant. Afin d'obtenir les quantités de vitesse et d'accélérations, il faut séparer les deux cas de figure : système contraint et système non-contraint.

Pour le système non-contraint, on réalise une différence finie centrée d'ordre deux sur les coordonnées articulaires $\boldsymbol{q}$ (Muller, 2017) :

$$\begin{aligned} \dot{\boldsymbol{q}}^{t_k} &= \frac{\boldsymbol{q}^{t_{k+1}} - \boldsymbol{q}^{t_{k-1}}}{t_{k+1} - t_{k-1}} \\ \ddot{\boldsymbol{q}}^{t_k} &= \frac{\dot{\boldsymbol{q}}^{t_{k+1}} - \dot{\boldsymbol{q}}^{t_{k-1}}}{t_{k+1} - t_{k-1}} \end{aligned} \tag{2.20}$$

Pour le système contraint, comme expliqué dans le Tableau 2.1, les contraintes doivent être respectées au cours du temps :

$$\begin{aligned} &\frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}} \dot{\boldsymbol{q}} = \boldsymbol{0} \\ &\frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}} \ddot{\boldsymbol{q}} + \frac{\partial^2 h}{\partial \boldsymbol{q}^2} \dot{\boldsymbol{q}}^2 = \boldsymbol{0} \end{aligned} \tag{2.21}$$

Si les quantités $(\dot{\boldsymbol{q}}, \ddot{\boldsymbol{q}})$ sont déduites de $\boldsymbol{q}$ par différences finies d'ordre 2, alors les données seront cinématiquement non-admissibles (Silva et Ambrósio, 2002; Alonso *et al.*, 2010; Moissenet *et al.*, 2012) puisqu'elles ne sont pas calculées pour respecter les équations précédentes. Il existe plusieurs méthodes afin de calculer des vitesses et accélérations admissibles (Alonso *et al.*, 2007). On utilise dans ce manuscrit la méthode proposée par Moissenet *et al.* (2012), décrite ci-dessous.

On peut reformuler le système 2.21, avec $\boldsymbol{K} = \frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}}$:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{K}\dot{\boldsymbol{q}} &= \boldsymbol{0} \\ \boldsymbol{K}\ddot{\boldsymbol{q}} + \dot{\boldsymbol{K}}\dot{\boldsymbol{q}} &= \boldsymbol{0} \end{aligned} \tag{2.22}$$

Il faut donc ensuite résoudre :

$$\begin{aligned} \boldsymbol{K}\dot{\boldsymbol{q}} &= \boldsymbol{0} \\ \begin{pmatrix} \boldsymbol{K} & \boldsymbol{0} \\ \dot{\boldsymbol{K}} & \boldsymbol{K} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\boldsymbol{q}} \\ \ddot{\boldsymbol{q}} \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \boldsymbol{0} \\ \boldsymbol{0} \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{2.23}$$

On remarque que les deux équations ont une structure similaire, elles vont donc être résolues par une démarche identique. On explique donc le calcul pour trouver $\dot{\boldsymbol{q}}$ à partir de $\boldsymbol{K}\dot{\boldsymbol{q}} = \boldsymbol{0}$, il suffit d'appliquer la même méthode pour trouver $(\dot{\boldsymbol{q}}, \ddot{\boldsymbol{q}})$ cinématiquement admissibles.

On note $\boldsymbol{G}$ la matrice dans le noyau de $\boldsymbol{K}$, définie telle que :

$$\boldsymbol{K}\boldsymbol{G} = \boldsymbol{0} \tag{2.24}$$

On effectue ensuite une projection des $\dot{\boldsymbol{q}}_{diff}$ calculés par différence finie centrée d'ordre 2 sur l'espace orthogonal de $\boldsymbol{K}$ (soit les colonnes de $\boldsymbol{G}$, $\boldsymbol{G}_i$), en utilisant la formule suivante :

$$\dot{\boldsymbol{q}} = \sum_i (\dot{\boldsymbol{q}}_{diff}.\boldsymbol{G}_i)\boldsymbol{G}_i \tag{2.25}$$

On utilise $\dot{\boldsymbol{q}}$ issu de ce calcul pour calcul $\dot{\boldsymbol{K}}$ puis à nouveau utiliser la méthode de projection orthogonale pour calculer $(\dot{\boldsymbol{q}}, \ddot{\boldsymbol{q}})$.

2.4.2 Dynamique inverse

En reprenant la démonstration issue de Featherstone (2008), on peut écrire les équations du mouvement d'un système sous contraintes :

$$\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q}) = \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_c \tag{2.26}$$

Avec $\boldsymbol{H}$ la matrice de masse, $\boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})$ les efforts de Coriolis et centrifuges, $\boldsymbol{\tau}$ les efforts généralisés générant le mouvement et $\boldsymbol{\tau}_c$ les forces généralisées des contraintes.

Par soucis de simplicité des équations, on intègre aussi dans $\boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})$ les efforts extérieurs s'appliquant sur le modèle.

On peut montrer (Featherstone, 2008; Postiau, 2004) en utilisant le principe des puissances virtuelles que $\boldsymbol{\tau}_c$ est lié à K via l'équation suivante :

$$\boldsymbol{\tau}_c = \boldsymbol{K}^T \boldsymbol{\lambda} \tag{2.27}$$

Avec $\boldsymbol{\lambda}$ des multiplicateurs de Lagrange, qui représentent en boucle fermée les efforts généralisés permettant de maintenir la position et l'orientation du segment de coupure et de son shadow.

$\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})$ sont calculés par l'algorithme de Newton-Euler sur l'arbre couvrant du graphe de liaisons, sans prise en compte du shadow. Ces quantités peuvent être complètement connues dès que les quantités $(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}, \ddot{\boldsymbol{q}})$ sont connues.

2.4.3 Estimation des efforts musculaires

Pour l'estimation des efforts musculaires, on utilise une résolution d'optimisation statique (Erdemir *et al.*, 2007), utilisant les résultats issus de la dynamique inverse. Bien qu'elle ne permette pas de prendre en compte les dépendances temporelles physiologiques des muscles, c'est la méthode la plus rapide d'estimation des efforts musculaires d'après Quental *et al.* (2016).

Pour un modèle non contraint, on cherche à résoudre (Pedotti *et al.*, 1978; Nieminen *et al.*, 1995; Glitsch et Baumann, 1997) :

$$\begin{cases} \min\limits_{\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q})} \| \dfrac{\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q})}{\boldsymbol{f}_{max}} \|^2 \\ \text{tel que } \ \boldsymbol{0} \leq \boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}) \leq \boldsymbol{f}_{max} \\ \qquad\qquad \boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q}) = \mathsf{R}(\boldsymbol{q})\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}) \end{cases} \tag{2.28}$$

De façon similaire, pour un modèle sous contraintes, on cherche à résoudre le problème

suivant (Damsgaard *et al.*, 2006; Pennestrì *et al.*, 2007) :

$$\begin{cases} \min\limits_{\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}),\boldsymbol{\lambda}} \| \dfrac{\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q})}{\boldsymbol{f}_{max}} \|^2 \\ \text{tel que } \ \mathbf{0} \leq \boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}) \leq \boldsymbol{f}_{max} \\ \qquad\qquad \boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q}) = \mathbf{R}(\boldsymbol{q})\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}) + \boldsymbol{K}^T\boldsymbol{\lambda} \end{cases} \tag{2.29}$$

Dans le système 2.29, il n'y a pas de critère dans la fonction de coût quant au choix des $\boldsymbol{\lambda}$. On fait donc le choix de ne pas chercher à les déterminer. On passe par une réduction de paramètres (De Jalón *et al.*, 1986; Featherstone, 2008; Dumas *et al.*, 2012) en projetant l'équation de la dynamique sur l'espace orthogonal à $\boldsymbol{K}^T$. On multiplie donc l'équation de la dynamique par $\boldsymbol{G}^T$, avec $\boldsymbol{G}$ dans le noyau de $\boldsymbol{K}$ défini dans la partie précédente.

On a donc à résoudre finalement pour un modèle sous contraintes :

$$\begin{cases} \min\limits_{\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q})} \| \dfrac{\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q})}{\boldsymbol{f}_{max}} \|^2 \\ \text{tel que } \ \mathbf{0} \leq \boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}) \leq \boldsymbol{f}_{max} \\ \qquad\qquad \boldsymbol{G}^T(\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})) = \boldsymbol{G}^T\mathbf{R}(\boldsymbol{q})\boldsymbol{f}_m(\boldsymbol{q}) \end{cases} \tag{2.30}$$

Les méthodes ci-dessus ainsi que les études suivantes ont été implémentées sur CusToM (Muller *et al.*, 2019b), une boîte à outils Matlab. CusToM permet de réaliser des analyses musculo-squelettiques mais aussi de développer et tester des méthodes ainsi que des modèles musculo-squelettiques.

2.5 Expérimentations

Certaines méthodes et modèles présentés précédemment vont être explorés voire modifiés au cours des chapitres suivants. On a donc besoin de données expérimentales, décrites dans cette partie, permettant de valider les différentes démarches.

En effet, on développera une méthode pour réaliser une optimisation cinématique multicorps par pénalisation de contraintes, qu'elles soient d'égalité (contraintes) ou d'inégalité (limites articulaires). On a donc besoin d'essais et de modèles mettant en jeu à la fois des contraintes et des essais où les coordonnées se rapprochent de leurs

limites articulaires. Ces essais permettront de tester la méthode proposée sur des cas extrêmes afin de la valider.

De plus, on cherchera à comparer les résultats d'activation issus de deux modèles d'avant-bras, un en boucle ouverte et un en boucle fermée avec des mesures EMG. On a donc besoin d'un essai où le sujet soit équipé d'EMG sur les muscles de l'avant-bras tandis qu'il sollicite activement le bras.

On va donc utiliser deux essais : un essai d'amplitude des gammes articulaires (Range of Motion : ROM) et un essai dans lancer de balle au-dessus de la tête (THroWing : THW). Dans l'essai ROM, le sujet a la possibilité d'aller jusqu'à ses limites articulaires. Lors des essais de lancer, le sujet était équipé d'EMG sur le bras effectuant le lancer.

L'essai ROM est donc approprié pour la validation de la méthode de pénalisation de cinématique inverse. L'essai THW permet de mettre en jeu les contraintes à l'avant-bras mais aussi à l'épaule, puisque le mouvement met en jeu toute la chaîne cinématique de la main à l'épaule. Il est donc à la fois utilisable pour la validation de la méthode de pénalisation de cinématique inverse mais aussi pour la comparaison des deux modèles d'avant-bras du point de vue estimation des efforts musculaires.

Les deux essais sont décrits plus spécifiquement dans les paragraphes ci-après.

Dans les deux cas, des captures optoélectroniques sont réalisées sur des sujets équipés de 49 marqueurs réfléchissants, respectant les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2002, 2005). Ces captures permettent d'acquérir la position spatiale des marqueurs réfléchissants au court du temps. Ces positions spatiales sont ensuite filtrées par un filtre de Butterworth d'ordre 4 sans déphasage à 10Hz.

2.5.1 Balayage de l'amplitude articulaire

Cinq femmes et onze hommes (taille : 178 ± 7.5 cm, masse : 69.7 ± 10 kg) ont imité les mouvements de l'expérimentateur. Les mouvements consistaient en l'actionnement séquentiel de toutes les articulations du corps une par une en balayant tout leur gamme articulaire (ROM). Les mouvements ont été capturés par un système optoélectronique Qualisys (200Hz, composé de caméras 22 12 Mpixels). Ces expérimentations ont été

approuvées par le Comité Opérationnel d'Evaluation des Risques Légaux et Ethiques, numéro 2021-06.

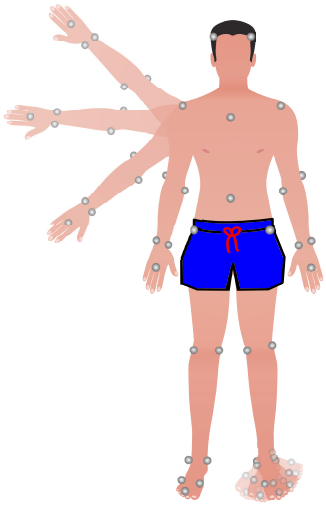

Figure 2.13 – Représentation d'une partie des mouvements exécutés par le sujet. Il bouge de façon séquentielle plusieurs articulations selon toute l'amplitude possible.

2.5.2 Essais de lancer

Des données brutes de lancers au-dessus de la tête ont été reprises d'une autre étude où les sujets ont lancé une balle sur une cible fixe à partir de différentes distances (Cruz Ruiz *et al.*, 2017). 18 essais par sujets ont été retenus pour cette étude. Le total de la cohorte utilisé est de cinq sujets, c'est-à-dire les sujets pour lesquels nous avions accès aux données anthropométriques. Leurs mouvements ont été capturés par un système optoélectronique Vicon (100Hz, composé de 16 caméras).

Pour ces essais de lancer, les sujets ont également été équipés d'électrodes EMG de surface (Cometa Waveplus EMG system) sur les muscles suivants :

— Muscle deltoideus posterior ;

— Muscle deltoideus anterior ;

— Muscles biceps, sans distinction court ou long ;

— Muscle triceps long ;

— Groupe des muscles fléchisseurs du poignet ;

— Groupe des muscles extenseurs du poignet.

Les signaux EMG bruts ont d'abord été rectifiés puis on a appliqué une fenêtre glissante moyenne quadratique sur une fenêtre de temps de 0,1s, comme préconisé par Konrad (2006).

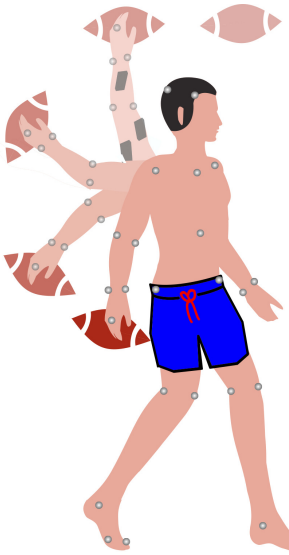

Figure 2.14 – Représentation schématique d'un essai de lancer. Les pavés gris représentent les capteurs EMG.

2.6 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de donner les outils permettant de comprendre le contexte et le positionnement de cette thèse. On a pu y décrire les méthodes, les modèles ainsi que les expérimentations utilisés au cours de ce manuscrit.

Les chapitres suivants vont se focaliser en particulier sur l'optimisation cinématique multicorps, la modélisation musculaire et l'estimation des efforts musculaires.

L'enjeu de cette thèse s'oriente vers le gain en temps de calcul lors la prise en compte des contraintes à chaque étape de la chaîne de traitement. Le chapitre suivant s'oriente donc sur le gain en temps de calcul pour la première étape de la chaîne de traitement, l'optimisation cinématique multicorps.

3

Optimisation cinématique multicorps avec pénalisation des contraintes

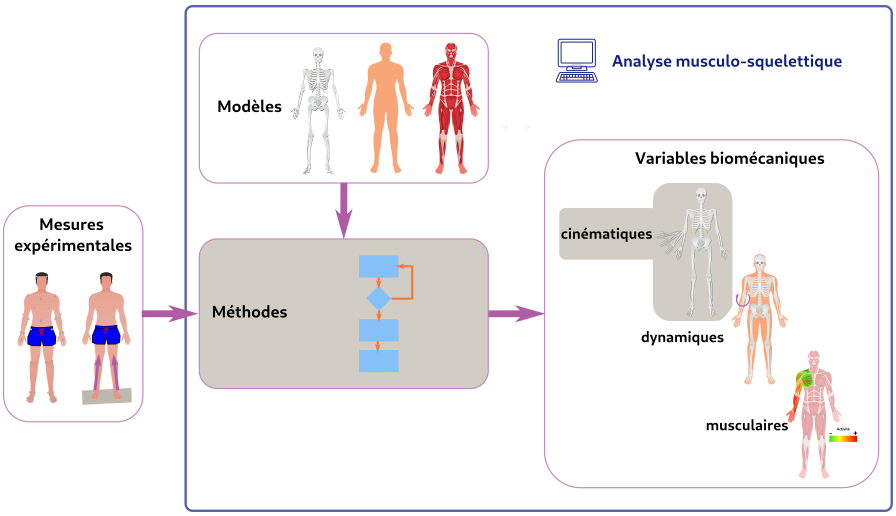

Figure 3.1 – Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de la simulation musculo-squelettique

Dans le chapitre précédent, nous avons mis en avant l'utilité liée à l'utilisation de modèles ostéoarticulaires contraints. Nous proposons dans ce chapitre d'étudier une méthode pour l'obtention des résultats cinématiques qui permettrait à la fois de prendre en compte les contraintes ainsi que d'effectuer le calcul en un temps rapide.

Pour résoudre le problème d'optimisation cinématique multicorps, de nombreuses méthodes ont été utilisées : Delp *et al.* (2007) utilisent une optimisation quadratique successive, Van Den Bogert *et al.* (2013); Muller (2017) utilisent l'algorithme de Levenberg-

Marquardt, Serrien *et al.* (2020); Pohl *et al.* (2021) passent par une approche bayésienne, Fohanno *et al.* (2010); Bonnet *et al.* (2017) utilisent un filtre de Kalman, Pataky *et al.* (2019) utilisent un algorithme de quasi-Newton, Fohanno *et al.* (2014) comparent l'utilisation d'un filtre de Kalman avec un résolution par optimisation quadratique successive. Cependant, rares sont les méthodes qui prennent en compte les contraintes du corps humain, telles que les limites articulaires ou des contraintes anatomiques (épaule, avant-bras...) dans un temps de calcul raisonnable (Pizzolato *et al.*, 2017; Sherman *et al.*, 2011). Andersen *et al.* (2009) et Alonso *et al.* (2010) résolvent l'optimisation cinématique multicorps sous contraintes sans évaluer le temps de calcul associé. Utiliser un tel format de contraintes, que l'on appellera par la suite «dures » impose un respect strict des contraintes dans la résolution et ajoute des étapes algorithmiques supplémentaires à réaliser par rapport à un problème sans contraintes. Par exemple pour un algorithme de point intérieur, on doit effectuer une descente de gradient puis l'évaluation d'une fonction barrière puis la mise à jour des multiplicateurs de Lagrange jusqu'à convergence.

Or, on a déjà souligné par de nombreux exemples dans le chapitre précédent la nécessité de prendre en compte les contraintes en temps réel afin d'obtenir une estimation correcte des coordonnées articulaires pour des applications en temps réel.

Effectuer le calcul en temps réel de l'étape d'optimisation cinématique multicorps est déjà possible (Van Den Bogert *et al.*, 2013; Pizzolato *et al.*, 2017) et l'intégration de contraintes dans cette étape ne pose pas de verrou scientifique, comme montré par toutes les optimisations sous contraintes recensées par Begon *et al.* (2018). Parmi ces optimisations, Fohanno *et al.* (2014) proposent une étude qui prend en compte une boucle fermée dont les contraintes sont incluses dans la fonction de coût (dites contraintes souples par opposition aux contraintes dures), avec une tolérance d'ouverture de 2 mm. Leurs résultats montrent que l'utilisation de contraintes souples permet de réduire le temps de calcul, lorsque le problème est résolu avec un algorithme bien choisi. Leurs contraintes étant dues à l'interaction entre le matériel et le sujet, c'est la démarche que nous suivrons pour la prise en compte des contraintes anatomiques.

Nous proposons donc une reformulation des contraintes dures via une méthode de pénalisation dans le but de gagner en temps de calcul tout en conservant une estimation précise des coordonnées articulaires. Afin de quantifier les différences de performance entre les solutions des deux problèmes -le premier aux contraintes dures, le second aux contraintes souples- les deux méthodes ont été testées sur deux modèles ostéoarticulaires, pour les essais de lancer et de balayage des amplitudes articulaires présentés au chapitre précédent. Les essais de balayage des amplitudes articulaires permettent de tester la pénalisation des limites articulaires et les essais de lancer permettent de tester la pénalisation des contraintes. Tout d'abord les deux méthodes seront décrites, ainsi que les modèles exploités pour les deux jeux expérimentaux. Enfin une comparaison à partir des critères de performances que nous avons définis (temps de calcul, suivi des marqueurs, violation des contraintes ou des limites articulaires) sera réalisée.

3.1 Problème d'optimisation cinématique multicorps

Cette partie vise à expliciter les deux méthodes proposées, à la fois l'écriture mathématique mais aussi l'algorithme de résolution utilisé pour chaque cas. La résolution par optimisation est notre méthode de référence, puisqu'elle permet de respecter strictement les contraintes imposées au modèle, et donc de respecter la modélisation ostéoarticulaire.

3.1.1 Résolution par optimisation

Pour la résolution par optimisation, on va résoudre le problème introduit au chapitre 2 dans 2.4.1, qui est rappelé ici :

$$\begin{aligned} &\min_{\boldsymbol{q}\in Q} \sum_{i=1}^{m} ||\boldsymbol{x}^i_{exp} - \boldsymbol{x}^i_{mod}(\boldsymbol{q})||^2 \\ &\text{tel que } \boldsymbol{c}(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{0}. \end{aligned} \tag{3.1}$$

On peut réécrire le problème en séparant les contraintes $\boldsymbol{c(q)}$ en deux catégories : les contraintes implicites d'un côté : $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}) \in \mathbb{R}^{n_h}$ (avec n_h le nombre de contraintes implicites), et les contraintes explicites de l'autre : $\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}) \in \mathbb{R}^n$, :

$$\boldsymbol{c}(\boldsymbol{q}) = \begin{cases} \boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{0} \\ \\ \boldsymbol{q} = \boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}) \end{cases} \tag{3.2}$$

Puisque $\tilde{\boldsymbol{q}}$ est un sous-ensemble de $\boldsymbol{q}$, en remplaçant $\boldsymbol{q}$ par $\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}})$, le nombre d'inconnues dans l'optimisation cinématique multicorps peut être réduit pour réduire le temps de calcul lors de la résolution. Le problème peut donc se réécrire comme :

$$\begin{aligned} &\min_{\tilde{\boldsymbol{q}} \in \tilde{Q}} \sum_{i=1}^{m} ||\boldsymbol{x}^i_{exp} - \boldsymbol{x}^i_{mod}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}))||^2 \\ &\text{tel que } \boldsymbol{h}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}})) = \boldsymbol{0}. \end{aligned} \tag{3.3}$$

Ce problème d'optimisation est contraint par $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}))$ et sa solution doit rester dans les limites définies par l'amplitude articulaire $\tilde{Q}$. Le problème est résolu via un algorithme de point intérieur comme décrit par Byrd *et al.* (1999, 2000); Waltz *et al.* (2006), avec une tolérance de 1 10^{-6} sur la norme de $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}))$, et sur la variation de la fonction de coût.

La méthode du point intérieur vient à chaque itération réaliser l'une des deux méthodes suivantes. Tout d'abord, on vérifie que la matrice Hessienne associée au Lagrangien est définie positive. Si oui, une descente de Newton (Bonnans *et al.*, 2006) est utilisée. Si non, l'algorithme utilise un gradient conjugué. Après avoir réalisé une de ces étapes, les multiplicateurs de Lagrange associés aux contraintes sont mis à jour via un méthode de prédicteur-correcteur sur une fonction barrière. De nouvelles itérations (descente sur un pas puis mise à jour des multiplicateurs de Lagrange) sont réalisées jusqu'à ce que la variation de la fonction de coût soit inférieure à la tolérance spécifiée.

3.1.2 Résolution itérative

Afin de relâcher les contraintes associées aux limites articulaires, on utilise une fonction de pénalisation des bords. Puisque l'on va ajouter cette fonction de pénalisation des bords dans la fonction de coût, on choisit une fonction continue à dérivée continue. La fonction scalaire g associée à cette fonction de pénalisation des bords est exprimée, avec $\tilde{q}^k$ le $k^{i\text{ème}}$ élément de $\tilde{\boldsymbol{q}}$:

$$g(\tilde{q}^k) = \begin{cases} 0 \quad \text{if} \quad \tilde{q}^k \in [\tilde{q}^k_{min}, \tilde{q}^k_{max}] \\ (\tilde{q}^k - \tilde{q}^k_{min})^2 \quad \text{if} \quad \tilde{q}^k < \tilde{q}^k_{min} \\ (\tilde{q}^k - \tilde{q}^k_{max})^2 \quad \text{if} \quad \tilde{q}^k > \tilde{q}^k_{max} \end{cases}$$

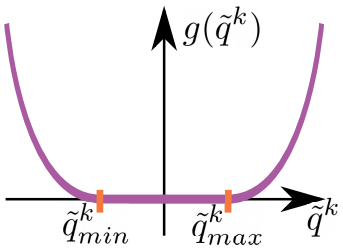

Figure 3.2 – Représentation graphique de la fonction de pénalisation des bords g

Comme on peut le voir sur la Figure 3.2, les $\tilde{q}^k$ ne sont pas pénalisés dans l'amplitude articulaire mais pénalisés en-dehors. En relâchant les contraintes dures des butées articulaires et des contraintes, le problème à résoudre consiste à trouver $\tilde{\boldsymbol{q}}$ qui minimise la somme suivante :

$$\min_{\tilde{\boldsymbol{q}}} \left(\sum_{i=1}^{m} ||\boldsymbol{x}^i_{exp} - \boldsymbol{x}^i_{mod}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}))||^2 + \sum_{j=1}^{n_h} ||\gamma h^j(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}))||^2 + \sum_{k=1}^{n} ||\zeta g(\tilde{q}^k)||^2 \right) \tag{3.4}$$

$\gamma \in \mathbb{R}$ et $\zeta \in \mathbb{R}$ sont les facteurs de pénalisation associés aux équations de contraintes et à la pénalisation des bords. Ils permettent d'équilibrer les poids de chaque terme de la somme.

En utilisant la notation vectorielle suivante :

$$\begin{cases} \boldsymbol{z} = \begin{pmatrix} \boldsymbol{x}_{exp} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \\ \boldsymbol{w}(\tilde{\boldsymbol{q}}) = \begin{pmatrix} \boldsymbol{x}_{mod}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}})) \\ \gamma \boldsymbol{h}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}})) \\ \zeta \boldsymbol{g}(\tilde{\boldsymbol{q}}) \end{pmatrix} \end{cases} \tag{3.5}$$

La somme à minimiser devient alors :

$$\min_{\tilde{\boldsymbol{q}}} \sum_{i=1}^{m+n_h+n} ||\boldsymbol{z}^i - \boldsymbol{w}^i(\tilde{\boldsymbol{q}})||^2 \tag{3.6}$$

Ce problème d'optimisation est résolu en utilisant l'algorithme itératif de Levenberg-Marquardt décrit par Levenberg (1944); Marquardt (1963); Moré (1978), qui est utilisé par Van Den Bogert *et al.* (2013) pour réaliser des analyses musculo-squelettiques en temps réel. La méthode de Levenberg-Marquardt mélange une approche de Gauss-Newton (Bonnans *et al.*, 2006) avec un facteur d'amortissement évitant les dérives numériques qui peuvent apparaître avec une matrice jacobienne mal conditionnée.

Pour ajuster les facteurs de pénalisation, on choisit tout d'abord le seuil désiré sur la norme de la violation des contraintes et de la pénalisation des bords. La violation de ces contraintes est ensuite évaluée sur un essai en utilisant des valeurs initiales de γ et ζ. En utilisant les résultats issus de cet essai à partir de ces valeurs initiales, les facteurs de pénalisation peuvent être augmentés ou diminués de façon à ajuster la norme de la violation des contraintes et de la pénalisation des bords. Avec les nouvelles valeurs de γ et ζ, les violations des contraintes et de pénalisation des bords sont réévaluées et comparées à nouveau à la tolérance voulue.

On considère que respecter les contraintes dans ce problème est considéré comme plus important que de rester dans l'amplitude articulaire. C'est pourquoi on choisit dans cette étude $\gamma = 150$ et $\zeta = 20$. Ces coefficients permettent d'obtenir la même tolérance sur les contraintes que celles imposées sur la résolution de la méthode du point intérieur.

La variation de la fonction de coût mettant fin aux itérations de l'algorithme est choisie à $1\ 10^{-6}$.

3.2 Modèles

Nous allons comparer ces méthodes en les appliquant sur deux couples modèle/expérimentation. La premier couple utilise le modèle corps complet avec boucles ouvertes et met en jeu les contraintes de limites articulaires sur un mouvement de balayage de type ROM.

Le second couple utilise le modèle de membre supérieur et met en jeu les contraintes de fermeture dans l'épaule et dans l'avant-bras sur un mouvement de lancer de type THW.

3.2.1 Modèle en boucle ouverte

Le modèle en boucle ouverte est un modèle corps complet contenant 18 solides et 42 coordonnées généralisées $\boldsymbol{q}(=\tilde{\boldsymbol{q}})$ (FIGURE 3.3). On reprend le modèle de Klein Horsman *et al.* (2007) pour le membre inférieur et le modèle de Holzbaur *et al.* (2005) pour le membre supérieur. Dans le membre inférieur, on trouve les solides suivants : pieds, tibias, fémurs et le pelvis dont la cinématique est décrite par 12 coordonnées généralisées. Le membre supérieur est composé d'un abdomen, thorax, crâne, deux clavicules, deux humérus, deux radius et deux mains, dont la cinématique est décrite par 35 coordonnées généralisées.

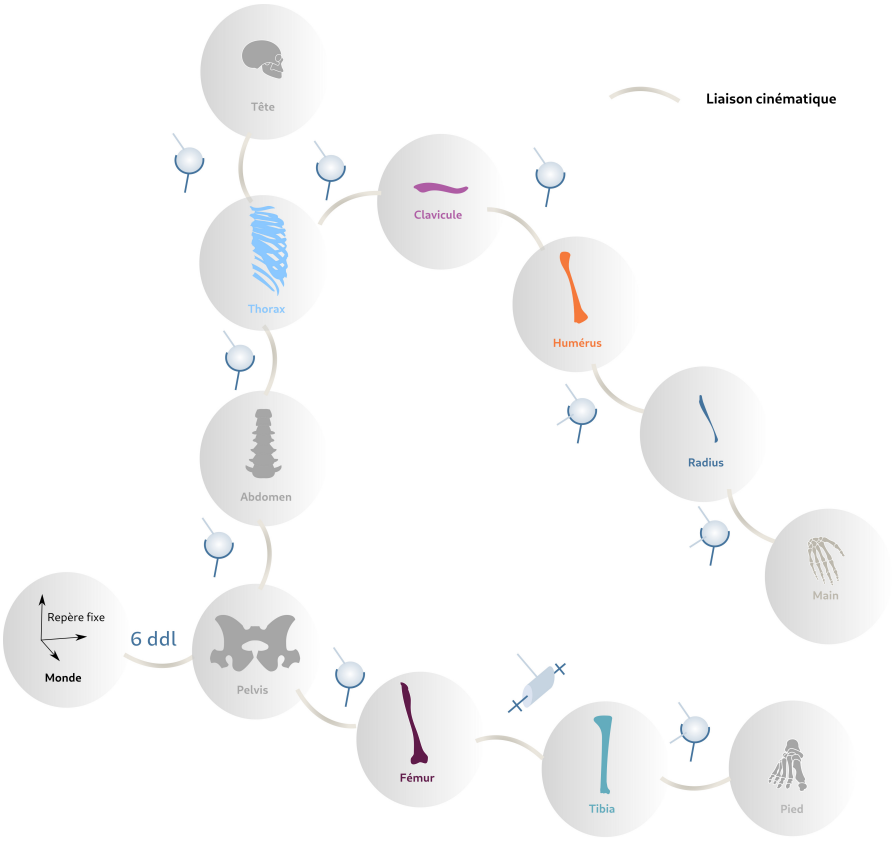

Figure 3.3 – Graphe de connectivité de la moitié du modèle en boucle ouverte. L'autre moitié (non repésentée) contient l'autre clavicule, humérus, avant-bras, radius, fémur, tibia et pied.

3.2.2 Modèle en boucle fermée

Le modèle en boucle fermée est un modèle du membre supérieur de 15 solides et de 58 coordonnées généralisées $\boldsymbol{q}$ (FIGURE 3.4).

Le modèle d'avant-bras est identique à celui de Pennestrì *et al.* (2007) et le complexe de l'épaule est emprunté à Seth *et al.* (2016), dont le modèle est décrit plus précisément dans le chapitre 2, dans la section 2.3.2.3. Le modèle de l'avant-bras est donc composé d'un humérus, d'un radius, d'un ulna tandis que le complexe de l'épaule est composé d'une clavicule, d'une scapula et d'un thorax (Figure 3.4). Ces deux ensembles forment une boucle fermée. Les équations de boucle fermées sont générées selon la méthode présentée dans le chapitre 2 dans la section 2.3.2.2.

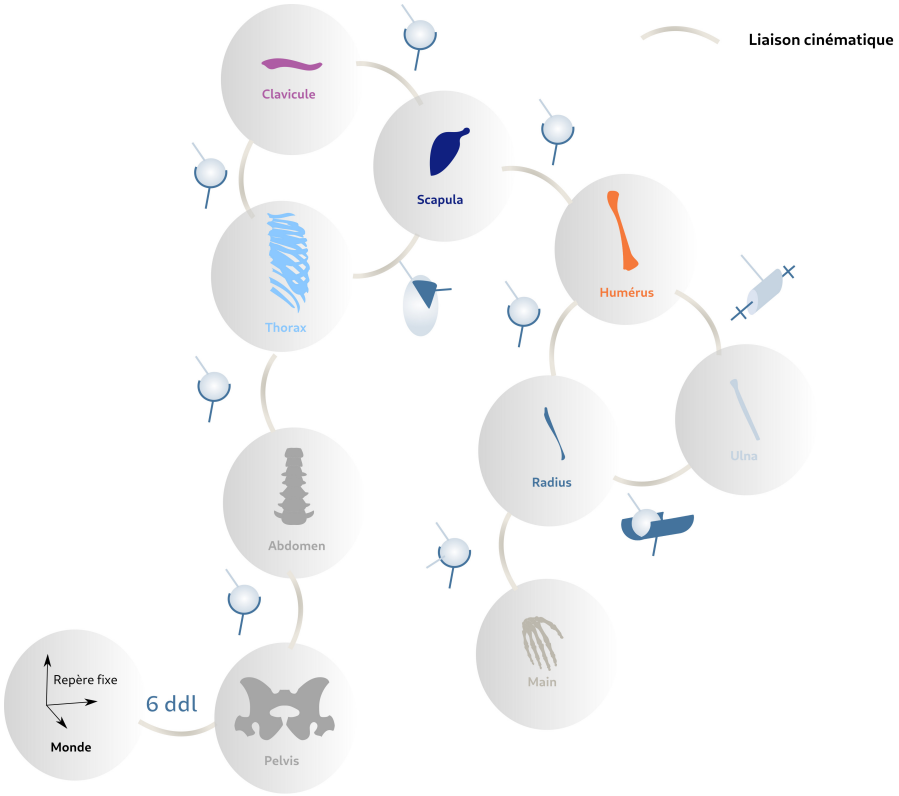

Figure 3.4 – Graphe de connectivité de la moitié du modèle en boucle fermée. L'autre moitié (non représentée) contient l'autre scapula, clavicule, humérus, ulna, radius et main.

La position de la scapula est décrite par 7 coordonnées généralisées, comprenant 3 translations (pilotées par 2 coordonnées généralisées) et 4 rotations. On en déduit que $\tilde{\boldsymbol{q}}$

est composé uniquement de 52 coordonnées généralisées, en excluant les 3 translations des deux scapulas.

Les mensurations initiales des deux modèles (boucle ouverte et boucle fermée) ont été reprises des travaux de Dumas *et al.* (2007); Pennestrì *et al.* (2007); Seth *et al.* (2016) puis mis à l'échelle à la masse et la taille du sujet via la méthode de mise à l'échelle mise en œuvre dans CusToM (Muller *et al.*, 2019b; Puchaud *et al.*, 2020) à partir de données de capture de mouvement.

3.3 Comparaison des méthodes et critère de performance

Les calculs ont été exécutés sur un ordinateur doté d'un processeur Intel(R) Core(TM) i9-10900 CPU @2,80 GHz avec une RAM de 32,0 GB, sur un système d'exploitation Windows 64 bits. La version de Matlab utilisée est la R2021a.

Les deux méthodes sont comparées via ces métriques :

— Fréquence de calcul (Hz) : inverse du temps nécessaire pour résoudre le problème d'optimisation cinématique multicorps pour un instant de calcul ;

— Erreur de reconstruction (cm) : racine de la moyenne du carré des erreurs entre les marqueurs expérimentaux et ceux du modèle (Fohanno *et al.*, 2014) ;

— Violation des contraintes (position : cm/ rotation : sans unité) : norme des contraintes de position et de rotation de fermeture de boucle ;

— Violation des limites (glissière : cm/pivot : °) : racine de la fonction de pénalisation des bords $g(\tilde{q})$. Une violation des limites à 0 signifie que toutes les coordonnées généralisées se trouvent dans l'amplitude articulaire ;

— Différence des coordonnées articulaires (cm ou °) : racine de la moyenne du carré des erreurs entre les coordonnées articulaires résultants de la résolution par optimisation et celles issues de la résolution itérative.

Afin de déterminer si la différence des coordonnées articulaires était significative ou non, nous l'avons comparée au bruit issu de la capture de mouvement. Les essais

expérimentaux ont été capturés avec une précision inférieure au millimètre, cependant l'incertitude de la capture est elle-même estimée à 1 mm, comme suggéré par Chèze (2014), pour estimer le bruit de la capture du mouvement. Comme approximation, nous avons déplacé un marqueur de la main et un marqueur du pied d'un millimètre dans toutes les directions. L'erreur angulaire maximale absolue sur l'articulation du pelvis est de 0,1 rad (5,7 °) et l'erreur maximale absolue sur la liaison glissière de la liaison entre le modèle et le repère monde est d'environ 0,1 mm lorsque qu'une cinématique inverse est réalisée avec ces données perturbées. On utilisera donc par la suite ces seuils pour déterminer si l'écart entre les résultats des coordonnées articulaires issus des deux résolutions est significatif ou non.

3.4 Résultats

Les résultats pour la fréquence de calcul, l'erreur de reconstruction, la violation des contraintes et des limites articulaires, la différence des coordonnées articulaires sont rassemblés dans les Tableaux 3.1 et 3.2. Comme il n'y a pas de contrainte ni de liaison glissière dans le modèle en boucle ouverte, il n'y a pas de valeur associée à la violation des contraintes et à la violation des limites articulaires pour les glissières dans la ligne des essais ROM. C'est indiqué par «N.A.» pour «sans objet ». Les termes OR et IR désignent la méthode de résolution, soit résolution par optimisation (OR) et résolution itérative (IR).

3.4.1 Erreur de reconstruction

Pour chaque des sujets et pour tous les modèles et essais, l'erreur de reconstruction moyenne est en-dessous de 2 cm. La différence de 0,4 cm entre les essais ROM et les essais THW et peut être expliquée par les différences des modèles. En effet, quand les coordonnées articulaires doivent permettre à la fois de suivre les marqueurs expérimentaux tout en respectant les contraintes, cela peut amener à un moins bon suivi des marqueurs, en fonction de la capacité du modèle à pouvoir répliquer le mouvement effectué.

Ces deux méthodes donnent des erreurs de reconstruction similaires. Le but principal ici est de vérifier que les résultats issus des deux méthodes sont équivalents, ce qui est le cas pour l'erreur de reconstruction.

Comme on peut le voir dans le Taleau 3.1, l'erreur de reconstruction issue de la résolution itérative est systématiquement plus faible que celle issue de la résolution par optimisation. Comme les contraintes étaient relâchées dans la résolution itérative, l'algorithme pouvait trouver un minimum plus faible pour l'erreur de reconstruction. Bien que le minimum soit plus faible d'une méthode à l'autre, les erreurs de reconstruction sont différentes de 0,02 cm entre OR et IR, pour les essais THW.

3.4.2 Violation des contraintes

Les contraintes ne sont présentes que dans le modèle en boucle fermée. Pour l'ensemble des sujets et l'ensemble des essais, la moyenne de la violation des contraintes issue de OR est de 4,02 10^{-10} sur la norme des contraintes (contraintes de positions (m) et rotation (sans unité) confondues). C'est en-dessous de 1 10^{-7} , en accord avec la tolérance imposée sur $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{f}(\tilde{\boldsymbol{q}}))$ dans la résolution par optimisation de 1 10^{-6}. La violation des contraintes issue de IR est en moyenne de 7,22 10^{-7}, donc en-dessous du seuil imposé pour la résolution par optimisation. On peut alors considérer que ces deux résolutions respectent les contraintes de façon équivalente.

3.4.3 Violation des limites

Puisque OR respecte scrupuleusement les limites articulaires, la violation des limites est systématiquement nulle. Pour tous les essais, l'excès des limites maximal pour les liaisons pivots est de 3,73 ° pour IR. Comme cette valeur est en-dessous du seuil de bruit de la capture de mouvement (5,7 °), cette violation peut être considérée comme non significative comparée à la précision de la capture de mouvement.

Les limites associées aux liaisons glissières n'ont jamais été dépassées pour tous les lancers et tous les sujets. Cela signifie que les scapulas sont restées dans leur amplitude articulaire.

3.4.4 Différence des coordonnées articulaires

Sur la Figure 3.5, on observe des coordonnées articulaires pour différentes articulations (une articulation distale ; la flexion-extension de la cheville ; une intermédiaire ; la rotation axiale gléno-humérale ; et deux articulations proximales ; flexion-extension et inclinaison latérale du tronc) du corps pour un essai ROM tandis que la Figure 3.6 montre les coordonnées articulaires au niveau du membre supérieur pour un essai THW. La durée durant laquelle la différence relative entre les deux solutions est supérieure au niveau de bruit (0,1 rad/5,7 ° ou 0,1 mm) est surlignée par une ligne claire. Quand cette différence est due à une violation de limites dans la résolution itérative, elle est surlignée par une ligne foncée.

Pour chaque articulation et chaque essai, nous avons calculé la durée durant laquelle la différence relative entre les deux solutions est supérieure au niveau de bruit de la capture de mouvement. Cette durée est divisée par le temps total de l'essai afin d'obtenir un pourcentage pour chaque articulation et chaque essai. Chaque point de la Figure 3.7 est associé à une articulation et un essai. Dans cette figure, la majorité de la différence entre les résultats est au-dessus du niveau de bruit pendant moins de 20% du temps de l'essai, comme on peut le voir avec la médiane (ligne grise verticale). Les autres résultats sont au-dessus du bruit de la capture de 20% à 100% du temps de l'essai, répartis de façon égale dans cet intervalle.

Pour chaque coordonnée articulaire, chaque essai et chaque sujet, la racine de la moyenne du carré des erreurs (RMSE) est calculée entre la solution issue de IR et celle de OR. Sur la Figure 3.8, chaque articulation est catégorisée :

— si l'articulation appartient à une boucle, elle est ajoutée dans la catégorie «Dans la boucle», sinon elle est ajoutée dans la catégorie «En-dehors de la boucle» ;

— si la racine de la moyenne des carrés des erreurs est en-dessous du niveau de bruit, elle est ajoutée dans la catégorie «En-dessous du niveau de bruit», sinon elle est ajouté dans la catégorie «Au-dessus du niveau de bruit» ;

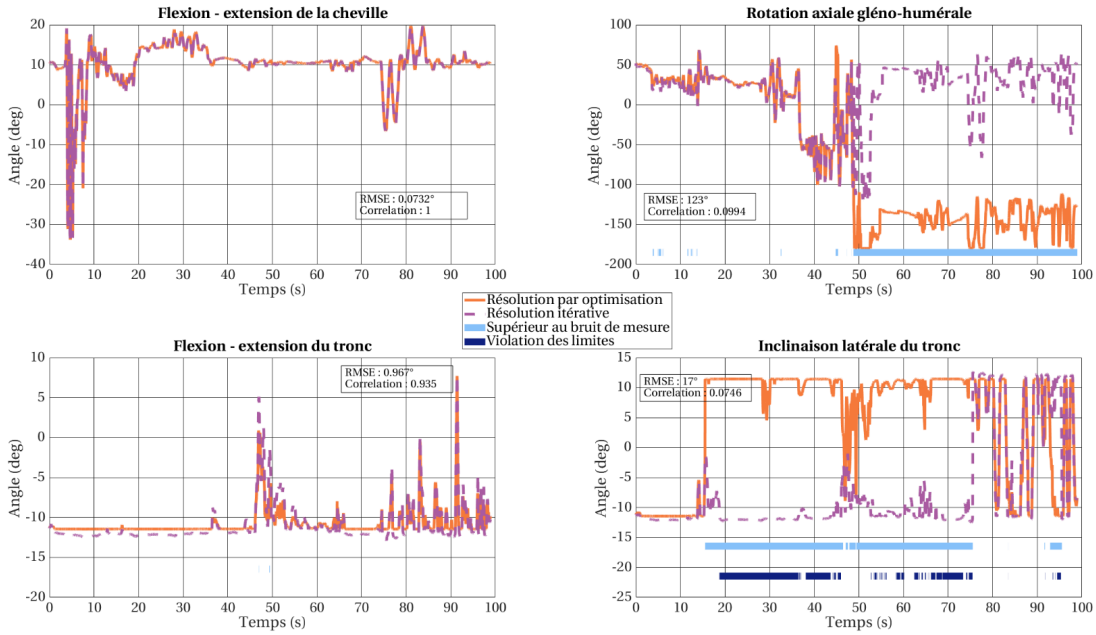

Figure 3.5 – Comparaison des résultats des coordonnées articulaires pour quatre articulations pour un essai ROM pour un sujet (modèle en boucle ouverte). Le sujet a d'abord sollicité ses chevilles, puis ses genoux, poignets, coudes, épaules, le cou et le tronc. Le sujet n'était pas complètement statique sur les articulations non concernées par le mouvement à effectuer à un instant donné. La flexion de la cheville et la flexion du tronc sont similaires avec des coefficients de corrélation de Pearson (Pearson, 1896) hautes (1 et 0,935). La différence des rotations axiales de la liaison gléno-humérale sont similaires la moitié du temps et après 47s, les deux signaux sont différents en amplitudes mais pas en forme. Leur différence est au-delà du bruit de mesure (souligné en bleu clair) mais la résolution IR ne dépasse pas les limites articulaires. Pour l'inclinaison latérale du tronc, environ la moitié du temps est passée avec une différence au-dessus du bruit de la capture de mouvement et une partie des résultats dépasse les limites articulaires.

— si l'articulation est une liaison pivot, respectivement une liaison glissière, elle est ajoutée à la catégorie «Liaisons pivot», respectivement «Liaisons glissière ».

Sur la Figure 3.8, on observe qu'il y a une différence significative entre les articulations présentes ou non dans les boucles qui se trouvent au-dessus du niveau de bruit : il y a 5,8 fois plus d'articulations dans les boucles que d'articulations en-dehors des boucles au-dessus du niveau de bruit. On notera cependant qu'il y a plus d'articulations impliquées dans les boucles fermées que hors des boucles. Cependant, 19% des articulations dans la boucle sont au-dessus du niveau de bruit tandis que 8% des articulations hors des boucles sont au-dessus du niveau de bruit. On peut en déduire que la majorité des données dans la Figure 3.7 au-dessus de 20% sont dues aux articulations présentes dans les boucles.

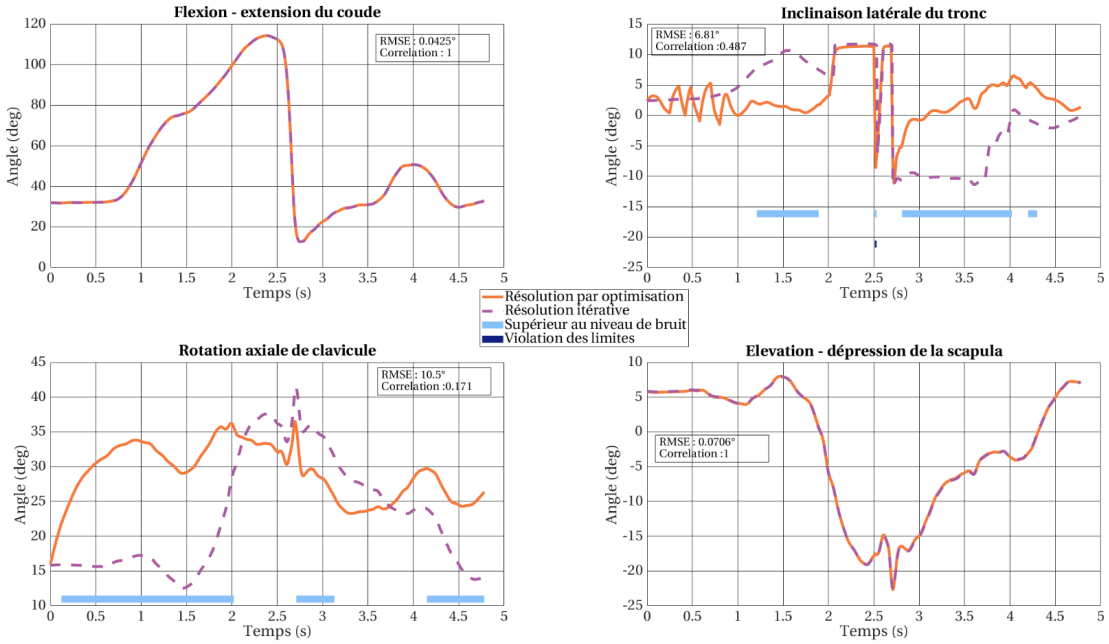

Figure 3.6 – Comparaison des résultats des coordonnées articulaires pour quatre articulations pour un essai de lancer pour un sujet (modèle en boucle fermée). Les résultats de la flexion du coude sont similaires, avec une différence en-dessous du seuil de bruit de la capture de mouvement. Les résultats pour l'inclinaison du tronc ont un coefficient de corrélation de Pearson de 0,487 avec une violation des limites à environ 2,5s (surligné avec une ligne foncée). Les angles de rotation axiale de la clavicule sont différents durant la majeure partie de l'essai (couleur claire).

La Figure 3.8 montre aussi que la majorité des coordonnées articulaires se trouvent en-dessous du niveau de bruit et que les liaisons glissières sont plus à même d'amener une différence au-dessus du niveau de bruit.

La même analyse peut être effectuée pour les essais ROM : la moyenne de la différence des résultats est plus élevée que le bruit de mesure moins de 6% du temps de l'essai, sauf pour le sujet 16 qui monte à 11% du temps. Maximum 1% du temps est dû à la violation des limites articulaires, comme on peut l'observer sur la Figure 3.9.

Comme on peut le voir en comparant les Figures 3.7 et 3.9, le pourcentage moyen du temps pendant lequel les solutions sont au-dessus du niveau de bruit sont différents moins de 20% pour les essais de lancer et moins de 11% pour les essais ROM.

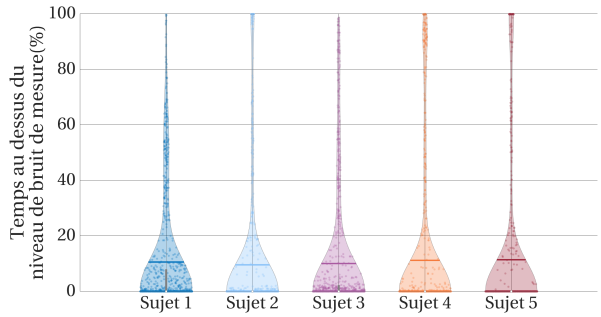

Figure 3.7 – Diagramme en violon du pourcentage de temps pendant lequel la différence entre les solutions est au-dessus du niveau de bruit de la capture de mouvement pour les essais de lancer. Chaque point représente une coordonnée articulaire et un essai. Pour chaque sujet, la médiane des essais est représentée par une ligne grise verticale. La moyenne est représentée par une ligne horizontale. Plus le nombre de points est important à une ordonnée donnée, plus le violon est large.

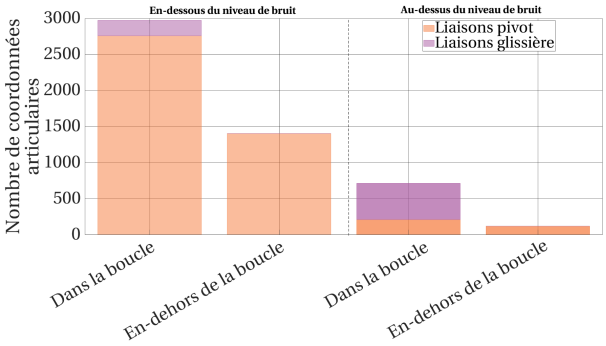

Figure 3.8 – Nombre des coordonnées articulaires dont la différence entre les deux résolutions est au-dessus ou en-dessous du niveau de bruit pour chaque essai de lancer et chaque sujet.

3.4.5 Gain en temps de calcul vis-à-vis de la précision de l'erreur de reconstruction

La résolution OR est 21,5 fois plus lente que la résolution IR : 64,7 10^{-2} Hz (OR-THW) contre 9,80 Hz (IR-THW). Dans tous les cas, la résolution avec le modèle du membre supérieur prend plus de temps à calculer que celle du modèle corps complet. Cela s'explique par le fait qu'il y a un plus grand nombre de coordonnées généralisées et des contraintes dans le modèle du membre supérieur.

Les deux résolutions sont comparées à tolérance de variation de fonction de coût égale : 1 10^{-6}. Pour IR, on peut changer cette tolérance afin de gagner du temps de calcul. C'est ce qui est montré par la Figure 3.10 : pour un sujet et chaque essai de

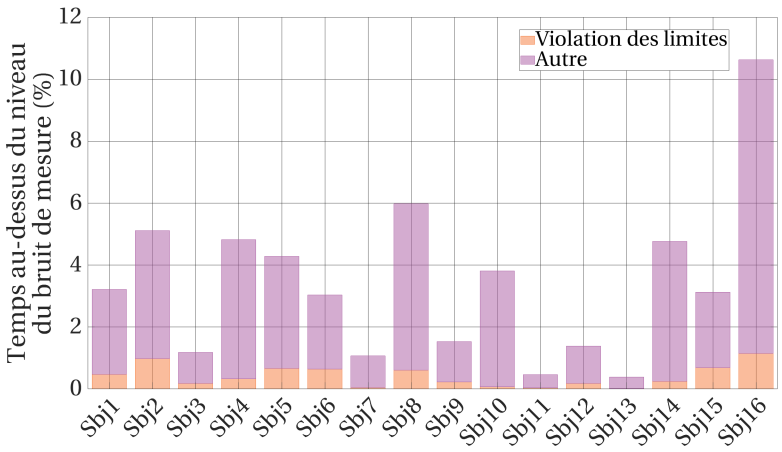

Figure 3.9 – Pourcentage moyen du temps durant lequel les solutions sont au-dessus du bruit de la mesure de la capture de mouvement pour les essais ROM.

	Fréquence de calcul (Hz)	**Erreur de reconstruction (cm)**	**Violation des contraintes**	
			Position (cm)	Rotation (sans unité)
OR				
THW	64,7 10^{-2} (4,05 10^{-2})	1,65 (3,8 10^{-3})	6,60 10^{-10} (1,32 10^{-9})	7,97 10^{-10} (5,26 10^{-8})
ROM	79,3 10^{-2} (8,73 10^{-2})	1,20 (2,20 10^{-3})	N.A.	N.A.
IR				
THW	9,80 (1,98)	1,63 (3,8 10^{-3})	1,12 10^{-4} (1,54 10^{-4})	3,23 10^{-7} (2.06 10^{-6})
ROM	22,1 (1,15)	1,19 (2,20) 10^{-3})	N.A.	N.A.

Tableau 3.1 – Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais

	Violations des limites		**Différence des coordonnées articulaires**	
	Liaisons glissière (cm)	Liaisons pivot (°)	Liaisons glissière (cm)	Liaisons pivot (°)
OR				
THW	0	0	N.A.	N.A.
ROM	0	0	N.A.	N.A.
IR				
THW	0	4,73 10^{-4} (2,00 10^{-3})	10,4 10^{-2} (12,2 10^{-2})	1,67 (3,35)
ROM	N.A.	6,64 10^{-2} (1,75 10^{-2})	N.A.	3,73 (12,7)

Tableau 3.2 – Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais (suite).

lancer la déviation à l'erreur de reconstruction optimale -la différence entre l'erreur de reconstruction à une tolérance donnée et l'erreur de reconstruction à une tolérance de 1 10^{-6}- en fonction de la fréquence de calcul. Pour tous les points, l'erreur maximale

moyenne de la violation des contraintes étant de 4 10^{-4} cm. En changeant la tolérance sur la variation de la fonction de coût à 1 10^{-5}, le temps de calcul est divisé par 4 en perdant 0,1 cm de précision d'erreur de reconstruction et en conservant une erreur moyenne acceptable sur la violation des contraintes (en-dessous de 1 10^{-3} cm).

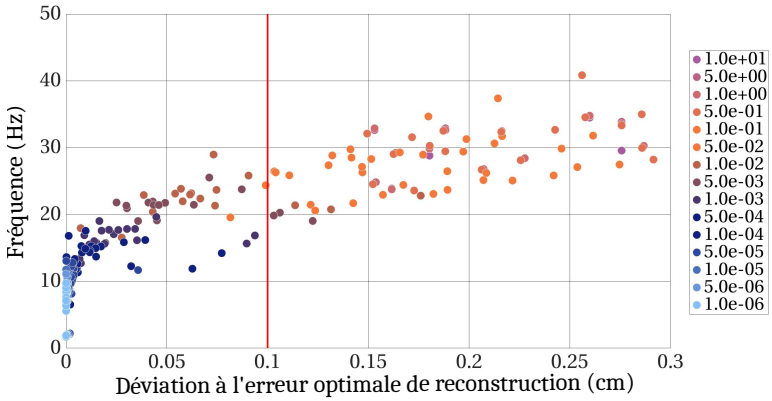

Figure 3.10 – Erreur de reconstruction et fréquences de calcul pour chaque essai de lancer pour un sujet pour différentes tolérances sur la variation de la fonction de coût. La ligne rouge représente le seuil de la précision de la capture de mouvement.

Pour les essais ROM, la tolérance sur la variation de la fonction de coût peut être ajustée à 0,5 tout en perdant une précision inférieure à 1 mm pour l'erreur de reconstruction (Figure 3.11). La fréquence de calcul associée à cette tolérance est de 57 Hz.

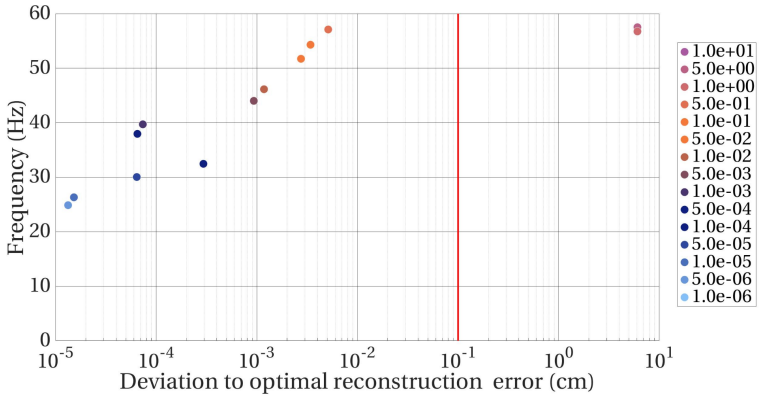

Figure 3.11 – Erreur de reconstruction et fréquences de calcul pour un essai ROM pour un sujet pour différentes tolérances sur la variation de la fonction de coût. La ligne rouge représente le seuil de la précision de la capture de mouvement.

3.5 Discussion

3.5.1 Erreur de reconstruction

Puchaud *et al.* (2020) rapportent une erreur de reconstruction moyenne dans la littérature en-dessous de 1 cm pour le membre inférieur (26 sujets, avec une calibration réalisée à partir d'imagerie médicale) tandis que Muller *et al.* (2015) rapportent une erreur de reconstruction maximale pour un modèle corps complet de 1,3 cm (un sujet, avec une calibration réalisée à partir de données de capture de mouvement). Seth *et al.* (2016) rapportent une erreur de reconstruction maximale pour un modèle en boucle fermée de 0,19 cm pour un essai de flexion de l'épaule (douze sujets, avec une calibration à base de capture de mouvement de pins intracorticaux) tandis que Laitenberger *et al.* (2014) rapporte une erreur de reconstruction moyenne en-dessous de 0.5 cm pour des essais de flexion de l'avant-bras (quinze sujets, calibration à partir de données de capture de mouvement). La moyenne de l'erreur de reconstruction pour les essais ROM est de 1,20 cm pour la résolution OR. Parmi ces essais, quatre sujets ont une erreur de reconstruction moyenne au-dessus de 3 cm au niveau du sternum. Un d'entre eux est un homme avec un indice de masse corporelle élevé et les autres sont des femmes. Les particularités de ces sujets ne sont pas correctement représentées dans le modèle générique utilisé, basé sur des données représentant le 50ème percentile des hommes du personnel de l'armée américaine (Holzbaur *et al.*, 2005; Gordon *et al.*, 1988). Pour les essais de lancer, l'ellipsoïde du modèle de la liaison scapulothoracique utilisé (Seth *et al.*, 2016) n'a pas été calibré pour chaque sujet, ce qui peut expliquer la différence entre les erreurs de reconstruction de cette étude et celles issues de la littérature.

Une mauvaise reconstruction cinématique impacte directement l'étape de dynamique inverse et le problème de recrutement musculaire. En effet, Muller (2017) a montré que les résidus dynamiques non nuls s'expliquent majoritairement par les incertitudes cinématiques. Ces incertitudes proviennent à la fois de la capture de mouvement et des approximations du modèle, à savoir les liaisons mécaniquement parfaites reliant des

segments rigides. Ainsi, les artefacts de tissus mous interagissant avec les positions des marqueurs durant les essais (Faber *et al.*, 2018) sont une source d'incertitude.

3.5.2 Vers le temps réel

van der Kruk et Reijne (2018) recensent que pour le domaine du sport, les captures de mouvement varient entre 50 et 250 Hz. Pour un mouvement rapide tel que le ski alpin, il est nécessaire de capturer en haute fréquence le mouvement pour ne pas perdre d'informations. Tous les instants capturés doivent donc être traités par l'étape d'optimisation cinématique multicorps. Cela signifie que la méthode par pénalisation proposée ne permet pas de traiter un flux d'entrée en temps réel même à 50 Hz. De plus, il faut ajouter au temps de calcul la prise en compte de la latence de la capture de mouvement, le processus de labellisation et le temps de transfert des données depuis le système de capture au code de calcul.

3.5.3 Fiabilité de la méthode de référence

Comme la résolution itérative peut aller au-delà des limites articulaires, elle a donné des solutions différentes de la résolution par optimisation pour quelques articulations dans la boucle, comme l'élévation-dépression de la scapula (Figure 3.6). Sur une même capture de mouvement, il semble anatomiquement plus correct que cette articulation soit allée un peu au-delà de sa limite articulaire plutôt que d'avoir varié de 22 ° en moins de 0,3 s (inclinaison latérale du tronc, à environ 15 s). On observe le même comportement pour la même articulation avec la résolution itérative, mais qui arrive plus tard, vers 75 s. Cet exemple soulève un problème autour du fait de conserver en contraintes dures les limites articulaires et les contraintes, car cela peut amener à des solutions aberrantes. La Figure 3.7 montre que la majorité des différences de coordonnées articulaires sont au-dessus du bruit de la capture de mouvement durant 20% du temps de l'essai. Cela peut être dû aux articulations dans les boucles : comme elles doivent rester dans les limites articulaires et dans la boucle, ces deux contraintes dures peuvent amener à des solutions très différentes.

3.5.4 Limites du modèle utilisé

Dans cette étude, on a utilisé le modèle de Seth *et al.* (2016), décrit dans le chapitre 2, section 2.3.2.3. L'équation de positionnement de la scapula en résultant est :

$$\begin{pmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h\sin(\theta_2) \\ -w\sin(\theta_1)\cos(\theta_2) \\ d\cos(\theta_1)\cos(\theta_2) \end{pmatrix} \tag{3.7}$$

De plus, l'équation du plan tangent à un ellipsoïde s'exprime par (Courtois, 1843) :

$$\frac{xT_x}{h^2} + \frac{yT_y}{w^2} + \frac{zT_z}{d^2} = 1 \tag{3.8}$$

Un vecteur normal au plan sera donc :

$$\boldsymbol{n_{th}} = \begin{pmatrix} \frac{T_x}{h^2} \\ \frac{T_y}{w^2} \\ \frac{T_z}{d^2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\sin(\theta_2)}{h} \\ \frac{-\sin(\theta_1)\cos(\theta_2)}{w} \\ \frac{\cos(\theta_1)\cos(\theta_2)}{d} \end{pmatrix} \tag{3.9}$$

Tout comme Seth *et al.* (2016), on utilise le vecteur $\boldsymbol{n} = \begin{pmatrix} \sin(\theta_2) \\ -\sin(\theta_1)\cos(\theta_2) \\ \cos(\theta_1)\cos(\theta_2) \end{pmatrix}$ pour définir la normale à l'ellipsoïde. Cette approximation est valide pour θ_1 et θ_2 faibles, donc vers le milieu de l'ellipsoïde. En effet, la norme du produit vectoriel entre $\boldsymbol{n}$ et $\boldsymbol{n_{th}}$ est faible pour θ_1 et θ_2 petits :

$$\boldsymbol{n} \times \boldsymbol{n_{th}} = \begin{pmatrix} \sin(\theta_1)\cos(\theta_1)\cos(\theta_2)^2(\frac{1}{w} - \frac{1}{d}) \\ \cos(\theta_1)\cos(\theta_2)\sin(\theta_2)(\frac{1}{h} - \frac{1}{d}) \\ \sin(\theta_1)\cos(\theta_2)\sin(\theta_2)(\frac{1}{h} - \frac{1}{w}) \end{pmatrix} \tag{3.10}$$

L'approximation de la normale utilisée en supposant que la scapula reste dans une plage de variation angulaire faible autour de $\theta_1 = 0$ et $\theta_2 = 0$ reste à vérifier.

3.5.5 Choix de l'algorithme

Dans l'étude présentée, nous avons comparé les algorithmes de point intérieur et de Levenberg-Marquardt. Il existe d'autres méthodes de résolution de l'optimisation cinématique multicorps avec pénalité de contraintes. En effet, le problème se transforme en un problème d'optimisation sans contrainte, pour lequel il existe différents algorithmes

de résolution. Il serait intéressant de comparer les performances de l'algorithme de Levenberg-Marquart à l'usage d'un filtre de Kalman (Fohanno *et al.*, 2014), ou à une approche bayésienne (Serrien *et al.*, 2020) ou encore à des méthodes de gradient conjugué (Samy *et al.*, 2019).

3.6 Conclusion

Deux méthodes d'optimisation cinématique multicorps ont été comparées : une première qui utilise une méthode avec des contraintes dures et une seconde qui utilise une méthode de pénalité. Ces résolutions ont été comparées à travers des données expérimentales et deux modèles (corps complet en boucle ouverte et membre supérieur avec des boucles fermées).

Pour les modèles en boucle ouverte, les performances (erreur de reconstruction, violation des limites articulaires, violation des contraintes et les coordonnées articulaires) sont équivalentes la plupart du temps pour les deux résolutions. Pour les modèles en boucle fermée, les performances sont équivalentes mais quelques coordonnées articulaires se sont comportées différemment d'une méthode à l'autre. Une étude de sensibilité sur les facteurs de pénalité pourrait être réalisée afin de mieux comprendre leur impact sur la solution et donner des directives sur comment les choisir correctement.

Enfin, la résolution itérative est 20 fois plus rapide que la résolution par optimisation, ce qui est intéressant dans la perspective d'applications en temps réel nécessitant une étape d'optimisation cinématique multicorps.

L'étape de cinématique inverse étant la première étape de la chaîne de traitement de la Figure 1.3, sa précision a un impact direct sur les étapes de dynamique inverse et d'estimation des efforts musculaires.

En effet, les quantités inertielles ainsi que les bras de levier musculaires sont fonction des coordonnées articulaires. Cependant, s'il faut une bonne cinématique pour un bonne estimation des bras de levier, il est aussi nécessaire d'avoir un bon modèle de topologie musculaire, c'est-à-dire une description réaliste des chemins musculaires.

C'est donc sur cette modélisation des chemins musculaires que se focalise le chapitre suivant.

4

Modélisation musculaire simplifiée et systématique

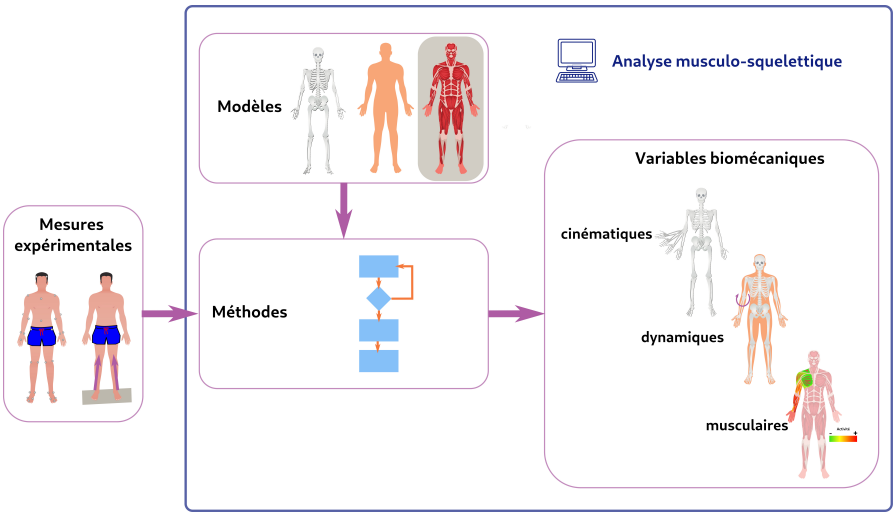

Figure 4.1 – Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique

Dans le chapitre précédent, nous avons proposé une méthode qui permet de calculer les coordonnées articulaires avec une méthode de pénalisation permettant de respecter les contraintes tout en limitant le temps de calcul.

Ces données cinématiques permettent de calculer les quantités associées aux étapes de dynamique inverse et d'estimation musculaire, à savoir les quantités d'accélération ainsi que les bras de levier. Il est donc nécessaire d'avoir à la fois une cinématique précise mais aussi un bon modèle musculaire pour réaliser l'étape d'estimation des efforts musculaires. Le développement d'un type de modèle musculaire est l'objet de ce chapitre (Figure 4.1)

On prend ici le parti de modéliser physiquement les muscles en n'utilisant que des points de passage, ce qui garantit la continuité des bras de levier. Le modèle physique nous permettra de prendre en compte de multiples degrés de liberté et les points de passage peuvent être mis à l'échelle plus facilement que des obstacles tout en réduisant le temps de calcul des longueurs musculotendineuses et des bras de levier des muscles.

Afin de créer ces muscles, on propose une méthode permettant de modéliser les passages musculaires des muscles à partir de données de bras de levier musculaires, de points d'origine et d'insertion et de longueur musculotendineuse.

4.1 Définition du problème

Les bras de levier musculaires et les longueurs musculotendineuses jouent un rôle important dans le problème du recrutement musculaire en modélisation musculo-squelettique. En effet, la contribution potentielle d'un muscle sur une articulation dépend de son bras de levier par rapport à l'axe de rotation de cette articulation, et donc de son chemin géométrique par rapport à cette même articulation. Ce chemin va définir la capacité du muscle à activer l'articulation par la définition du bras de levier et de sa longueur musculotendineuse (Erdemir *et al.*, 2007). Il est donc crucial de définir correctement ce chemin musculaire afin de fournir un actionnement réaliste du modèle musculo-squelettique.

Pour estimer et modéliser ces chemins musculaires, on peut utiliser des techniques d'imagerie médicale (Herrmann et Delp, 1999; Garner et Pandy, 2001; Garland *et al.*, 2018) et des points de repères anatomiques (Murray *et al.*, 1995; Gonzalez *et al.*, 1997; Holzbaur *et al.*, 2005). De telles données peuvent être très utiles pour modéliser des objets sur le passage du muscle et ainsi définir son chemin. On peut utiliser des points de passage (VP), dans des méthodes où le chemin est défini par des lignes droites ou dans des méthodes autorisant des courbures (méthode des lignes centroïdes (Jensen et Davy, 1975)). Dans les méthodes utilisant des obstacles, l'enroulement musculaire autour de protubérances osseuses est modélisé via l'enroulement autour d'obstacles ; par exemple des

sphères, des cylindres ou encore des ellipsoïdes (Murray *et al.*, 1995; Gonzalez *et al.*, 1997; Garner et Pandy, 2001). Quelle que soit la méthode, ces points de passage et obstacles définissent aussi bien les bras de levier des muscles que les longueurs musculotendineuses. Les paramètres des obstacles sont souvent ajustés manuellement (Gonzalez *et al.*, 1997; Holzbaur *et al.*, 2005; Song *et al.*, 2008), cependant ce travail est long et fastidieux (Gatti et Hughes, 2009). La création de ces modèles requiert une expertise à la fois technique (Garner et Pandy, 2000; Favre *et al.*, 2010) et expérimentale dans l'ajustement des paramètres pour s'approcher des données expérimentales et créer une modélisation de muscle réaliste, tout en augmentant le temps de calcul pendant les simulations (Favre *et al.*, 2010) puisque les trajectoires d'enroulement doivent être calculées à chaque instant.

De nombreuses techniques utilisant des bras de levier mesurés expérimentalement pour définir automatiquement les paramètres du chemin musculaire ont été proposées (Gatti et Hughes, 2009; Favre *et al.*, 2010; Agarwal *et al.*, 2013; Killen *et al.*, 2021). Les chemins issus de ces méthodes permettent de gagner du temps sur la modélisation manuelle mais contiennent de nombreux obstacles. De plus, les méthodes développées par Gatti et Hughes (2009); Agarwal *et al.* (2013) requièrent de connaître a priori la forme des obstacles pour chaque muscle. Les paramètres géométriques des multiples obstacles ne permettent pas de mettre en place une règle simple de mise à l'échelle afin de passer d'un modèle générique à un modèle spécifique (Favre *et al.*, 2010) puisque les règles de mise à l'échelle (homothétique (Puchaud *et al.*, 2020), radiale (Lund *et al.*, 2015)) peuvent difficilement s'appliquer aux obstacles d'enroulement. Enfin, Killen *et al.* (2021) proposent une méthode de création et de mise à l'échelle automatique des muscles spécifiquement pour l'articulation du genou. Utilisant des enroulements, les chemins reconstruits sont parfois discontinus et la méthode proposée est spécifique au genou. Killen *et al.* (2021) ne prennent pas en compte la dépendance de plusieurs degrés de liberté sur un même bras de levier.

Ces études montrent qu'il y existe un manque de méthodes capables de : a) automatiser la modélisation du chemin musculaire à partir de données expérimentales ; b) réduire le

temps de calcul des longueurs musculotendineuses et des bras de levier lors du calcul des bras de levier dans l'étape d'estimation des efforts musculaires dans l'analyse musculo-squelettique ; c) faciliter la mise à l'échelle géométrique du modèle musculo-squelettique.

Les travaux proposés dans ce chapitre visent à développer une méthode automatique de modélisation et d'ajustement d'un chemin musculaire simplifié dans un modèle musculo-squelettique. Ce chemin est défini à partir de point de passages en nombre limité. Ce nombre de points de passage utilisés suit une règle systématique vis-à-vis des articulations sur le chemin musculaire, permettant d'automatiser la forme du chemin. L'usage d'une méthode d'optimisation sur la position de ces points de passage permet d'éviter un placement manuel des points. Le modèle par point de passage est le modèle géométrique le plus rapide à calculer pour estimer les bras de levier et les longueurs musculotendineuses. De plus, l'utilisation de points de passage permet d'éviter la problématique de mise à l'échelle d'obstacles.

La méthode résout deux problèmes d'optimisation successifs afin de choisir des points de passage ajustés aux données d'entrées (bras de levier et longueur musculotendineuse issues d'expérimentations par exemple). Cette méthode peut être utilisée pour définir aussi bien un modèle générique qui pourra être mis à l'échelle que pour un modèle spécifique pour un sujet donné. À titre d'exemple, elle a été appliquée au modèle d'avant-bras de Pennestrì *et al.* (2007), utilisant comme données d'entrée les données théoriques de Rankin et Neptune (2012).

Le but de la méthode est de placer automatiquement les points de passage afin d'obtenir des bras de levier et des longueurs musculotendineuses les plus proches possibles des données de bras de levier et de longueurs musculotendineuses. Les données d'entrées nécessaires à la méthode sont : les données de bras de levier, les données de longueur musculotendineuse ainsi que les points d'origine et d'insertion des muscles. Ces données d'entrées peuvent provenir d'expériences ou de modèles issus de la littérature.

On utilise donc deux optimisations successives : la première minimise la différence entre les bras de levier issus des données d'entrée et ceux calculés par le modèle, la

seconde minimise la différence entre les longueurs musculotendineuses d'entrée et celles calculées par le modèle. À chaque optimisation, les variables de décision sont les positions spatiales des points de passage. La première optimisation prend également en compte des contraintes volumiques afin que les points de passage, et donc les muscles, ne se trouvent pas au-delà des tissus mous. Puisque les muscles actionnent des articulations, la méthode s'appuie sur un modèle ostéoarticulaire pour calculer les bras de levier et les longueurs musculotendineuses. Pour modéliser un ensemble de muscles parcourant la même chaîne ostéoarticulaire, il suffit de définir une seule fois les contraintes volumiques pour chaque solide de la chaîne.

Nous allons d'abord décrire le modèle du chemin musculaire et la méthode utilisée pour l'ajuster à partir des données d'entrées. Une vue d'ensemble de la méthode est donnée dans la Figure 4.2, décrivant les entrées et les sorties ainsi que les différentes étapes d'optimisation. On applique la méthode sur un modèle du haut du corps pour un sujet de 1m70, pour ensuite discuter des résultats obtenus. Le gain en temps de calcul et le réalisme anatomique des chemins musculaires seront mis en regard des objectifs précédemment mentionnés.

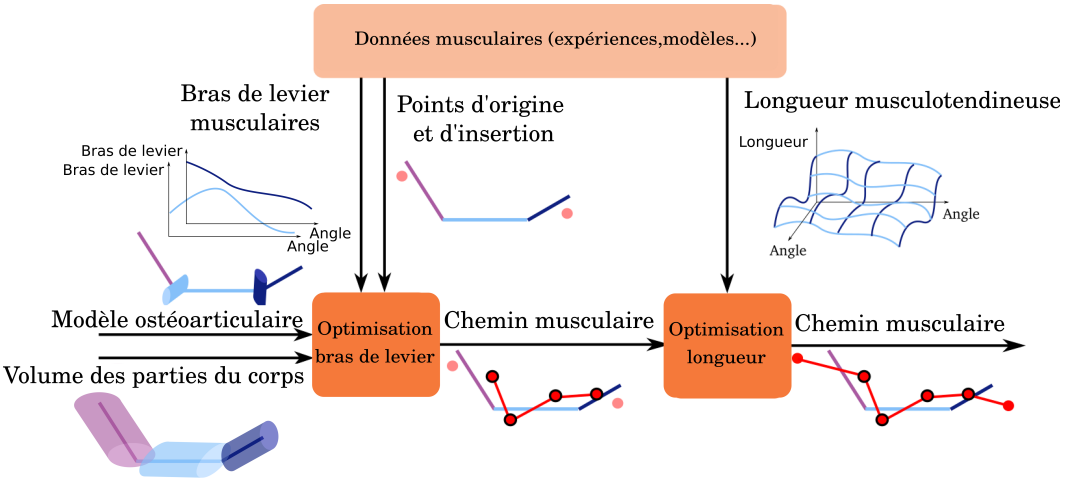

Figure 4.2 – Vue d'ensemble de la méthode de construction de chemin musculaire. On retrouve les deux étapes d'optimisation successives. La première prend en entrée le modèle ostéoarticulaire et les volumes des parties du corps. À partir des bras de levier et des points d'origine et d'insertion issus de données musculaires, l'optimisation des bras de levier génère les points de passage du chemin musculaire. Ensuite, l'optimisation des longueurs utilise ce chemin et la longueur musculotendineuse pour ajuster les positions des points d'origine et d'insertion.

4.2 Définition du chemin musculaire

Comme nous l'avons spécifié dans l'introduction de ce chapitre, on va utiliser un chemin composé uniquement de points de passage. On définit dans cette partie la notion de bras de levier, la définition systématique du chemin musculaire ainsi que le volume dans lequel les VP doivent être compris.

4.2.1 Définition du bras de levier

Parmi toutes les définitions possibles du bras de levier musculaire décrits par Sherman *et al.* (2013), on retiendra ici la définition de An *et al.* (1984) , où R^{q_i} est le bras de levier musculaire, $l^{mt}(\boldsymbol{q})$ la longueur musculotendineuse et q_i le degré de liberté fonctionnel :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = \frac{\partial l^{mt}(\boldsymbol{q})}{\partial q_i} \tag{4.1}$$

En effet, ce sont les coefficients représentant la contribution des forces musculaires dans les équations de la dynamique. Cette définition représente correctement l'actionnement des degrés de liberté fonctionnels dans le corps humain.

4.2.1.1 Types de muscles

Dans cette méthode, les muscles sont divisés en deux catégories car le problème à résoudre dans l'optimisation des bras de levier dépend de ces catégories. Ces catégories sont :

— Type 1 : le muscle actionne au moins une articulation avec un seul degré de liberté (DDL)

— Type 2 : le muscle n'actionne que des articulations avec plus d'un DDL

On note n_q le nombre de DDL totaux actionnés par un même muscle.

4.2.2 Chemin géométrique

Chaque chemin musculaire est systématiquement composé de segments construits à partir de l'origine, de l'insertion du muscle et de points de passage fixes et actifs.

Les muscles avec plusieurs chefs musculaires sont artificiellement séparés en muscles indépendants.

On propose de n'utiliser que deux points de passage par articulation, soit un seul point de passage par segment relié par l'articulation. Des exemples de chemins musculaires illustrent ce propos en Figure 4.3, où le nombre de points de passage (cercles noirs) change avec le nombre de segments. N'utiliser que deux points de passages par articulation permet de compenser les possibles erreurs de positionnement des points d'origine et d'insertion.

Pour un muscle actionnant une seule articulation, un seul point de passage de chaque côté de l'articulation garantit l'indépendance des bras de leviers vis-à-vis des points d'origine et d'insertion. En effet, la distance entre les duos point de passage/origine ou point de passage/insertion reste constante avec la variation des DDL de l'articulation. On en déduit que les points d'origine et d'insertion n'ont pas d'impact sur la valeur du bras de levier.

Ajouter un troisième point de passage n'aurait aucun impact sur le bras de levier car deux des points de passage appartiendraient au même segment. Leur distance resterait donc constante avec la variation du DDL de l'articulation, donc le bras de levier ne serait pas impacté.

N'utiliser qu'un seul point de passage autoriserait la distance entre le point de passage et le point d'origine ou d'insertion à varier avec le DDL. La position du point d'origine ou d'insertion aurait donc un impact sur le bras de levier, ce qui est contre l'hypothèse formulée d'indépendance des bras de levier vis-à-vis des points d'origine et d'insertion.

Pour un muscle actionnant deux articulations en série, son chemin est également composé de deux points de passage par articulation. Avec cette règle, deux points de passage appartiennent au même segment entre les deux articulations. La première paire de points de passage impacte uniquement le premier bras de levier, indépendemment de la seconde paire de points de passage.

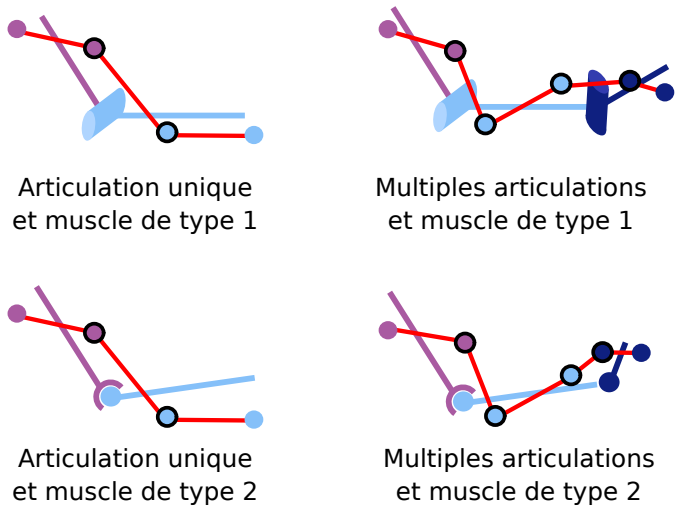

Figure 4.3 – Exemples de géométrie de chemins musculaires. Dans tous les cas, le nombre de points de passage ne dépend que du nombre de segment. Le type du muscle est déterminé par la nature de ses liaisons : si toutes les liaisons entre deux segments ont un seul DDL, alors le muscle est de type 1. Sinon, le muscle est de type 2.

4.2.3 Frontières spatiales

On choisit des cylindres pour définir les volumes des parties du corps afin de contenir la position spatiale des points de passage. Le chemin musculaire est entièrement contenu entre les points d'origine et d'insertion, sans possibilité de demi-tour, comme c'est physiologiquement observé. Les cylindres sont délimités en longueur par les points d'origine et d'insertion. L'origine du repère de chaque segment, défini dans le modèle ostéoarticulaire, délimite également la longueur. Les points qui délimitent la longueur des cylindres sont appelés points de référence. Les rayons des cylindres sont choisis de manière à englober l'ensemble des tissus mous du segment.

Deux exemples de cylindres sont montrés sur les Figures 4.4 and 4.5. La Figure 4.4 illustre le cas d'un muscle passant par trois segments consécutifs pour actionner deux articulations. Par exemple, les segments de l'humérus, du radius et de la main peuvent être représentés dans cette chaîne en série. La Figure 4.5 présente un cas où un muscle passe par deux segments non-consécutifs qui partagent un ancêtre commun, par exemple l'ulna et le radius sont précédés par l'humérus dans la chaîne cinématique.

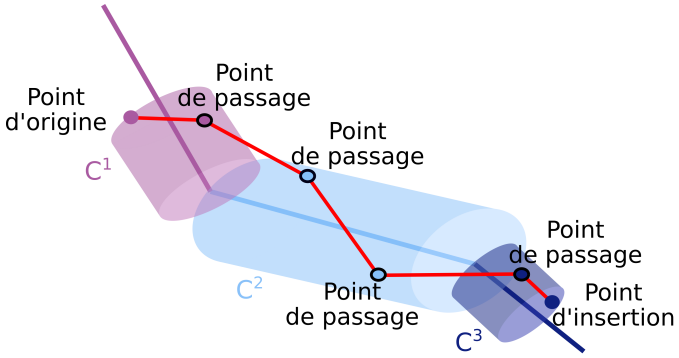

Figure 4.4 – Représentation des cylindres pour une chaîne ouverte de trois segments consécutifs. Les cylindres sont délimités en longueur par les points de référence (sans contour). Les points de passage (encerclés de noir) doivent rester dans le cylindre de la même couleur qu'eux.

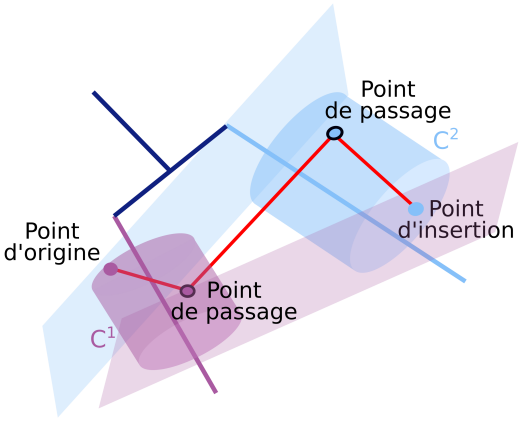

Figure 4.5 – Représentation des cylindres pour deux segments possédant le même segment ancêtre. Le début et la fin des cylindres sont les plans perpendiculaires à l'axe principal du segment contenant le point d'origine ou d'insertion du muscle.

4.3 Approximer les bras de levier

Une fois que le modèle musculaire est mis en place, il possède alors une longueur musculotendineuse et des bras de levier musculaires. Cette partie permet de poser le problème mathématique de la minimisation des bras de levier issus du modèle et les bras de levier d'entrée.

4.3.1 Muscles de type 1

Une première approche pour placer automatiquement les points de passage pour s'ajuster aux bras de levier serait de minimiser directement la différence entre les bras de levier issus du modèle et ceux des donnés d'entrées. Cependant, comme on peut le voir sur la Figure 4.6, il existe un nombre infini de positions de points de passage qui donnent le même bras de levier pour un muscle de type 1. Sur cette figure, on considère deux positions différentes des points de passage. Les points de passage A1 et B1 appartiennent au segment 1, tandis que les points de passage A2 et B2 appartiennent au segment 2. Le triangle B est une rotation du triangle A par un angle θ autour de l'axe orthogonal au plan de la vue. Quand le segment 2 tourne autour de l'articulation, A2 et B2 vont tourner du même angle, et les deux triangles resteront l'exact même triangle tourné autour d'un angle θ. Il y a donc une infinité de positions de points de passage qui donnent le même bras de levier, et ces positions peuvent être déduites à partir d'une position donnée et d'un angle θ.

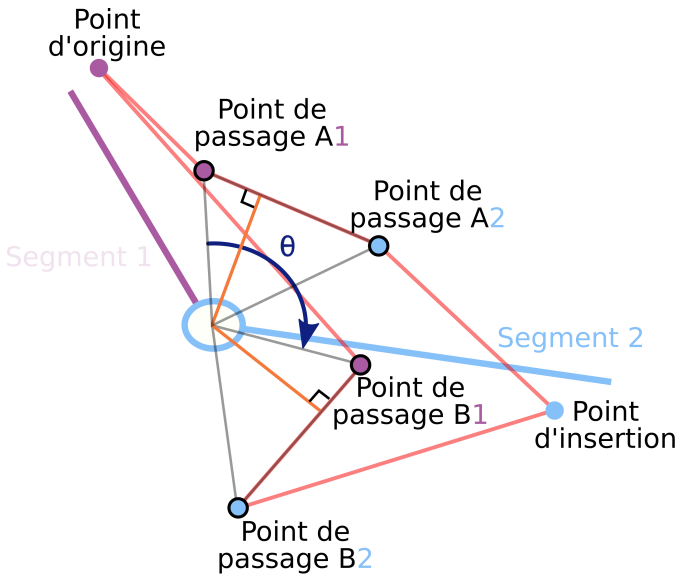

Figure 4.6 – Exemple de positions de points de passage qui donnent le même bras de levier. Le triangle B est la rotation d'un angle θ du triangle A.

On en déduit que pour un muscle de type 1, un ensemble de positions de point de passages peut être obtenu en choisissant la longueur musculotendineuse $l^{mt}(\boldsymbol{q}, \boldsymbol{S})$ (avec

$\boldsymbol{S}$ l'ensemble des positions des points de passage) la plus courte sous les contraintes de volume des tissus mous ainsi que l'approximation des bras de levier. En effet, la longueur musculotendineuse est le chemin le plus court depuis le point d'origine jusqu'au point d'insertion Sherman *et al.* (2013) tout en contournant les obstacles placés sur le chemin.

Pour chaque muscle de type 1, on cherche donc à minimiser la longueur musculaire, avec n_s le nombre de solides réels sur le chemin musculaire :

$$\begin{aligned} &\min_{\boldsymbol{S}} \; l^{mt}(\boldsymbol{q}, \boldsymbol{S}) \\ &\text{tel que } \begin{cases} \forall j \in [\![1, n_s]\!] : \boldsymbol{s}_j^1 \in C^{p(j)} \;\text{ et }\; \boldsymbol{s}_j^2 \in C^{s(j)} \\ \boldsymbol{S} \in \arg\min \sum_{i=1}^{n_q} \dfrac{\|\mathsf{R}_{input}^{q_i}(\boldsymbol{q}) - \mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}, \boldsymbol{S})\|^2}{\|\mathsf{R}_{input}^{q_i}(\boldsymbol{q})\|^2} \end{cases} \end{aligned} \tag{4.2}$$

(4.2) est une optimisation pour trouver le plus court chemin musculaire qui mène au bras de levier le plus proche des données d'entrée, sous une contrainte physiologique spatiale.

Comme montré en Figure 4.6, il suffit de trouver une seule configuration $\boldsymbol{S}$ qui minimise la distance entre le bras de levier d'entrée et celui issu du modèle, pour ensuite utiliser une rotation de θ autour de l'unique DDL comme nouvelle variable. On peut généraliser ce cas à un muscle possédant plusieurs liaisons avec unique DDL, donc à tous les muscles de type 1.

Dès qu'un vecteur de position initial ${}^0\boldsymbol{S}$ est trouvé en respectant les contraintes de (4.2), le problème à résoudre peut se réécrire :

$$\begin{aligned} &\min_{\boldsymbol{\theta}} \; l^{mt}(\boldsymbol{q}, \boldsymbol{\theta}) \\ &\text{tel que } \forall j \in [\![1, n_s]\!] : \boldsymbol{s}_j^1(\boldsymbol{\theta}, {}^0\boldsymbol{S}) \in C^{p(j)} \;\text{ et }\; \boldsymbol{s}_j^2(\boldsymbol{\theta}, {}^0\boldsymbol{S}) \in C^{s(j)} \end{aligned} \tag{4.3}$$

4.3.2 Muscles de type 2

Pour un muscle de type 2, on peut directement approximer les bras de levier issus du modèle et ceux issus des données d'entrée. Pour plus d'un DDL au sein d'une même articulation, il n'existe pas une infinité de positions de points de passage qui mènent au même bras de levier.

Pour chaque muscle de type 2, le problème à résoudre est :

$$\min_{\boldsymbol{S}} \sum_{i=1}^{n_q} \frac{\|\mathsf{R}^{q_i}_{input}(\boldsymbol{q}) - \mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}, \boldsymbol{S})\|^2}{\|\mathsf{R}^{q_i}_{input}(\boldsymbol{q})\|^2} \quad \text{tel que } \forall j \in [\![1, n_s]\!] : \boldsymbol{s}^1_j \in C^{p(j)} \text{ et } \boldsymbol{s}^2_j \in C^{s(j)} \tag{4.4}$$

(4.4) est la généralisation des contraintes de (4.2) pour les bras de levier. L'erreur de bras de levier est normalisée pour donner le même poids à chaque bras de levier du chemin, indépendemment de leurs ordres de grandeur.

4.3.3 Approximer la longueur musculotendineuse

Puisque le bras de levier issu du nouveau chemin musculaire est la dérivée de la longueur musculotendineuse, il reste une constante indéterminée entre la longueur des données d'entrées et celle issue du modèle. L'étape finale consiste donc à réduire cette constante. Les points d'origine et d'insertion, n'ayant pas d'impact sur le bras de levier, vont être déplacés de façon homothétique pour réduire cette constante.

Le principe de la mise à l'échelle est représenté sur la Figure 4.7. Les points de passage sont cerclés de noir tandis que les points d'origine et d'insertion sont représentés par des disques colorés sans contour. Les points d'origine et d'insertion d'entrée sont de couleur plus claire que les nouveaux points d'origine et d'insertion. Ces nouveaux points doivent appartenir à la demi-droite qui commence sur le point de passage le plus proche et qui passe par les point d'origine ou d'insertion d'entrée.

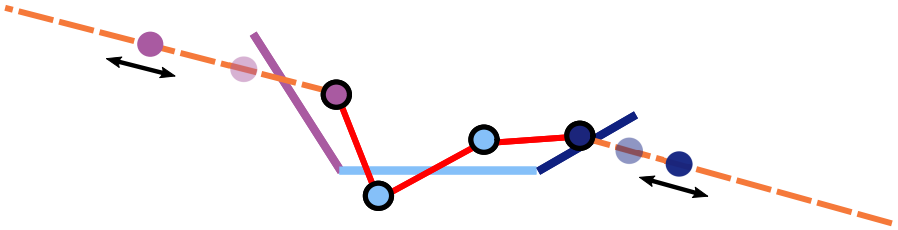

Figure 4.7 – Ajustement des points d'origine et d'insertion pour approximer la longueur musculotendineuse des données d'entrée

L'approximation de la longueur musculotendineuse est décrite dans l'équation (4.5) : le but est de trouver des nouveaux points d'origine et d'insertion pour approcher les

longueurs issues du modèle et des données d'entrées, de manière à ce que la position de ces nouveaux points soit soumise à une transformation homothétique.

$$\begin{aligned} &\min_{\lambda} \ \|l^{mt}_{input}(\boldsymbol{q}) - l^{mt}(\boldsymbol{q}, \lambda)\|^2 \\ &\text{tel que } \begin{cases} \boldsymbol{Os}_1^1 = \lambda \boldsymbol{O}_{input} \boldsymbol{s}_1^1 \\ \boldsymbol{Is}_2^{n_s} = \lambda \boldsymbol{I}_{input} \boldsymbol{s}_2^{n_s} \end{cases} \end{aligned} \tag{4.5}$$

4.3.4 Critères de performance

Pour chaque DDL q_i actionné par le muscle considéré, la racine de la moyenne du carré des erreurs entre le bras de levier des données d'entrée et celui issu du modèle est calculé, en valeur absolue (RMSE) et en valeur relative (rRMSE). La rRMSE est obtenue en divisant la RMSE par la valeur RMS du bras de levier d'entrée. Cela permet de donner une estimation de la qualité de la solution résultant de cette méthode. L'équilibre de la résolution entre deux DDL pour un muscle de type 2 peut être vérifié par la rRMSE.

Les critères de performance pour la comparaison des longueurs sont la corrélation, issue du coefficient de corrélation de Pearson (Pearson, 1896), et la rRMSE musculotendineuses. La corrélation montre l'impact global du bras de levier sur la longueur musculotendineuse.

L'optimisation des bras de levier (4.4) est calculée par une méthode de recherche globale, en utilisant la méthode du point intérieur. Quand les points de référence - points d'origine et d'insertion venant des données d'entrée - respectent déjà les contraintes spatiales cylindriques, ils sont utilisés comme point de départ. Sinon, les points de départ sont choisis de façon aléatoire dans l'espace délimité par les cylindres.

Les autres problèmes d'optimisation (4.3) et (4.5) sont résolus avec un algorithme d'optimisation quadratique successive, avec une solution initiale nulle.

4.3.5 Application à l'avant-bras

Dans ce cas d'usage, on va comparer les résultats de la méthode précédemment décrite en utilisant un méthode d'obstacle-set avec des valeurs polynomiales de bras de levier de référence. Les données d'entrée pour l'avant-bras sont :

— Modèle ostéoarticulaire en boucle fermée tel que décrit par Pennestrì *et al.* (2007) ;

— Volume des tissus mous : la description complète est décrite dans le Tableau 4.1 ;

— Point d'origines et d'insertion : : repris du modèle musculo-squelettique proposé par Holzbaur *et al.* (2005) ;

— Données de bras de levier : Rankin et Neptune (2012) fournissent des coefficients polynomiaux qui modélisent les bras de levier des muscles du modèle de Holzbaur *et al.* (2005) ;

— Données de longueur musculotendineuse : Rankin et Neptune (2012) fournissent des coefficients polynomiaux qui modélisent les longueurs musculotendineuses des muscles du modèle de Holzbaur *et al.* (2005).

Le modèle de Pennestrì *et al.* (2007) a été mis à l'échelle de façon linéaire pour obtenir un modèle de 1m70, tout comme le modèle décrit par Holzbaur *et al.* (2005).

Les données d'entrée de bras de levier et de longueurs musculotendineuses proposées par Rankin et Neptune (2012) interpolent les bras de levier et longueurs musculotendineuses du modèle de Holzbaur *et al.* (2005) via des fonctions polynomiales des DDL. Ces polynômes ont été utilisés pour générer les données d'entrée à la fois des bras de levier et des longueurs musculotendineuses.

Les segments anatomiques sont décrit dans le Tableau 4.1. L'amplitude de mouvement pour chaque degré de liberté a été repris de Rankin et Neptune (2012) :

— Flexion extension du coude (EFE) : de 0° à 100°

— Pronation supination du coude(PS) : de -45° (supination) à 45°(pronation)

— Flexion extension du poignet(WFE) : de -45° à 45°

— Déviation (WDV) du poignet : de -10° (abduction radiale) à 25°(adduction ulnaire)

Les axes relatifs aux degrés de libertés précédemment mentionnés suivent les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2005). Les degrés de libertés et les muscles mis en jeu dans cette étude sont illustrés sur la Figure 4.8.

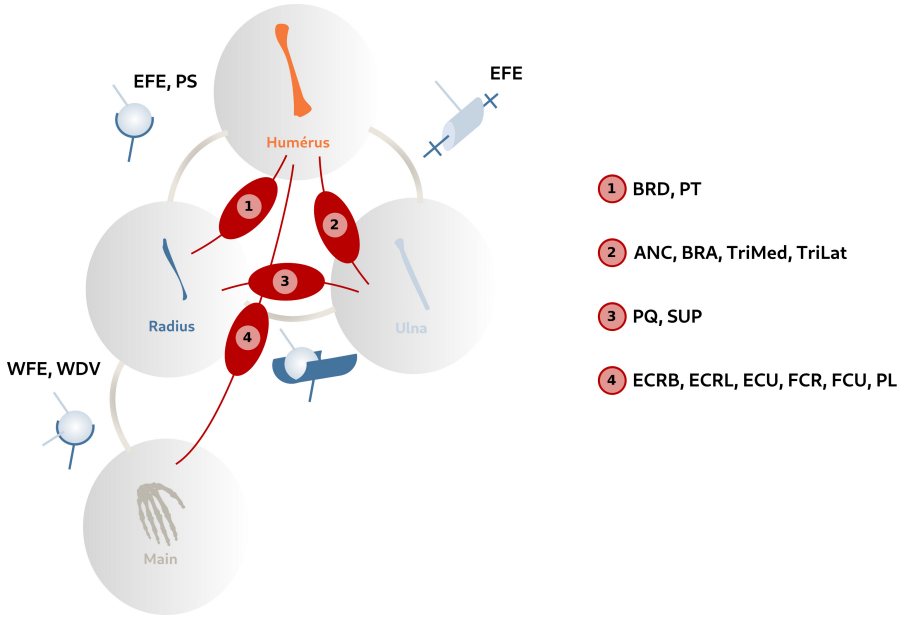

Figure 4.8 – Relations entre les solides et les muscles. Mise en place des abréviations utilisées par la suite, rappelées en annexe 7.2.

Segment	Masse (kg)	Densité ($kg.L^{-1}$)	Longueur (m)	Rayon du cylindre (m)
Humérus	1,67	1,07	0,32	0,040
Radius	0,47	1,13	0,25	0,023
Ulna	0,72	1,13	0,023	0,029
Main	0,42	1,16	0,013	0,030

Tableau 4.1 – Description des segments d'intérêt pour un homme (1m70, comme le modèle de Holzbaur *et al.* (2005)) de masse 70kg (indice de masse corporelle standard). Les valeurs de masse sont adaptées de Dumas *et al.* (2007), les valeurs de densité sont reprises de Yeadon (1990) et les longueurs sont adaptées de Pennestrì *et al.* (2007). Le rayon du cylindre est déduit de la masse, la densité et de la longueur.

La méthode a été appliquée sur les muscles listés dans le Tableau 4.2. Ce tableau regroupe la comparaison entre les chemins musculaires du modèle originel et ceux issus de la méthode, puisqu'un objectif de cette méthode était de simplifier la description du chemin musculaire. Par exemple, le muscle ANC (muscle de type 1) est originellement modélisé par un seul obstacle tandis quand la méthode proposée ne va utiliser que deux points de passage. Le muscle PT (muscle de type 2) quant à lui est originellement modélisé par un obstacle et trois points de passage alors que la méthode proposé réduit son chemin à deux points de passage.

Pour la discrétisation des bras de levier, on utilise 15 points suivant chaque DDL : en effet, les bras des leviers issus de la littérature montrent une variation lente sans discontinuité (Murray *et al.*, 2002; Bremer *et al.*, 2006; Pereira, 2013). On considère que 15 points suffisent donc pour capturer la variation des bras de levier.

Muscles	Modèle de Holzbaur *et al.* (2005) Obstacles	VP	Modèle VP
Muscles de type 1			
Anconeus (ANC)	1	0	2
Brachialis (BRA)	0	2	2
Pronator Quadratus (PQ)	2	0	2
Supinator Brevis (SUP)	1	1	2
Triceps Lateral (TRIlat)	1	3	2
Triceps Medial (TRImed)	1	3	2
Muscles de type 2			
Brachioradialis (BRD)	1	1	2
Extensor Carpi Radialis Brevis (ECRB)	1	2	4
Extensor Carpi Radialis Longus (ECRL)	2	2	4
Extensor Carpi Ulnaris (ECU)	1	4	4
Flexor Carpi Radialis (FCR)	2	1	4
Flexor Carpi Ulnaris (FCU)	2	2	4
Palmaris Longus (PL)	2	2	4
Pronator Teres (PT)	1	3	2

Tableau 4.2 – Comparaison des données nécessaires à la description des chemins musculaires : les chiffres dans les colonnes obstacles et points de passage (VP) correspondent aux nombres d'obstacles et de points de passage, respectivement, utilisés pour décrire les chemins musculaires.

4.4 Résultats

On fournit dans les Tableaux 4.4 et 4.5 la description complète des chemins musculaires résultants de cette méthode. Quelques exemples de résultats pour les bras de levier sont montrés pour les muscles PQ et PL dans les Figures 4.11 et 4.12. Comme le muscle PQ est un muscle de type 1, son bras de levier et sa longueur musculotendineuse sont représentés comme fonction uniquement de l'angle PS. Le muscle PL est un muscle

de type 2. Les bras de levier selon les axes EFE et PS sont indépendants des angles WDV et WFE, et inversement.

Une synthèse des résultats est donnée dans le Tableau 4.3. La médiane des rRMSE des bras de levier pour les muscles de l'avant-bras est de $13,27\%$. Ce résultat est acceptable au regard de la dispersion des valeurs de bras de levier rapportées dans la littérature. Pour les muscles BRD, ECRL, BRA, PT, TRImed et TRIlat, Murray *et al.* (2002) a rapporté une variabilité maximale inter-spécimen de 18% (atteinte pour le muscle PT). Pour les muscles du poignet (les muscles FCR, FCU, ECRL, ECRB et ECU), Garland *et al.* (2018) a rapporté une variabilité maximale inter-spécimen de $45,5\%$ (atteinte pour ECU). On peut en déduire que la méthode proposée est pertinente pour 75% des muscles (Tableau 4.3) vis-à-vis des bras de levier. Quelques muscles dont le chemin musculaire initial était complexe, tel que le FCR, peuvent être décrits avec autant de précision pour les bras de levier avec seulement deux points de passage par articulation. Pour tous les muscles, le nombre originel d'obstacles n'a pas d'impact significatif sur les résultats.

Les corrélations entre les longueurs musculotendineuses sont montrées dans la Figure 4.9. La corrélation minimale est de 0,8435, rapporté pour le muscle extenseur ulnaire du carpe. La Figure 4.9 montre que les muscles de type 1 ainsi que les muscles BRD et PT ont des corrélations au-delà de 0,999. Tous ces muscles ont uniquement deux points de passage sur leur chemin musculaire (Table 4.2). Ces mêmes muscles sont aussi ceux possédant les plus basses rRMSE de longueur musculotendineuse. On peut en déduire que pour les muscles actionnant uniquement une articulation, il est suffisant de n'utiliser que des points d'origine, d'insertion et deux points de passage pour représenter fidèlement les données de bras de levier et les longueurs musculotendineuses.

Les rRMSE des longueurs musculotendineuses sont toutes en dessous de $11,18\%$. Une comparaison des longueurs musculotendineuses avant et après optimisation des longueurs est donnée en Figure 4.10. Le muscle ECRB peut être considéré comme un cas particulier, du fait que tous les autres rRMSE des longueurs musculotendineuses sont en-dessous de $2,93\%$. Goislard De Monsabert *et al.* (2018) ont rapporté un maximum de 53% d'erreur

Critère	Minimum	Premier quartile	Médiane	Troisième quartile	Maximum
Bras de levier rRMSE (%)					
Axe EFE	2,86	6,41	7,62	12,07	34,80
Axe PS	0,13	5,20	8,88	19,22	57,25
Axe WDV	13,49	20,85	32,57	38,36	41,95
Axe WFE	14,43	18,70	23,57	44,67	51,75
Tous les axes	0,13	6,59	13,27	29,23	57,25
Longueur musculotendineuse					
Corrélation	0,8435	0,9928	0,9992	0,9998	1
rRMSE (%)	0,00	0,20	0,42	1,09	11,18

Tableau 4.3 – Synthèse des résultats pour tous les muscles. Minimum, premier quartile, médiane, troisième quartile et maximum sont données pour les rRMSE des bras de levier pour chaque muscle et chaque articulation. Ces mêmes données statistiques sont aussi données pour les corrélations et rRMSE des longueurs musculotendineuses.

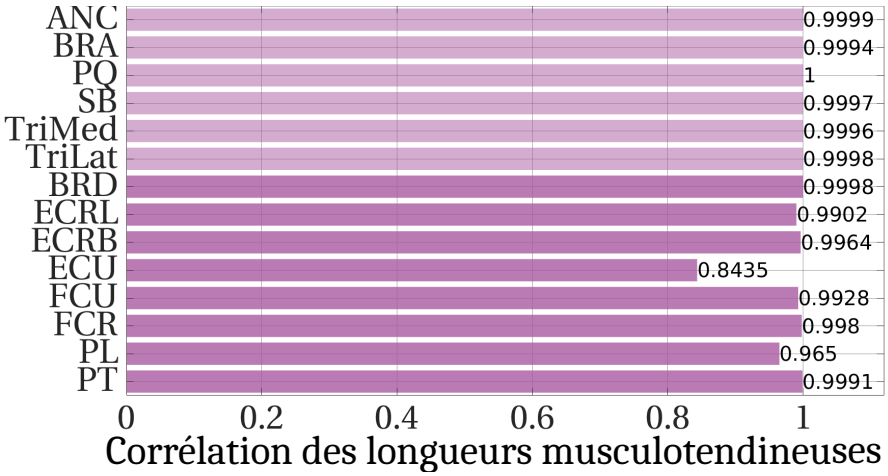

Figure 4.9 – Corrélation entre les longueurs musculotendineuses d'entrée et celles issues du modèle. Les muscles de type 1, respectivement de type 2, sont représentés de couleur transparente, respectivement de couleur opaque.

entre leur modèle et les données expérimentales pour le muscle ECRB. Les longueurs musculotendineuses résultant de notre modèle sont acceptables.

La pertinence de l'usage de l'optimisation de la longueur musculotendineuse peut être questionnée pour les muscles SUP, TRIlat, ECRL, FCU, FCR, PL et PT. Avant l'optimisation des longueurs, le modèle était déjà en-dessous de 10% de rRMSE. En fonction de la précision requise pour une simulation donnée, cette étape dans la méthode

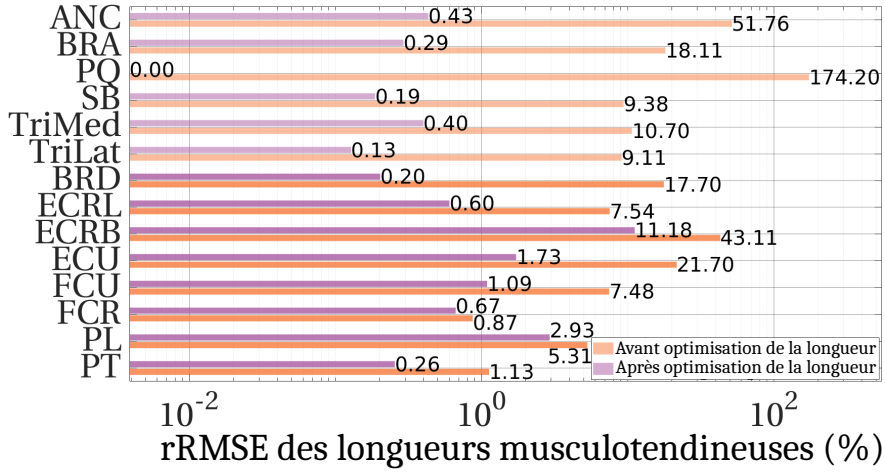

Figure 4.10 – rRMSE entre les longueurs musculotendineuses d'entrée et celles issues du modèle, avant et après optimisation des longueurs musculotendineuses. Les muscles de type 1, respectivement de type 2, sont représentés de couleur transparente, respectivement de couleur opaque.

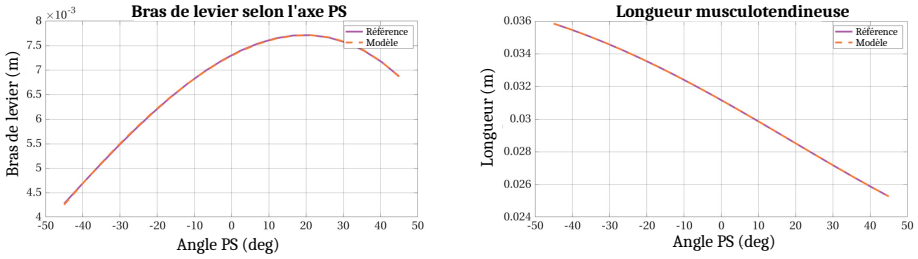

Figure 4.11 – Exemple de résultats pour le muscle PQ. L'erreur de bras de levier maximale est de 22,1μm (0,29% du bras de levier maximal) et l'erreur maximale musculotendineuse est de 2,10μm (0,01% de la longueur musculotendineuse maximale)

proposée pourrait être omise.

Comme visible dans le Tableau 4.3, une corrélation significative (troisième quartile à 0.9998) est obtenue pour les longueurs musculotendineuses alors que les rRMSE des bras de levier pour les axes WDV et WFE sont autour de 40%. Les bras de levier sur les axes WDV et WFE sont dix fois plus courts que ceux sur les axes EFE et PS, leur impact est donc moins significatif sur la longueur musculotendineuse. Cela traduit également le fait qu'avoir une bonne corrélation sur les longueurs musculotendineuses n'entraîne pas forcément une rRMSE faible sur les bras de levier.

Les chemins musculaires résultant de ce cas d'usage doivent être pris avec précaution :

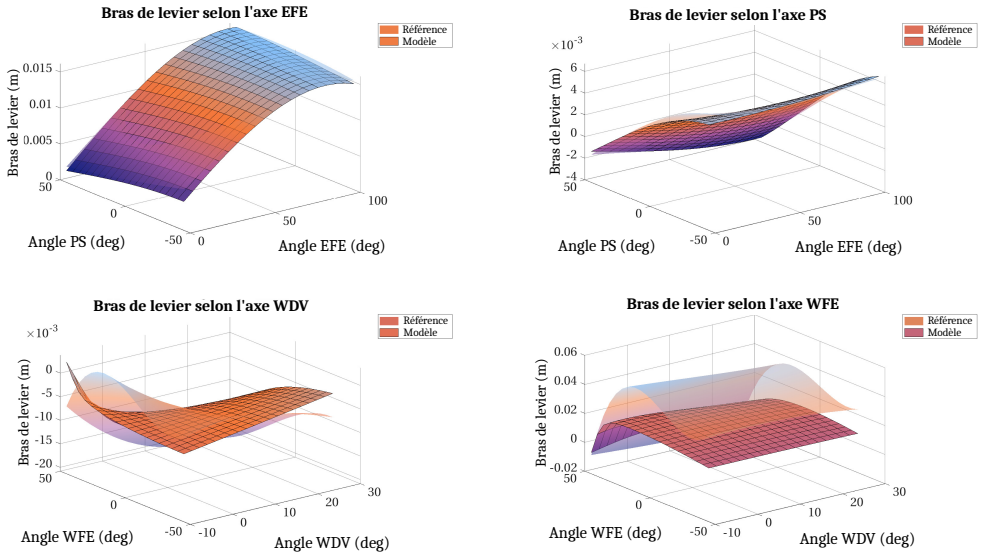

Figure 4.12 – Exemple de résultats pour le munscle PL. L'erreur maximale pour chaque bras de levier est : EFE : 1,7mm (10,69% du bras de levier maximal suivant EFE), PS : 0,96mm (14,32% du bras de levier maximal suivant PS), WDV : 9,41mm (45,13% du bras de levier maximal suivant WDV), WFE : 29,5mm (59,93% du bras de levier maximal suivant WFE)

les données d'entrée sont des polynômes (Rankin et Neptune, 2012) décrivant un autre modèle (Holzbaur *et al.*, 2005), qui a été lui-même modifié manuellement pour s'ajuster à des données expérimentales. Par exemple, pour le muscle ECU, les données polynomiales ont un taux d'erreur élevé ($86,63\%$ d'erreur pour le bras de levier suivant l'axe WDV). Il n'est donc pas surprenant que la méthode proposée ait des difficultés à approximer un modèle qui ne représente pas fidèlement le chemin musculaire originel. De plus, si notre méthode renvoyait un chemin musculaire qui suit parfaitement les données polynomiales faussées, ce modèle serait très éloigné de celui que l'on cherche à approximer. Utiliser des données expérimentales directement en entrée de la méthode devrait améliorer le réalisme des chemins musculaires générés.

Le modèle utilisé dans cet exemple est un modèle générique d'homme de taille 1m70. Généralement, pour une analyse musculo-squelettique, on met à l'échelle le modèle pour l'ajuster à l'anatomie du sujet étudié. Un des intérêts d'utiliser un modèle musculaire composé uniquement de points de passage est d'éviter les problèmes de mise à l'échelle des obstacles. Mettre à l'échelle ces obstacles est plus complexe que de simples points

de passage puisque cela requiert de mettre à l'échelle un objet défini par de multiples paramètres. Il n'existe pas de règle évidente de mise à l'échelle pour ces paramètres, puisque la littérature rapporte souvent des interventions manuelles (Lund *et al.*, 2015; Favre *et al.*, 2010).

Muscles	Origin & Insertion points (cm)	Via points (cm)	R RMS error (cm, %)	L rRMS error (%)	L correlation
Type 1 muscles					
ANC	31,03 -0,05 -1,49 (Hu) 0,08 -0,19 -2,12 (U)	31,07 0,19 -1,72 (Hu) 0,07 -0,08 -2,05 (U)	EFE : 0,07 (6,59)	0,43	0,9999
BRA	20,94 0,52 0,47 (Hu) 2,37 -0,17 0,07 (U)	29,25 1,29 -0,25(Hu) 1,75 -0,51 1,62 (U)	EFE : 0,14 (8,67)	0,29	0,9994
PQ	22,12 -0,12 0,59 (U) 22,14 1,24 1,54 (R)	22,12 0,22 0,63 (U) 22,12 1,37 1,38 (R)	PS : 0,00 (0,13)	0,00	1
SUP	3,36 -1,90 -1,34 (U) 6,85 1,99 1,43 (R)	5,13 -1,88 -0,88 (U) 5,21 0,53 -0,79(R)	PS : 0,05 (7,10)	0,19	0,9997
TRImed	16,66 0,86 -1,04 (Hu) -1,03 0,03 -2,10 (U)	29,50 0,87 -2,88 (Hu) -0,47 -0,33 -2,35 (U)	PS : 0,24 (11,05)	0,40	0,9996
TRIlat	15,38 -0,24 -0,75 (Hu) -1,05 0,03 -2,10 (U)	30,76 1,31 -2,55 (Hu) -0,58 -0,42 -2,42 (U)	EFE : 0,14 (6,46)	0,13	0,9998

Tableau 4.4 – Chemin musculaire, erreurs des bras de levier et des longueurs musculotendineuses après optimisation pour un homme de taille 1m70. (Hu) désigne le repère de l'humérus, (R) celui du radius, (U) celui de l'ulna, (Ha) celui de la main. Les repères associés sont ceux définis par Pennestrì *et al.* (2007)

Muscles	Origin & Insertion points (cm)	Via points (cm)	R RMS error (cm, %)	L rRMS error (%)	L correlation
Type 2 muscles					
BRD	21,75 -1,32 -0,88 (Hu) 20,28 -0,12 3,47 (R)	21,78 -3,89 -0,78 (Hu) 10,47 0,51 2,26 (R)	EFE : 0,27 (5,17) PS : 0,07 (13,08)	0,20	0,9998
ECRL	29,07 -0,87 0,11 (Hu) 2,47 -1,09 0,69 (Ha)	30,57 -0,88 1,95 (Hu) 2,32 0,51 0,34 (R) 21,22 -2,01 -1,15 (R) 1,65 -1,81 -2,31 (Ha)	EFE : 0,66 (34,80) PS : 0,11 (57,25) WDV : 0,55 (29,23) WFE : 0,30 (14,43)	0,60	0,9902
ECRB	31,85 3,92 0,57 (Hu) 2,05 -1,33 -2,62 (Ha)	31,85 3,92 0,57 (Hu) 12,68 2,22 -0,39 (R) 11,53 -0,54 -2,25 (R) 2,05 -1,33 -2,62 (Ha)	EFE : 0,02 (6,36) PS : 0,03 (19,22) WDV : 0,22 (20,85) WFE : 0,49 (18,70)	11,18	0,9964
ECU	31,62 -3,90 -0,73 (Hu) 0,00 2,76 -0,81 (Ha)	31,62 -3,90 -0,73 (Hu) 24,79 0,58 0,17(R) 22,92 2,32 -0,13 (R) 0,00 2,76 -0,81 (Ha)	EFE : 0,17 (30,91) PS : 0,03 (24,77) WDV : 0,29 (13,49) WFE : 0,45 (44,67)	1,73	0,8435
FCR	30,28 3,45 0,71 (Hu) 2,51 0,13 1,49 (Ha)	30,38 2,19 0,59 (Hu) 8,23 2,20 0,74 (R) 22,83 -1,23 1,96 (R) 0,00 -0,91 2,79 (Ha)	EFE : 0,07 (6,52) PS : 0,01 (4,25) WDV : 0,32 (38,36) WFE : 0,58 (21,12)	0,66	0,9980
FCU	30,22 3,17 0,22 (Hu) 1,93 0,96 0,02 (Ha)	30,24 2,41 0,23 (Hu) 6,35 1,58 0,26 (R) 21,33 1,49 1,78 (R) 0,98 1,67 2,41(Ha)	EFE : 0,12 (11,99) PS : 0,02 (8,97) WDV : 0,68 (35,91) WFE : 0,75 (26,01)	1,09	0,9928
PL	29,95 4,16 0,51 (Hu) 1,83 -0,40 1,84(Ha)	29,99 2,48 0,24 (Hu) 7,61 2,18 0,78 (R) 24,82 -0,59 2,24 (R) 1,83 -0,40 1,84 (Ha)	EFE : 0,04 (2,86) PS : 0,02 (5,20) WDV : 0,39 (41,95) WFE : 1,94 (51,75)	2,93	0,9650
PT	30,05 3,47 0,34 (Hu) 12,54 -0,09 2,41 (R)	30,15 3,94 0,37 (Hu) 9,15 1,39 1,85 (R)	EFE : 0,14 (12,15) PS : 0,08 (8,79)	0,25	0,9991

Tableau 4.5 – Chemin musculaire, erreurs des bras de levier et des longueurs musculotendineuses après optimisation pour un homme de taille 1m70. (Hu) désigne le repère de l'humérus, (R) celui du radius, (U) celui de l'ulna, (Ha) celui de la main. Les repères associés sont ceux définis par Pennestrì *et al.* (2007)

4.4.1 Limites de la méthode

Avec cette méthode, on réalise un gain en temps de calcul dès qu'il y a plus de deux obstacles dans le modèle originel (Tableau 4.2). En effet, les bras de levier musculaires sont dérivés des longueurs musculotendineuses, donc ils peuvent être calculés par différenciation numérique des longueurs musculotendineuses, comme on le verra dans le chapitre 5. Le temps de calcul critique dans le calcul des bras de levier pour l'estimation des forces musculaires se trouve dans le temps de calcul de la longueur musculotendineuse pour un ensemble de degrés de liberté donné. Cependant, il est nécessaire de passer par une optimisation pour calculer une longueur musculotendineuse à partir d'un chemin composé d'au moins deux obstacles de contournement (Garner et Pandy, 2000). Quand on n'utilise que des points de passage, la longueur musculotendineuse est directement la somme des normes des vecteurs allant d'un point à un autre. Le temps de calcul de l'utilisation des points de passage est moins coûteux que l'utilisation d'obstacles (Favre *et al.*, 2010).

La méthode n'a pas apporté de gain en temps de calcul pour le muscle BRA, qui ne possédait déjà que deux points de passage, comme on peut le voir dans le Tableau 4.2. Pour tous les autres muscles avec un seul obstacle, le gain en terme de complexité et de temps de calcul devrait être quantifié afin de conclure quant à l'utilité de la méthode pour ces muscles.

Cependant, au-delà du temps de calcul, il existe un gain en temps de modélisation du muscle. La méthode est systématique et ses paramètres sont choisis automatiquement : l'utilisateur n'a besoin que de placer les points d'origine et d'insertion et n'a pas à choisir et ajuster des obstacles pour tous les chemins musculaires. Avec des données expérimentales relevées par imagerie ou sur un cadavre, cette modélisation musculaire pourrait être réalisée de façon complètement automatique.

L'algorithme d'optimisation peut conduire à un minimum qui n'est pas le minimum global de (4.4). Cependant, à la lumière de la littérature, l'utilisation de ces optima est pertinente, comme expliqué dans le prochains paragraphes.

4.4.2 Du modèle à la réalité

D'après le modèle de Zajac-Hill (Zajac, 1989), la force musculaire est liée à la longueur musculotendineuse. Les paramètres de la génération de la force musculaire, comme la relation force-longueur, peuvent être mis à l'échelle pour un sujet en mesurant des couples articulaires à une position donnée (Wu *et al.*, 2016). De tels paramètres peuvent être sujets à une suradaptation pour compenser les approximations des bras de levier et des longueurs musculotendineuses, affectant de ce fait l'estimation des efforts musculaires dans l'analyse musculo-squelettique. Il est donc important d'ajuster d'abord le chemin musculaire avant d'ajuster d'autres paramètres pour la génération de force musculaire.

Le modèle résultant de cette méthode est cohérent d'un point de vue cinématique : la contribution du muscle à chaque articulation peut être calculée de façon réaliste tant que des données cinématiques expérimentales sont utilisées comme données d'entrée. Cependant, d'un point de vue anatomique, aucun muscle n'est composé de lignes droites. Ce modèle peut être suffisant tant que les interactions entre les muscles eux-mêmes ou avec des tissus mous, comme le frottement, ne sont pas requis dans l'analyse musculo-squelettique. La possible pénétration dans les os n'a pas du tout été considérée et les contraintes de volume sont utilisées pour restreindre uniquement la position des points de passage. De plus, lors de la dernière étape d'ajustement des longueurs, les points d'origine et d'insertions sont déplacés sans prise en compte des contraintes de volume. Cela signifie donc que tout le chemin musculaire n'est pas forcément contenu dans ces cylindres, et que les origines et les insertions du modèle peuvent largement dévier de leur localisation anatomique théorique.

4.5 Conclusion

Dans le but de simplifier la tâche complexe de la modélisation musculaire, on a proposé une méthode automatique permettant de générer un chemin musculaire systématique composé uniquement de points de passage, ajusté à des données d'entrées de bras de levier et de longueurs musculotendineuses.

Claire LIVET, 23 août 2022

Différentes méthodes de placement automatique des points de passage ont été développées pour des muscles de type 1 et de type 2. Pour les muscles de type 1, la méthode se base sur une minimisation de la longueur musculotendineuse tout en respectant des volumes spatiaux et les bras de levier en données d'entrée. Pour les muscles de type 2, la méthode se base uniquement sur la minimisation de distance entre les bras de levier issus du modèle et les bras de levier d'entrée, tout en respectant les volumes spatiaux imposés. Les points d'origine et d'insertion ont ensuite été déplacés suivant une règle d'homothétie afin de s'ajuster aux longueurs musculotendineuses.

Cette méthode a été appliquée au modèle d'avant-bras de Pennestrì *et al.* (2007), afin de tester sa pertinence. Les données d'entrées de bras de levier et de longueur musculotendineuse étaient des données polynomiales issues de Rankin et Neptune (2012), tandis que les points d'origine et d'insertion ont été relevés dans le modèle de Holzbaur *et al.* (2005).

Les bras de levier résultants se situaient dans l'ordre de variation de l'état de l'art : pour 75% des muscles, la rRMSE des bras de levier était en-dessous de $29,23\%$. Les bras de levier suivant les axes EFE et PS ont été globalement mieux approximé que ceux suivant les axes WDV et WFE. Les rRMSE des longueurs musculotendineuses étaient toutes en-dessous de $11,18\%$. Cette méthode est particulièrement efficace pour les muscles n'actionnant qu'une seule articulation.

Le principal atout de cette méthode réside dans son utilisabilité : chaque chemin musculaire peut être automatiquement créé à partir de ses données de bras de levier, de longueur musculotendineuse, et de ses points d'origine et d'insertion. Cette fonctionnalité est disponible dans CusToM (Muller *et al.*, 2019b). Un utilisateur peut simplement ajouter les données d'entrées appropriées, indiquer ses points d'origine et d'insertion et laisser les chemins musculaires être calculés automatiquement.

De futures études devraient investiguer la pertinence de différentes règles de mise à l'échelle à appliquer aux points de passage générés par cette méthode, ainsi que d'évaluer

le gain en temps de calcul généré par ces chemins musculaires simplifiés. Le réalisme anatomique du chemin musculaire généré reste une limitation de la méthode proposée.

Nous pourrions étendre les cas d'usage au membre inférieur, puisque des données expérimentales de bras de levier sont données dans la littérature (Buford *et al.*, 1997; Carbone *et al.*, 2015).

Ce chapitre a permis de proposer une méthode pour générer un chemin musculaire systématique, permettant de gagner du temps en modélisation. Le choix d'un modèle simplifié composé uniquement de points de passage permet aussi de gagner du temps de calcul vis-à-vis des autres modélisations existantes.

Or, le temps de calcul des bras de levier intervient lors de l'étape de l'estimation des efforts musculaires. Il serait intéressant de connaître la part précise du temps de calcul des bras de levier lors de cette étape, afin de pouvoir éventuellement la diminuer.

Le chapitre suivant s'intéresse donc à la réduction du temps de calcul lors de l'estimation des efforts musculaires, en proposant des méthodes de calcul qui exploitent le fait que le chemin musculaire ne soit composé que de points de passage.

5

Réduction du temps de calcul pour l'estimation des efforts musculaires

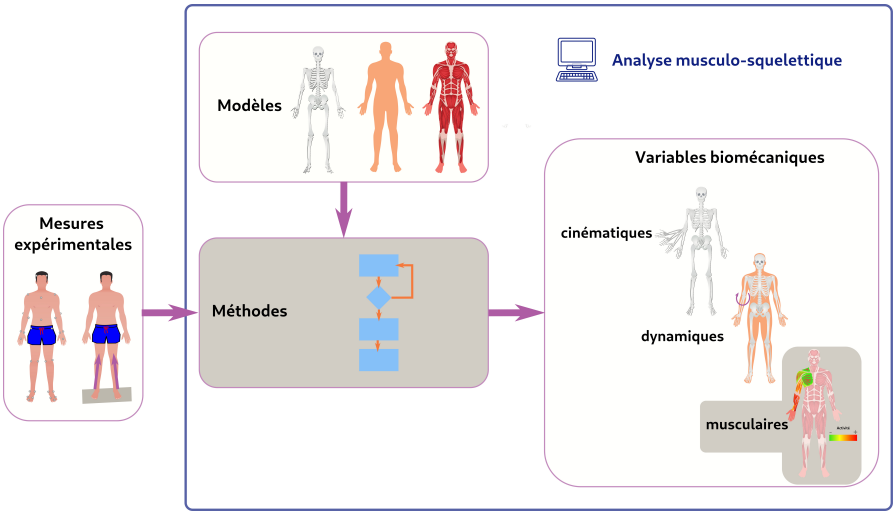

Figure 5.1 – Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique

Le chapitre précédent a permis d'établir une méthode de création de chemins musculaires simplifiés. On peut à présent appliquer la méthode d'estimation des efforts musculaires. Dans le chapitre 3, on a proposé une façon de réduire le temps de calcul de l'optimisation cinématique multicorps tout en gardant une bonne performance cinématique. Comme dans tout le reste de cette thèse, on cherche à diminuer le temps de calcul pour aller vers des estimations précises en temps réel.

Pour l'estimation des efforts musculaires, on utilise une optimisation statique (Erdemir

et al., 2007), qui bien, qu'elle ne permette pas de prendre en compte les dépendances temporelles physiologiques des muscles car c'est une méthode inverse, est la méthode la plus rapide d'estimation des efforts musculaires d'après Quental *et al.* (2016). On rappelle la formulation du problème telle que définie dans le chapitre 2 pour estimer les efforts musculaires en dynamique contrainte :

$$\begin{cases} \min\limits_{\mathbf{a}} \ \|\mathbf{a}\|^2 \\ \text{tel que} \ \ \mathbf{0} \leq \mathbf{a} \leq \mathbf{1} \\ \boldsymbol{G}^T(\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})) = \boldsymbol{G}^T \mathbf{R}(\boldsymbol{q})\mathbf{a} \circ \boldsymbol{f}_{max} \end{cases} \tag{5.1}$$

À chaque instant, pour résoudre ce problème, on doit effectuer les étapes suivantes :

— Calcul de $\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})$

— Calcul de la matrice des bras de levier $\mathbf{R}(\boldsymbol{q})$

— Calcul de la jacobienne des contraintes $\boldsymbol{K}$

— Calcul de $\boldsymbol{G}$ le noyau de $\boldsymbol{K}$

— Résolution du problème d'optimisation

C'est à l'issue de l'étape de dynamique inverse que l'on calcule $\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})$. L'étape de dynamique inverse ne dépendant d'aucune optimisation, son temps de calcul dépend de la complexité de l'algorithme utilisé. Dans notre cas, on utilise l'algorithme de Newton-Euler de complexité proportionnelle au nombre de corps étudiés (Featherstone, 2008), la méthode la plus rapide actuellement pour réaliser la dynamique inverse. De plus, comme la dynamique en elle-même donne des résultats exploitables pour des applications cliniques par exemple, on peut considérer que le temps de calcul de ces éléments n'est pas compris dans l'étape d'estimation musculaire mais plutôt dans l'étape de dynamique inverse.

$\boldsymbol{G}$ étant le noyau de $\boldsymbol{K}$, il n'existe pas de difficulté algorithmique au calcul lorsque l'on utilise une décomposition SVD (Abdi, 2007).

Les étapes du calcul de la matrice des bras de levier, de la jacobienne des contraintes et la résolution du problème d'optimisation sont donc les étapes où il est possible de

gagner du temps de calcul. Le modèle musculaire proposé dans le chapitre 4 est déjà le modèle le plus rapide à calculer parmi les modèles physiques (Favre *et al.*, 2010). Dans ce chapitre, on étudie deux moyens de calcul différents de la matrice des bras de levier et de la jacobienne des contraintes, et on propose des pistes pour améliorer le temps de calcul de l'optimisation statique.

D'après les chapitres 2 et 4, on constate que la matrice des bras de levier et la jacobienne des contraintes sont toutes deux issues d'une dérivation de données géométriques (longueurs musculaires pour les bras de levier, distance et orientation d'un solide par rapport à un autre pour la jacobienne des contraintes). On étudie deux stratégies pour le calcul de ces quantités : soit une dérivation numérique, soit une formule analytique.

5.1 Calcul de la matrice des bras de levier

5.1.1 Présentation des deux stratégies

La méthode de dérivation numérique figure parmi les méthodes recensées par Sherman *et al.* (2013) pour calculer les bras de levier :

— La méthode des perturbations, e.g. une discrétisation par différences finies pour réaliser une dérivation numérique de la longueur musculotendineuse,

— La méthode de la vitesse du chemin, dérivant à la fois la longueur musculotendineuse et l'angle étudié par rapport au temps

— La méthode de vitesses partielles, utilisant la multiplication d'une matrice de vitesses partielles issue d'une dérivation temporelle de la longueur musculotendineuse et toutes les coordonnées généralisées par rapport au temps

— La méthode des efforts généralisés, passant par la multiplication de la force engendrée par le muscle avec une matrice de couplage divisée par une tension unitaire

La méthode des perturbations consiste à calculer l'expression des bras de levier suivante, telle que définie dans le chapitre 4, par dérivation numérique :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = -\frac{\partial l^{mt}(\boldsymbol{q})}{\partial q_i} \tag{5.2}$$

Quand on utilise des différences finies centrées d'ordre 2, on calcule alors :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = -\frac{l^{mt}(\boldsymbol{q} + d\boldsymbol{q}_i) + l^{mt}(\boldsymbol{q} - d\boldsymbol{q}_i)}{2dq} \tag{5.3}$$

Avec dq le pas de discrétisation angulaire et $d\boldsymbol{q}_i$ un vecteur de taille n dont toutes les coordonnées sont nulles sauf la $i$ème composante.

Sherman *et al.* (2013) indiquent que cette formulation est simple à mettre en œuvre mais qu'elle est une approximation de la dérivée. En effet, la différence finie centrée et la valeur exacte ont un écart asymptôtiquement dominé par la valeur de dq au carré (LeVeque, 2006). De plus, ces nouvelles coordonnées généralisées $\boldsymbol{q} + d\boldsymbol{q}_i$ et $\boldsymbol{q} - d\boldsymbol{q}_i$ doivent respecter les contraintes. Cela revient à ajouter une étape de calcul supplémentaire pour mettre en place cette condition.

Carpentier et Mansard (2018) ont comparé l'utilisation d'une formulation analytique avec celle d'une dérivation numérique pour les équations de la dynamique en robotique. Ils ont constaté que la formulation analytique avait un meilleur temps de calcul que la dérivation numérique. On propose donc de comparer formulation analytique ; qui prend avantage du modèle musculaire utilisé, dont le chemin n'est composé que de points de passage ; à la dérivation numérique.

En reprenant les notations définies dans le chapitre 2 dans la Figure 5.2, on utilise $\boldsymbol{s}_k^1$ et $\boldsymbol{s}_k^2$ les coordonnées des points de passage en amont et en aval de la liaison k. On rappelle que $\boldsymbol{s}_k^1$ est exprimé dans le repère du solide $p(k)$, que $\boldsymbol{s}_k^2$ est exprimé dans le repère sur solide $s(k)$, et que ${}^{p(k)}\boldsymbol{s}_k^2$ l'expression du point $\boldsymbol{s}_k^2$ dans le repère sur solide $p(k)$.

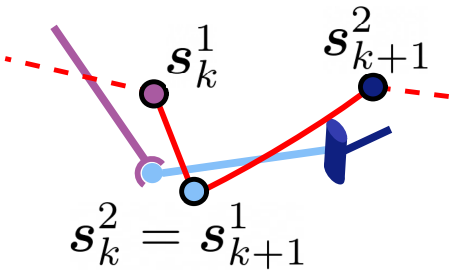

Figure 5.2 – Extrait d'un chemin musculaire constitué uniquement de points de passage

La longueur musculotendineuse d'un muscle s'écrit alors :

$$l^{mt}(\boldsymbol{q}) = \sum_{k=1}^{n_s-1} \|\boldsymbol{s}^1_k \boldsymbol{s}^2_k\| \tag{5.4}$$

Le bras de levier du muscle associé à l'angle q_i s'écrit donc :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = -\frac{\partial}{\partial q_i} \sum_{k=0}^{n_s-1} \|\boldsymbol{s}^1_k \boldsymbol{s}^2_k\| \tag{5.5}$$

Or, le seul vecteur dont la longueur dépend de q_i est le vecteur $\boldsymbol{s}^1_j \boldsymbol{s}^2_j$, avec j l'articulation contenant le degré de liberté i.

On peut donc écrire :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = -\frac{\partial \|\boldsymbol{s}^1_j \boldsymbol{s}^2_j\|}{\partial q_i} \tag{5.6}$$

Après dérivation, on a :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = -\frac{1}{\|\boldsymbol{s}^1_j \boldsymbol{s}^2_j\|} \boldsymbol{s}^1_j \boldsymbol{s}^2_j \left(\frac{\partial^{p(j)} \boldsymbol{s}^2_j}{\partial q_i} - \frac{\partial \boldsymbol{s}^1_j}{\partial q_i}\right) \tag{5.7}$$

La position du point $\boldsymbol{s}^1_j$ étant indépendante de ∂q_i, on peut alors écrire plus simplement :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = -\frac{1}{\|\boldsymbol{s}^1_j \boldsymbol{s}^2_j\|} \boldsymbol{s}^1_j \boldsymbol{s}^2_j \frac{\partial^{p(j)} \boldsymbol{s}^2_j}{\partial q_i} \tag{5.8}$$

On rappelle, avec les notations issues du chapitre 2, l'écriture de la position et l'orientation d'un repère j par rapport à un repère k :

$$ {}^{k}\boldsymbol{R}_{j} = \prod_{m=k+1}^{j} (\mathcal{R}(\theta_m, \boldsymbol{u}_m)\mathcal{R}(\delta_m q_m, \boldsymbol{a}_m)) \tag{5.9} $$

$$ {}^{k}\boldsymbol{p}_{j} = \sum_{m=k+1}^{j} \prod_{l=k+1}^{m} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))(\boldsymbol{b}_m + (1-\delta_m) q_m \boldsymbol{a}_m) \tag{5.10} $$

On en déduit donc l'expression du point ${}^{p(j)}\boldsymbol{s}_j^2$, appartenant au solide $s(j)$ exprimé dans le repère $p(j)$:

$$ {}^{p(j)}\boldsymbol{s}_j^2 = \sum_{m=p(j)+1}^{s(j)} \prod_{l=p(j)+1}^{m} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))(\boldsymbol{b}_m + (1-\delta_m) q_m \boldsymbol{a}_m + \boldsymbol{s}_j^2) \tag{5.11} $$

Pour simplifier l'écriture, on se place dans le cas où j est une articulation à un degré de liberté unique, donc on a directement $i = j$. La démarche suivante est identique si l'articulation comporte plusieurs degrés de liberté, il faut simplement conserver les produits de l'équation 5.11.

On a donc :

$$ \frac{\partial\, {}^{p(i)}\boldsymbol{s}_i^2}{\partial q_i} = \mathcal{R}(\delta_i\theta_i, \boldsymbol{u}_i)\left(\frac{\partial \mathcal{R}(\delta_i q_i, \boldsymbol{a}_i)}{\partial q_i}(\boldsymbol{b}_i + \boldsymbol{s}_i^2 + (1-\delta_i) q_i \boldsymbol{a}_i) + \mathcal{R}(\delta_i q_i, \boldsymbol{a}_i)((1-\delta_i)\boldsymbol{a}_i)\right) \tag{5.12} $$

Or, d'après Rodrigues (1840), la matrice de rotation $\mathcal{R}(q_i, \boldsymbol{a}_i)$ peut s'écrire sous la forme :

$$ \mathcal{R}(q_i, \boldsymbol{a}_i) = \boldsymbol{a}_i \boldsymbol{a}_i^T + (\boldsymbol{I} - \boldsymbol{a}_i \boldsymbol{a}_i^T)\cos q_i + \hat{\boldsymbol{a}}_i \sin q_i \tag{5.13} $$

Après dérivation, on obtient donc :

$$ \frac{\partial \mathcal{R}(q_i, \boldsymbol{a}_i)}{\partial q_i} = -(\boldsymbol{I} - \boldsymbol{a}_i \boldsymbol{a}_i^T)\sin q_i + \hat{\boldsymbol{a}}_i \cos q_i \tag{5.14} $$

Or, si l'on multiplie $\mathcal{R}(q_i, \boldsymbol{a}_i)$ par $\hat{\boldsymbol{a}}_i$, on trouve :

$$ \mathcal{R}(q_i, \boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i = \boldsymbol{a}_i \boldsymbol{a}_i^T \hat{\boldsymbol{a}}_i + (\boldsymbol{I} - \boldsymbol{a}_i \boldsymbol{a}_i^T)\hat{\boldsymbol{a}}_i \cos q_i + \hat{\boldsymbol{a}}_i^2 \sin q_i \tag{5.15} $$

On peut montrer que $\boldsymbol{a}_i\boldsymbol{a}_i^T\hat{\boldsymbol{a}}_i$ égale la matrice nulle et que $\hat{\boldsymbol{a}}_i^2$ égale $-(\boldsymbol{I}-\boldsymbol{a}_i\boldsymbol{a}_i^T)$. On en conclut que les équations 5.14 et 5.15 aboutissent au même résultat et donc :

$$\frac{\partial \mathcal{R}(q_i,\boldsymbol{a}_i)}{\partial q_i} = \mathcal{R}(q_i,\boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i \tag{5.16}$$

Soit, en remplaçant dans l'équation 5.12 :

$$\frac{\partial^{p(i)}\boldsymbol{s}_i^2}{\partial q_i} = \mathcal{R}(\theta_i,\boldsymbol{u}_i)(\delta_i\mathcal{R}(\delta_i q_i,\boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i(\boldsymbol{b}_i+\boldsymbol{s}_i^2+(1-\delta_i)q_i\boldsymbol{a}_i)+\mathcal{R}(\delta_i q_i,\boldsymbol{a}_i)(1-\delta_i)\boldsymbol{a}_i)) \tag{5.17}$$

Donc, on peut écrire en fonction du type de la liaison ($\delta_i = 0$ pour une liaison glissière et $\delta_i = 1$ pour une liaison pivot) :

$$\frac{\partial^{p(i)}\boldsymbol{s}_i^2}{\partial q_i} = \begin{cases} \mathcal{R}(\theta_i,\boldsymbol{u}_i)\mathcal{R}(q_i,\boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i(\boldsymbol{b}_i+\boldsymbol{s}_i^2) & \text{si} \quad \delta_i = 1 \\ \mathcal{R}(\theta_i,\boldsymbol{u}_i)\boldsymbol{a}_i & \text{si} \quad \delta_i = 0 \end{cases} \tag{5.18}$$

On peut donc finalement écrire :

$$\mathsf{R}^{q_i}(\boldsymbol{q}) = \begin{cases} -\dfrac{1}{\|\boldsymbol{s}_i^1\boldsymbol{s}_i^2\|}\boldsymbol{s}_i^1\boldsymbol{s}_i^2\mathcal{R}(\theta_i,\boldsymbol{u}_i)\mathcal{R}(q_i,\boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i(\boldsymbol{b}_i+\boldsymbol{s}_i^2) & \text{si} \quad \delta_i = 1 \\ -\dfrac{1}{\|\boldsymbol{s}_i^1\boldsymbol{s}_i^2\|}\boldsymbol{s}_i^1\boldsymbol{s}_i^2\mathcal{R}(\theta_i,\boldsymbol{u}_i)\boldsymbol{a}_i & \text{si} \quad \delta_i = 0 \end{cases} \tag{5.19}$$

De cette équation, on conclut donc qu'il suffit de ne calculer qu'une seule fois une partie partielle de la longueur musculotendineuse ($\|\boldsymbol{s}_i^1\boldsymbol{s}_i^2\|$) puis de projeter le vecteur $\boldsymbol{s}_i^1\boldsymbol{s}_i^2$ normé sur l'axe de rotation ou de translation de la liaison, ce qui revient à la définition d'un bras de levier mécanique.

Au contraire, pour le calcul de dérivée numérique par différences finies centrées, il faut calculer deux fois les positions de tous les points sur le chemin musculaire pour ensuite en déterminer la longueur totale. De plus, si on doit faire en sorte que $\boldsymbol{q} \pm d\boldsymbol{q}_i$ respecte les contraintes, alors on doit rajouter une étape supplémentaire lors du calcul de la longueur. Cette étape consiste trouver $\boldsymbol{q}$ tel que les contraintes soient respectées et que la variable q_i conserve la valeur voulue ($q_i \pm dq$). On peut par exemple passer par une optimisation visant à minimiser la norme des contraintes sous la contrainte de la valeur de q_i.

Pour le calcul analytique, le vecteur $\boldsymbol{q}$ utilisé respectant déjà les contraintes, il n'y a pas besoin d'ajouter cette étape..

On s'attend donc à de meilleures performances quant au calcul pour la formulation analytique que pour la dérivation numérique. Afin de pouvoir quantifier cet écart, nous allons comparer ces deux méthodes sur un modèle de membre supérieur sous contraintes.

5.1.2 Comparaison des deux méthodes

On reprend les 18 essais de lancer pour l'un des sujets ainsi que le modèle ostéoarticulaire associé présenté au chapitre 3, présenté en Figure 5.3. Toutes les abréviations utilisées pour décrire les articulations et les muscles au cours de ce chapitre et du chapitre suivant sont répertoriées en annexe 7.2.

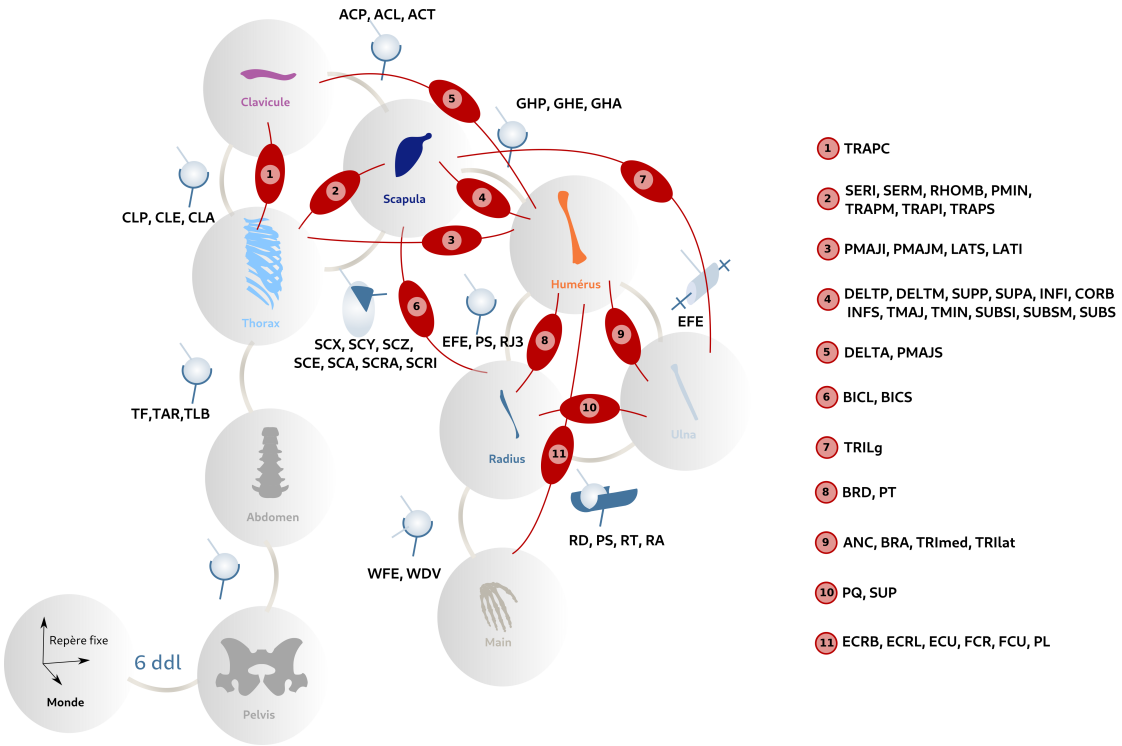

Figure 5.3 – Modèle musculo-squelettique utilisé, définissant les liaisons et les muscles utilisés pour cette étude. Les détails des abréviations sont données en annexe 7.2.

Le modèle musculaire reprend les muscles développés dans les chapitres 4 et 6, qui sont issus de la méthode présentée au chapitre 4. On y ajoute les muscles suivants, dont

les points de passage ont été extraits par lecture du fichier de configuration des muscles du modèle de Seth *et al.* (2019) disponible sur OpenSim (Delp *et al.*, 2007) :

— Deltoideus anterior (DELTA)

— Biceps brachii court (BICS)

— Biceps brachii long (BICL)

— Triceps brachii long (TRIlg)

— Pectoralis major superior (PMAJS)

— Trapezius superior, attaché à la clavicule (TRAPC)

On applique sur le modèle ostéoarticulaire la méthode d'optimisation multicorps par pénalisation présentée dans la section 3.1.2. On applique un filtre passe bas de Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de 5 Hz sur les $\boldsymbol{q}$ (Winter, 2009; Skogstad *et al.*, 2013).

Pour l'implémentation, on choisit un pas dq pour la différentiation numérique de 1.10^{-4} rad pour les liaisons pivot et 1.10^{-4} m pour les liaisons glissière. On émet l'hypothèse que le pas est suffisamment petit pour que les contraintes soient respectées. On ne rajoute donc pas d'étape supplémentaire au calcul par dérivation numérique pour que les $\boldsymbol{q} \pm d\boldsymbol{q}_i$ respectent les contraintes.

Les calculs ont été exécutés sur un Intel(R) Core(TM) i7-8850H CPU @2,60 GHz avec une RAM de 32,0 GB, sur un système d'exploitation Linux 64 bits sous Fedora 34. La version de Matlab utilisée est la R2021a.

On obtient les résultats suivants, en moyenne pour le calcul des bras de levier sur les 18 essais d'environ 450 échantillons chacun pour 43 muscles :

— Pour le calcul de dérivée numérique, la fréquence de calcul est de 10,6 Hz

— Pour le calcul de dérivée analytique, la fréquence de calcul est de 94,4 Hz

Afin de comparer les valeurs des bras de leviers calculées par chacune des deux méthodes en sortie de chaque méthode, on utilise la même RMSE telle que définie dans la section 4.3.4.

Sur les Figures 5.4 et 5.5, on trace les RMSE associées à chaque muscle et à chaque angle, d'une part en valeur absolue (cm) et d'autre part en relatif (%). Chaque case correspond à l'écart RMS entre les deux valeurs de bras de levier d'un muscle (abscisse) sur une coordonnée articulaire (ordonnée). Lorsque les cases sont vides, cela signifie que le muscle n'actionne pas la coordonnées articulaire : par exemple, le muscle ANC uniquement l'angle de flexion du coude entre l'humérus et l'ulna (EFE). La case ANC/EFE est donc colorée sur les Figures 5.4 et 5.5.

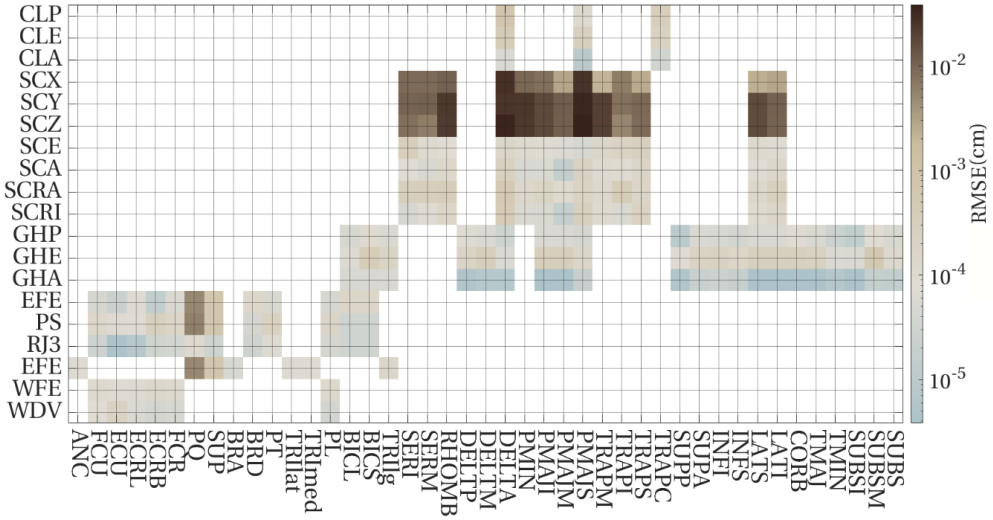

Figure 5.4 – RMSE absolue des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en cm

On observe que l'écart maximal sur la Figure 5.5 est de 0,13 % (couple DELTA/SCY). Ce même muscle détient l'écart maximal absolu de 0,04 cm pour le degré de liberté SCZ.

Ces écarts sont inférieurs aux mesures d'excursion de tendon dans la littérature. En effet, Olszewski *et al.* (2015) relèvent une RMSE au sein d'une répétition de mesures d'excursion de tendon à 1,35 mm maximum pour le muscle lateral gastrocnemius. Soeters *et al.* (2004) indiquent que le seuil critique entre deux mesures d'excursion de tendon indiquant un changement majeur pour le muscle flexor digitorum profondis est de 3,3 mm lors du processus de guérison d'un doigt blessé chez les patients présentant une lésion tendineuse.

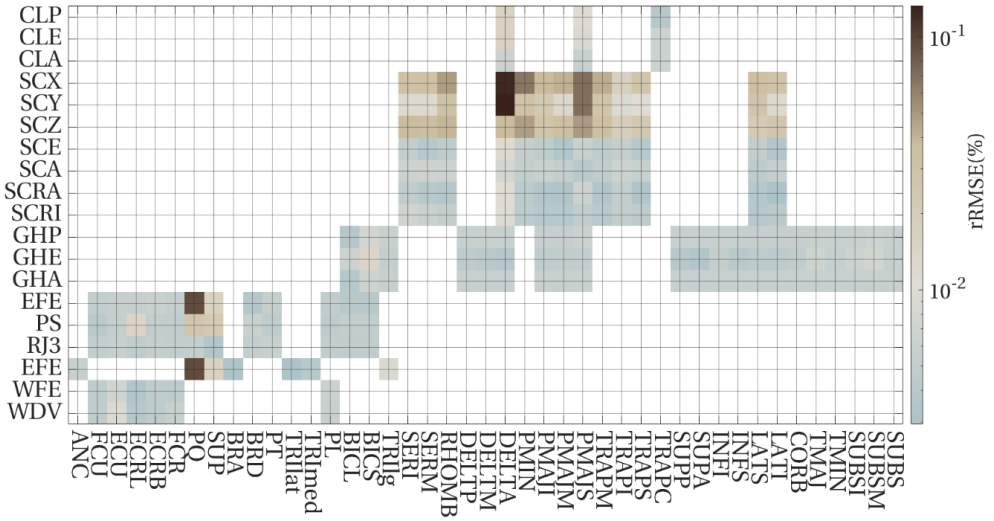

Figure 5.5 – RMSE relative des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en %

5.1.3 Discussion

L'utilisation de la formulation analytique comparée à celle de la dérivation en différence finie permet d'améliorer le temps de calcul d'un facteur 8,9 tout en proposant un calcul plus précis des bras de levier.

Une limitation de la formule analytique est qu'elle ne permet pas de calculer le cas d'enroulement nécessitant une optimisation (Garner et Pandy, 2000) pour calculer la longueur musculaire. Par contre, sous réserve de connaître la formule analytique des enroulements, on peut aussi calculer les bras de levier analytiquement.

Par exemple, sur la Figure 5.6, on note q_w l'angle entre le premier solide et le second solide et l la longueur d'enroulement autour de l'obstacle.

La longueur musculotendineuse s'écrit :

$$l^{mt}(q_w) = \|\boldsymbol{PQ}\| + l + \|\boldsymbol{TS}\| \tag{5.20}$$

Si on dérive par rapport à q_w, on obtient la formule suivante, en reprenant une partie des calculs précédents :

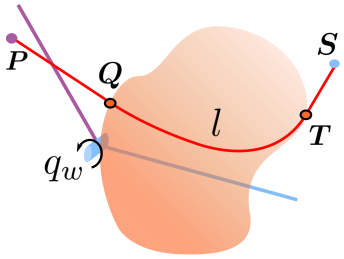

Figure 5.6 – Représentation partielle d'un chemin musculaire composé d'un enroulement quelconque

$$R^{q_w}(q_w) = -\frac{1}{\|\boldsymbol{PQ}\|}\boldsymbol{PQ}\frac{\partial \boldsymbol{Q}}{\partial q_w} - \frac{\partial l}{\partial q_w} + \frac{1}{\|\boldsymbol{TS}\|}\boldsymbol{TS}(\frac{\partial \boldsymbol{T}}{\partial q_w} - \frac{\partial \boldsymbol{S}}{\partial q_w}) \tag{5.21}$$

Or, dans les cas analytiques décrits par Garner et Pandy (2000) les expressions de $\boldsymbol{Q}$, l et $\boldsymbol{T}$ sont fonction de $\boldsymbol{S}$. On peut donc écrire :

$$R^{q_w}(q_w) = -\frac{1}{\|\boldsymbol{PQ}\|}\boldsymbol{PQ}\frac{\partial \boldsymbol{Q}}{\partial \boldsymbol{S}}\frac{\partial \boldsymbol{S}}{\partial q_w} - \frac{\partial l}{\partial \boldsymbol{S}}\frac{\partial \boldsymbol{S}}{\partial q_w} + \frac{1}{\|\boldsymbol{TS}\|}\boldsymbol{TS}(\frac{\partial \boldsymbol{T}}{\partial \boldsymbol{S}}\frac{\partial \boldsymbol{S}}{\partial q_w} - \frac{\partial \boldsymbol{S}}{\partial q_w}) \tag{5.22}$$

Grâce aux expressions précédentes, en notant $x_{\boldsymbol{S}}$ la position de $\boldsymbol{S}$ dans le repère du solide auquel il appartient, pour une liaison pivot, on a donc :

$$\begin{aligned} R^{q_w}(q_w) = \Big(-\frac{1}{\|\boldsymbol{PQ}\|}\boldsymbol{PQ}\frac{\partial \boldsymbol{Q}}{\partial \boldsymbol{S}} - \frac{\partial l}{\partial \boldsymbol{S}} + \frac{1}{\|\boldsymbol{TS}\|}\boldsymbol{TS}(\frac{\partial \boldsymbol{T}}{\partial \boldsymbol{S}} - I)\Big) \\ \times \mathcal{R}(\theta_w, \boldsymbol{u}_w)\mathcal{R}(q_w, \boldsymbol{a}_w)\hat{\boldsymbol{a}}_w(\boldsymbol{b}_w + \boldsymbol{x}_{\boldsymbol{S}}) \end{aligned} \tag{5.23}$$

En fonction de la forme de l'obstacle autour duquel le muscle s'enroule, il suffit de remplacer les expressions de $\frac{\partial \boldsymbol{Q}}{\partial \boldsymbol{S}}$, $\frac{\partial l}{\partial \boldsymbol{S}}$ et $\frac{\partial \boldsymbol{T}}{\partial \boldsymbol{S}}$ pour obtenir l'expression analytique finale de $R^{q_w}(q_w)$.

5.2 Calcul de la jacobienne des contraintes

De façon similaire à l'étude précédente, on peut calculer la jacobienne des contraintes $\boldsymbol{K} = \frac{\partial h}{\partial \boldsymbol{q}}$ par une différence finie ou par un calcul analytique. De façon générale, on recense difficilement la façon dont est implémenté le calcul de $\boldsymbol{K}$. Damsgaard *et al.* (2006); Pennestrì *et al.* (2007) ne précisent pas la façon dont est calculée la jacobienne des

contraintes. Duprey *et al.* (2010) développent le calcul de la jacobienne des contraintes pour leur cas d'application spécifique.

On propose ici de développer le calcul analytique pour faire une comparaison des performances entre les deux méthodes.

On s'intéresse uniquement ici aux contraintes de fermeture de boucle. En effet, pour les contraintes explicites où $h(\boldsymbol{q})$ s'exprime comme $\boldsymbol{q} - f(\tilde{\boldsymbol{q}})$, on peut par leur nature même explicite calculer directement l'expression analytique de $\boldsymbol{K}$:

$$\boldsymbol{K} = I - \frac{\partial f(\tilde{\boldsymbol{q}})}{\partial \boldsymbol{q}} \tag{5.24}$$

$$\boldsymbol{K} = I - \frac{\partial f(\tilde{\boldsymbol{q}})}{\partial \tilde{\boldsymbol{q}}} \frac{\partial \tilde{\boldsymbol{q}}}{\partial \boldsymbol{q}} \tag{5.25}$$

On rappelle (chapitre 2, section 2.3.2.2) que la contrainte de fermeture de boucle s'exprime par une superposition de deux solides, soit une différence de positions et de rotations, avec p, s et c respectivement le solide cloné, son shadow, le plus jeune ancêtre commun des solides p et s :

$$h_R(\boldsymbol{q}) = {}^c\boldsymbol{R}_p(\boldsymbol{q})^T \, {}^c\boldsymbol{R}_s(\boldsymbol{q}) - \boldsymbol{I} \tag{5.26}$$

$$h_p(\boldsymbol{q}) = {}^c\boldsymbol{p}_s(\boldsymbol{q}) - {}^c\boldsymbol{p}_p(\boldsymbol{q}) \tag{5.27}$$

On va donc d'abord exprimer explicitement les expressions de ces positions et de rotation pour ensuite pouvoir les dériver.

5.2.1 Expression explicite des positions et rotations

Comme la coupure peut être effectuée sur n'importe quel solide (Postiau, 2004), on choisit le plus jeune ancêtre commun c de la boucle comme solide de référence à cloner. La boucle est numérotée de façon croissante depuis le plus jeune ancêtre commun $c = p$ jusqu'à son shadow s.

On a donc :

$$\begin{aligned} {}^c\boldsymbol{R}_p(\boldsymbol{q}) &= {}^c\boldsymbol{R}_c(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{I} \\ {}^c\boldsymbol{p}_p(\boldsymbol{q}) &= {}^c\boldsymbol{p}_c(\boldsymbol{q}) = \boldsymbol{0} \end{aligned} \tag{5.28}$$

L'écriture des contraintes revient donc à :

$$\boldsymbol{h}_R(\boldsymbol{q}) = {}^c\boldsymbol{R}_s(\boldsymbol{q}) - \boldsymbol{I} \tag{5.29}$$

$$\boldsymbol{h}_p(\boldsymbol{q}) = {}^c\boldsymbol{p}_s(\boldsymbol{q}) \tag{5.30}$$

Ce qui donne :

$$\boldsymbol{h}_R(\boldsymbol{q}) = \prod_{m=c+1}^{s} (\mathcal{R}(\theta_i, \boldsymbol{u}_m)\mathcal{R}(\delta_m q_m, \boldsymbol{a}_m)) - \boldsymbol{I} \tag{5.31}$$

$$\boldsymbol{h}_p(\boldsymbol{q}) = \sum_{m=c+1}^{s} \prod_{l=c+1}^{m} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))(\boldsymbol{b}_m + (1-\delta_m) q_m \boldsymbol{a}_m) \tag{5.32}$$

5.2.2 Expression explicite de la jacobienne des contraintes

Lorsque l'on dérive ces deux équations par rapport à $q_i \in \boldsymbol{q}$, on trouve :

$$\begin{aligned} \frac{\partial\, {}^c\boldsymbol{R}_s(\boldsymbol{q})}{\partial q_i} = \delta_i & \prod_{m=c+1}^{i-1} (\mathcal{R}(\theta_m, \boldsymbol{u}_m)\mathcal{R}(\delta_m q_m, \boldsymbol{a}_m))\mathcal{R}(\theta_i, \boldsymbol{u}_i)\mathcal{R}(\delta_i q_i, \boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i \\ & \times \prod_{m=i+1}^{s} (\mathcal{R}(\theta_m, \boldsymbol{u}_m)\mathcal{R}(\delta_m q_m, \boldsymbol{a}_m)) \\ \frac{\partial\, {}^c\boldsymbol{p}_s(\boldsymbol{q})}{\partial q_i} = (1-\delta_i) & \prod_{l=c+1}^{i-1} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))\boldsymbol{a}_i \\ + \delta_i & \sum_{m=i+1}^{s} \prod_{l=c+1}^{i-1} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))\mathcal{R}(\theta_i, u_i)\mathcal{R}(\delta_i q_i, \boldsymbol{a}_i)\hat{\boldsymbol{a}}_i \\ & \times \prod_{l=i+1}^{m} (\mathcal{R}(\theta_l, \boldsymbol{u}_l)\mathcal{R}(\delta_l q_l, \boldsymbol{a}_l))(\boldsymbol{b}_m + (1-\delta_i) q_m \boldsymbol{a}_m) \end{aligned} \tag{5.33}$$

Ainsi, grâce à tous les paramètres géométriques, on est capable de calculer pour tout $\boldsymbol{q}$ les contraintes dues à la boucle fermée $\boldsymbol{h}_R(\boldsymbol{q})$ et $\boldsymbol{h}_p(\boldsymbol{q})$ ainsi que leurs jacobiennes respectives.

5.2.3 Comparaison des deux méthodes

On reprend les essais de lancer ainsi que le modèle ostéoarticulaire associé précédent (Figure 5.3). On ne considère qu'un seul sujet pour cette étude.

Pour l'implémentation, on choisit à nouveau un pas dq pour le calcul des différences finies de 1.10^{-4} rad pour les liaisons pivot et 1.10^{-4} m pour les liaisons glissière. De la même façon que pour le calcul des bras de levier par dérivation numérique, on émet l'hypothèse que le pas est suffisamment petit pour que les contraintes soient respectées.

Les calculs ont été exécutés sur un Intel(R) Core(TM) i7-8850H CPU @2,60 GHz avec une RAM de 32,0 GB, sur un système d'exploitation Linux 64 bits sous Fedora 34. La version de Matlab utilisée est la R2021a.

On obtient les résultats suivants, en moyenne pour le calcul de la jacobienne des contraintes sur les 18 essais d'environ 450 échantillons chacun pour 58 coordonnées généralisées, dont 42 coordonnées impliquées dans une contrainte :

— Pour le calcul de dérivée numérique, la fréquence de calcul est de 15,0 Hz

— Pour le calcul analytique, la fréquence de calcul est de 146,4 Hz

Le rapport des fréquences de calcul est de 9,7 entre les deux méthodes.

Afin de comparer les résultats de jacobienne des contraintes en sortie de chaque méthode, on utilise la même RMSE telle que définie dans le chapitre 4, section 4.3.4, adapté pour la matrice jacobienne des contraintes plutôt que pour la matrice des bras de levier. Au lieu d'avoir les muscles en abscisses, on trouve cette fois les composantes du vecteur de contraintes $\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q})$.

Les Figures 5.7 et 5.8 présentent les RMSE associées à chaque coordonnée articulaire du côté droit du sujet et chaque multiplicateur de Lagrange, d'une part en valeur absolue (cm) et d'autre part en valeur relative (%). On note $\boldsymbol{\lambda}$ les multiplicateurs de Lagrange associés à chaque colonne de la transposée de la jacobienne des contraintes. On note les exposants pi et Ri qui permettent d'associer les $\boldsymbol{\lambda}$ respectivement aux contraintes, $\boldsymbol{h}_p$ et $\boldsymbol{h}_R$, contraintes de fermeture de boucle en position et en rotation. On ne considère

que trois $\boldsymbol{\lambda}$ pour les rotations : en effet, comme expliqué au chapitre 2, section 2.3.2.2, il est suffisant de ne conserver que la diagonale de $\boldsymbol{h}_R$ pour l'expression des contraintes. De même, on ne conserve que la diagonale de $\frac{\partial \boldsymbol{h}_R(\boldsymbol{q})}{\partial q_i}$.

Les cases colorées indiquent l'écart entre les deux méthodes de calcul de la jacobienne des contraintes pour un couple coordonnée articulation/contrainte. Si une contrainte ne prend pas en compte une certaine coordonnée articulaire, alors la case correspondant à ce couple sera vide. C'est par exemple le cas pour les contraintes de fermeture à l'avant-bras qui n'impliquent pas les coordonnées articulaires de l'épaule.

On note les indices BFE la fermeture de boucle à l'épaule et BFA la fermeture de boucle à l'avant-bras.

Enfin, on indique en italique les noms des degrés de liberté qui ne sont pas présents dans les boucles.

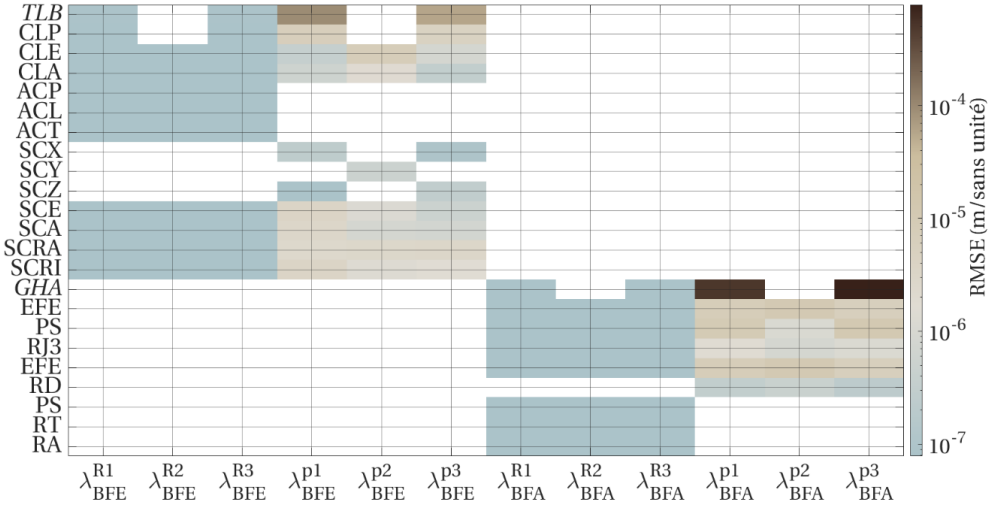

Figure 5.7 – RMSE de la transposée de la jacobienne des contraintes en m ou sans unité.

Sur les Figures 5.7 et 5.8, on observe que les articulations de l'épaule sont bien mises en regard des λ_{BFE} et qu'il en est de même pour les articulations de l'avant-bras avec les λ_{BFA}. Les déplacements en translation de la scapula (SCX, SCY et SCZ) n'interviennent dans aucune contrainte de rotation (le croisement avec les abscisses $\lambda^{R1}_{\text{BFE}}, \lambda^{R2}_{\text{BFE}}, \lambda^{R3}_{\text{BFE}}$

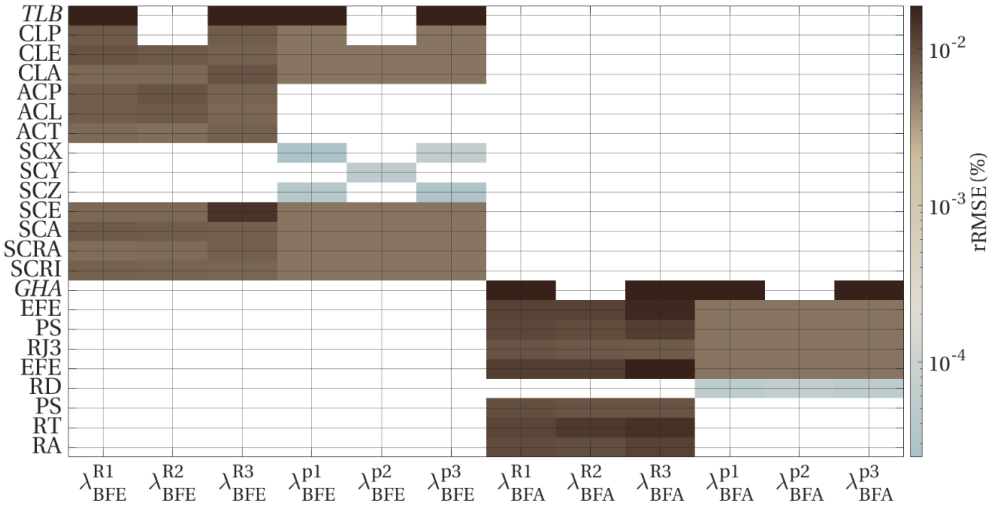

Figure 5.8 – rRMSE de la transposée de la jacobienne des contraintes en %

est vide) comme on s'y attend. De façon analogue, le déplacement axial du radius (RD) n'intervient que dans la contrainte de position de fermeture de boucle à l'avant-bras.

On observe aussi que les angles TLB et GHA possèdent les écarts relatifs les plus élevées : en effet, leur écart relatif est infini du fait que lors du calcul analytique, tous les coefficients de la jacobienne des contraintes sont nuls. Ils sont nuls car ces angles ne font pas partie des angles entre les solides faisant partie des boucles fermées. Or, ce sont les deux angles qui appartiennent aux plus jeunes ancêtres communs : TLB est le dernier angle de la séquence d'angle entre le pelvis et la clavicule, et GHA est le dernier angle de la séquence d'angle entre l'humérus et le radius. La dérivation numérique fait alors apparaître une implication de ces angles dans les boucles (maximum $7,8\ 10^{-4}$ m). Ce résultat peut être dû à l'hypothèse formulée plus haut, selon laquelle le pas choisi était suffisamment petit pour que les contraintes restent respectées.

5.2.4 Discussion

La formulation analytique donne un résultat exact et est plus rapide que la formulation par dérivation numérique.

Dans les deux cas, elles permettent de traiter des cas de boucles fermées, mais aussi des cas de contraintes implicites sur les positions et rotations de solides. La formulation analytique ne permet cependant pas de traiter tous les cas de contraintes implicites scléronomes quelconques, celles où les équations ne s'écrivent pas comme des différences de positions et des multiplications de matrices de rotation, contrairement à la formulation par dérivation numérique. Cependant, dans un contexte biomécanique, les contraintes sont souvent soit des contraintes de boucle fermée (épaule (Lenarčič et Staničič, 2003; Ingram *et al.*, 2016; Seth *et al.*, 2016), avant-bras (Pennestrì *et al.*, 2007; Laitenberger *et al.*, 2014), genou (Sancisi et Parenti-Castelli, 2011; Moissenet *et al.*, 2012) et cheville (Di Gregorio *et al.*, 2007)) soit des formulations explicites qui expriment, par exemple, les angles de la scapula en fonction des angles de l'humérus (Högfors *et al.*, 1991; De Groot et Brand, 2001). Ces contraintes explicites peuvent elles aussi être écrites de manière analytique.

Parmi les trois étapes étapes mentionnées en début de chapitres, nous nous sommes intéressés aux méthodologies de calcul des bras de levier et de la jacobienne des contraintes. Il est intéressant de comparer les temps de calculs associés à chacune des trois étapes du calcul, le calcul des bras de levier, le calcul de la jacobienne de contrainte et celui lié la résolution du problème d'optimisation.

On étudie à nouveau le même sujet pour les 100 premiers instant d'un essai THW, avec le modèle musculo-squelettique représenté en Figure 5.3, avec 43 muscles et 58 coordonnées généralisées, dont 42 impliquées dans une contrainte. Comme on étudie ici le temps de calcul, un autre sujet avec un modèle identique n'aurait pas d'impact sur le temps de calcul sur la résolution employée, mais uniquement sur les résultats en sortie de la résolution. On conserve 100 instants de mesure et de calcul pour faire ensuite une moyenne du temps de calcul.

Sur la Figure 5.9, on observe la répartition de la moyenne du temps de calcul sur les 100 échantillons pour l'estimation des efforts musculaires, en utilisant les formules analytiques définies précédemment. Les bras de levier et la jacobienne des contraintes sont calculés sur le modèle complet, cependant l'optimisation n'est réalisée que sur les

solides qui sont actionnés par des muscles, soit 42 équations à résoudre (coordonnées généralisées) pour 43 inconnues (activations musculaires).

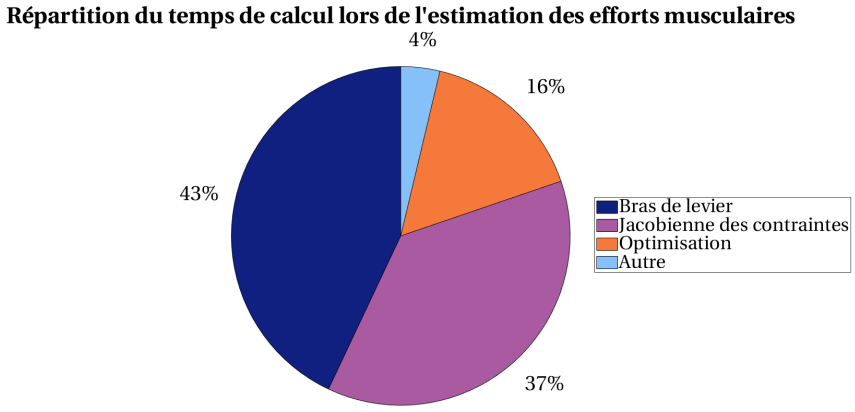

Figure 5.9 – Répartition des temps de calcul pour chaque étape. La fréquence résultante est de 29,3 Hz

On remarque que les trois étapes n'utilisent pas la même fraction du temps de calcul. En effet, le calcul des bras de levier et de la jacobienne des contraintes reste prépondérant devant le calcul issu de l'algorithme d'optimisation. Le temps total pour traiter 100 échantillons est de 3,14 s, soit une fréquence de 29,3 Hz. Il serait néanmoins intéressant de travailler aussi sur l'algorithme d'optimisation, puisque l'algorithme d'optimisation est lui-même à une fréquence de 199 Hz. Ce n'est pas suffisant pour travailler en temps réel puisque la capture de mouvement peut aller jusqu'à 200 Hz (van der Kruk et Reijne, 2018), et donc que la chaîne de traitement doit être réalisée à une fréquence supérieure à 200 Hz pour pouvoir réaliser une analyse musculo-squelettique en temps réel.

Une première approche pour réduire le temps de calcul de l'algorithme d'optimisation pourrait être d'appliquer la même méthode que celle proposée au chapitre 3 : utiliser une méthode de pénalisation au lieu d'un algorithme à contraintes dures. On peut de même changer d'algorithme de résolution.

Les bases d'une autre approche pour l'optimisation statique ont été posées par la méthode MusIC (Muller *et al.*, 2019a). Cette approche consiste à précalculer la

résolution de l'optimisation statique pour un certain nombre de jeu de positions, vitesses et accélérations. À partir de ces données, la méthode MusIC réalise une interpolation linéaire. On pourrait donc poursuivre cette approche en visant une autre méthode que l'interpolation linéaire. On pourrait essayer de déduire un modèle mathématique à partir des données (positions, vitesses, accélérations, forces musculaires) pour éviter de résoudre le problème d'optimisation, en utilisant un algorithme de régression de machine learning. On pourrait penser à l'usage de régression linéaire (Olive, 2017), de régression à vecteur de support (Drucker *et al.*, 1997) ou de réseaux de neurones (Dongare *et al.*, 2012). Les variables prédictives seraient par exemple alors les positions, vitesses, accélérations, couples et les variables cibles seraient les bras de levier et les forces musculaires.

Les méthodologies décrites précédemment permettraient alors de gagner du temps avant tout sur la génération de la base de données plutôt que sur leur utilisation en tant que telles pour des applications en temps réel.

5.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons comparé deux méthodes pour estimer les quantités utiles au calcul de l'équilibre dynamique à respecter lors de l'optimisation quasi-statique pour l'estimation des efforts musculaires. Pour le calcul des bras de levier et de la jacobienne des contraintes, l'approche analytique a engendré un gain de temps d'au moins un facteur 8, tout en étant plus précise. L'approche analytique pour un chemin musculaire de plusieurs enroulements ne peut pas être utilisée systématiquement. Il en est de même pour la jacobienne des contraintes dans le cadre de formulations implicites ne faisant pas apparaître la position ou la rotation de solides.

Ce chapitre a traité de la dernière étape de la chaîne de traitement, l'estimation des efforts musculaires. On a donc étudié différentes méthodes et modèles au cours des chapitres antérieurs qui nous permettent d'effectuer une analyse musculo-squelettique complète. On propose donc dans le chapitre suivant d'étudier deux cas d'application :

un sur la méthode développée dans le chapitre 4 et un sur la méthodologie globale de l'analyse musculo-squelettique en cinématique contrainte.

6
Applications

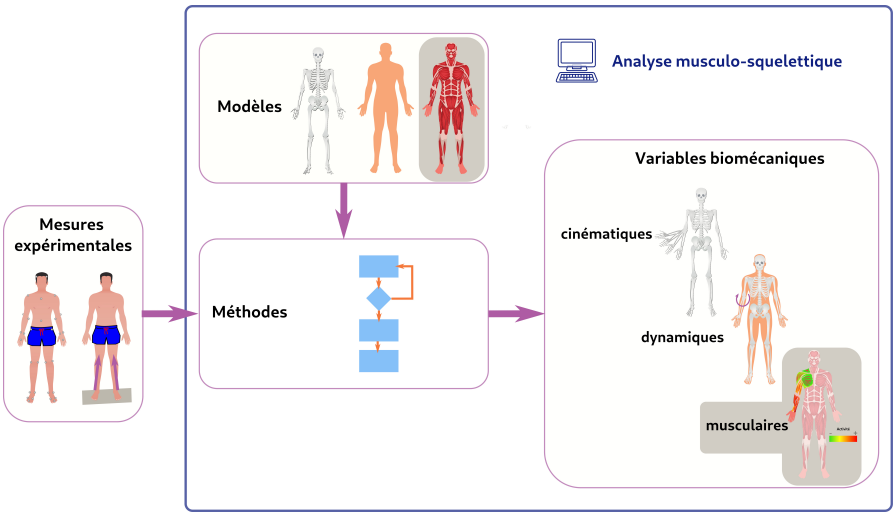

Figure 6.1 – Positionnement du chapitre vis-à-vis du principe de l'analyse musculo-squelettique

Les chapitres précédents ont permis de poser toutes les briques élémentaires permettant de réaliser une analyse musculo-squelettique pour un système contraint, pour aller de l'étape de cinématique inverse à l'étape d'estimation des efforts musculaires. On peut alors appliquer les méthodes développées précédemment, que ce soit une analyse musculo-squelettique complète ou l'application de la méthode la génération d'un modèle musculaire.

Afin de mettre ces travaux en perspective, on peut imaginer différents cas d'usage de ces méthodes. Par exemple de telles méthodes pourraient être utilisées pour l'étude de la locomotion en fauteuil roulant manuel (Bolsterlee *et al.*, 2013). Pour les sujets en fauteuil

roulant, il est nécessaire d'avoir un modèle anatomiquement réaliste de l'épaule, puisque c'est à cet endroit que l'on recense une prévalence des douleurs chez les utilisateurs de fauteuil roulant (Rice et Rice, 2017). On s'intéresse donc à la création de chemins musculaires pour l'épaule, en appliquant la méthode précédemment décrite au chapitre 4. Cela permettrait ensuite d'avoir un musculo-squelettique complet, en boucle fermée, du membre supérieur. C'est le premier axe sur lequel s'oriente ce chapitre applicatif.

Cependant, la question de l'intérêt de ce modèle pour l'estimation des efforts musculaires se pose. En effet, Laitenberger *et al.* (2014); Hybois *et al.* (2019) ont prouvé l'utilité de l'usage de boucle fermées plutôt que de boucles ouvertes pour le membre supérieur pour l'optimisation cinématique multicorps, ainsi que lors du calcul des quantités dynamiques. Pour la cheville et le genou, Duprey *et al.* (2010); Clément *et al.* (2015) ont comparé différents modèles de genou et de cheville en boucle ouverte et en boucle fermée pour l'optimisation cinématique multicorps. Valente *et al.* (2015) ont comparé l'impact de différentes modélisations du genou et de la cheville sur les forces de contact et sur la répartition des efforts musculaires. C'est dans cette lignée que nous souhaitons nous placer, mais cette fois-ci pour les contraintes de l'avant-bras. La question qui ouvre le second axe de ce chapitre est donc : quel est l'impact de la modélisation boucle ouverte ou boucle fermée à l'avant-bras sur l'estimation des efforts musculaires ?

6.1 Application de la méthode de création de muscles au complexe de l'épaule

6.1.1 Données d'entrée de la méthode

Afin d'appliquer la méthode développée dans le chapitre 4, il faut les entrées de l'algorithme qui sont présentées sur la Figure 4.2. Le modèle ostéoarticulaire du complexe de l'épaule est celui de Seth *et al.* (2016). Les amplitudes angulaires sont reprises des amplitudes de variation issues de Seth *et al.* (2019) pour la scapula et du modèle de Seth *et al.* (2016) sous OpenSim (Delp *et al.*, 2007) pour les autres angles :

— Protraction de la clavicule (CLP) : de -180° à 180°

— Élevation de la clavicule (CLE) : de -180° à 180°

— Abduction de la scapula (SCA) : de -10° à 0°

— Élevation de la scapula (SCE) : de -10° à 10°

— Rotation ascendante de la scapula (SCRA) : de 10° à 35°

— Rotation interne (SCRI) : de -5° à 10°

— Plan d'élévation de la gléno-humérale (GHP) : de -90° à 180°

— Élévation de l'épaule (GHE) : de -45° à 145°

— Rotation axiale (GHA) : de -90° à 90°

Les degrés de liberté ainsi que les muscles utilisés sont illustrés en Figure 6.2.

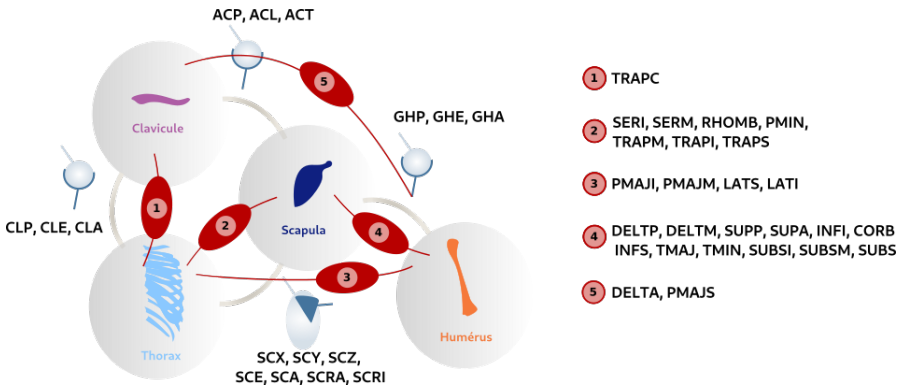

Figure 6.2 – Schéma récapitulatif des liaisons et des muscles mis en jeu dans le modèle étudié

Les données musculaires (bras de levier et points d'origine et d'insertion) sont extraites du modèle musculaire de Seth *et al.* (2019). Les bras de levier sont repris du modèle OpenSim 4.0 [1] via un package écrit et utilisé sous Python [2] permettant l'extraction des données de bras de levier. Les bras de levier ont été échantillonnés par 10 points sur l'amplitude du mouvement de l'articulation concernée par le bras de levier. On se limite à 10 points, ce qui permet d'échantillonner correctement (théorème de Shannon (1949)) au-delà de la fréquence de variation des bras de levier dans la littérature (peu d'inflexion, ni de changements brusques, les courbes de bras de levier ne dépassent pas une période

1. *https* : *//simtk.org/frs/?group*$_i d = 91$
2. *https* : *//github.com/mitkof6/symbolic_moment_arm*

angulaire de 2π d'après les courbes relevées par Hik et Ackland (2019)) tout en conservant une taille mémoire n'excédant pas nos ressources.

Afin d'avoir des données continues de bras de levier, on choisit d'utiliser une interpolation de type spline pour modéliser les bras de levier extraits. En effet, comme souligné par Garner et Pandy (2000), il est important de garantir la continuité des bras de levier puisqu'ils sont dérivés des longueurs musculaires qui sont elles-mêmes des grandeurs physiologiquement continues.

Les muscles étudiés sont ceux répertorié dans le Tableau 6.1. Sont exclus de l'étude les muscles serratus anterior superior, rhomboid minor, pectoralis major superior, trapezius superior s'attachant à la clavicule ainsi que le muscle deltoideus anterior. En effet, l'extraction des données concernant ces muscles s'est avérée infructueuse, le code utilisé donnant des données inexploitables pour ces muscles. On remarque dans le Tableau 6.1 que le muscle CRB n'est défini dans le modèle originel que par un point d'origine et un point d'insertion. On s'attend donc à ce que la méthode soit pertinente en particulier sur ce muscle.

Les volumes de l'humérus et de la clavicule sont des cylindres construits de la même façon que dans le chapitre 4, à partir de données de densité et de masse, répertoriés dans le Tableau 6.2.

La forme de la scapula est définie de manière approchée par un parallélépipède droit ayant pour dimensions le double des rayons de l'ellipsoïde.

6.1.2 Modification de la méthode

Afin d'éviter les problèmes de taille de mémoire, lors de la méthode les bras de levier sont ré-échantillonnés sur seulement 5 points (relevés sur la spline issue des 10 points d'extraction des bras de levier) contrairement à 15 points dans le cas d'application à l'avant-bras dans le chapitre 4. En effet, les muscles actionnent des articulations à plus de degrés de liberté dans le complexe de l'épaule que dans les liaisons de l'avant-bras, ce qui augmente à la fois la demande en ressources mémoire et en temps de calcul.

Muscles	Modèle de Seth *et al.* (2019) Obstacles	VP	Modèle VP
Muscles de type 2			
Coracobrachialis (CORB)	0	0	2
Deltoideus medial (DELTM)	1	1	2
Deltoideus posterior (DELTP)	1	1	2
Infraspinatus inferior (INFI)	2	0	2
Infraspinatus superior (INFS)	2	0	2
Latissimus dorsi inferior (LATI)	1	2	4
Latissimus dorsi medial (LATM)	1	3	4
Latissimus dorsi superior (LATS)	1	3	4
Pectoralis major inferior (PMAJI)	1	0	2
Pectoralis major medial (PMAJM)	1	0	2
Pectoralis minor (PMIN)	1	0	2
Rhomboideus major (RHOMB)	1	0	2
Serratus inferior (SERI)	1	0	2
Serratus anterior (SERM)	1	0	2
Subscapularis inferior (SUBSI)	2	0	2
Subscapularis medius (SUBSM)	2	0	2
Subscapularis superior (SUBS)	2	0	2
Supscapularis anterior (SUPA)	2	0	2
Supscapularis posterior (SUPP)	1	0	2
Teres major (TMAJ)	2	0	2
Teres minor (TMIN)	1	0	2
Trapezius inferior (TRAPI)	1	0	2
Trapezius medial (TRAPM)	1	0	2
Trapezius superior (TRAPS)	1	0	2

Tableau 6.1 – Comparaison des données nécessaires à la description des chemins musculaires : les chiffres dans les colonnes obstacles et points de passage (VP) correspondent aux nombres d'obstacles et de points de passage, respectivement, utilisés pour décrire les chemins musculaires.

Segment	Masse (kg)	Densité ($kg.L^{-1}$)	Longueur (m)	Rayon du cylindre (m)
Clavicule	0,12	1,04	0,13	0,017
Humérus	1,67	1,07	0,32	0,040

Tableau 6.2 – Description des segments d'intérêt pour un homme (1m70, comme le modèle de Holzbaur *et al.* (2005)) de masse 70kg (indice de masse corporelle standard). Les valeurs de masse sont adaptées de Dumas *et al.* (2007), les valeurs de densité sont reprises de Yeadon (1990) et les longueurs sont adaptées de Seth *et al.* (2016). Le rayon du cylindre est déduit de la masse, la densité et de la longueur.

De plus, on ne réalise dans cette étude que l'étape d'optimisation des bras de levier, puisque la méthode proposée dans le chapitre 4 comporte deux étapes distinctes (Figure

4.2). On s'intéresse d'abord à la première étape et on souhaite évaluer la qualité des résultats à son issue avant de passer à l'étape suivante.

On conserve la même métrique RMSE telle que définie dans le chapitre 4, section 4.3.4.

6.1.3 Résultats

On retrouve dans les Figures 6.3 et 6.4 les RMSE des bras de levier associées à chaque muscle et à chaque angle, d'une part en valeur absolue (cm) et d'autre part en valeur relative (%).

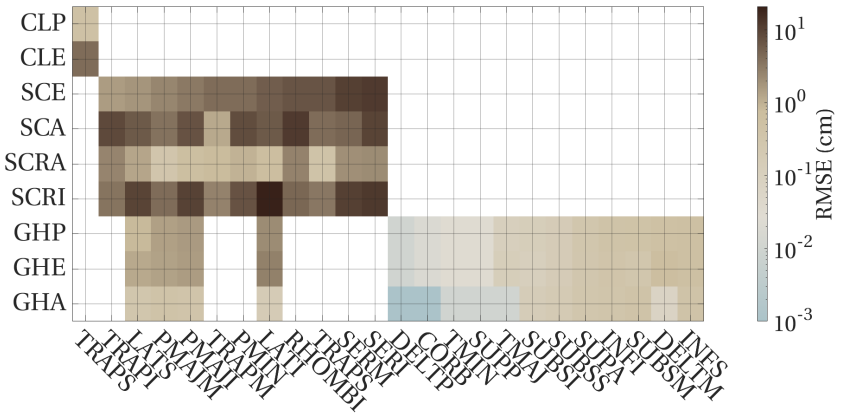

Figure 6.3 – RMSE des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en cm

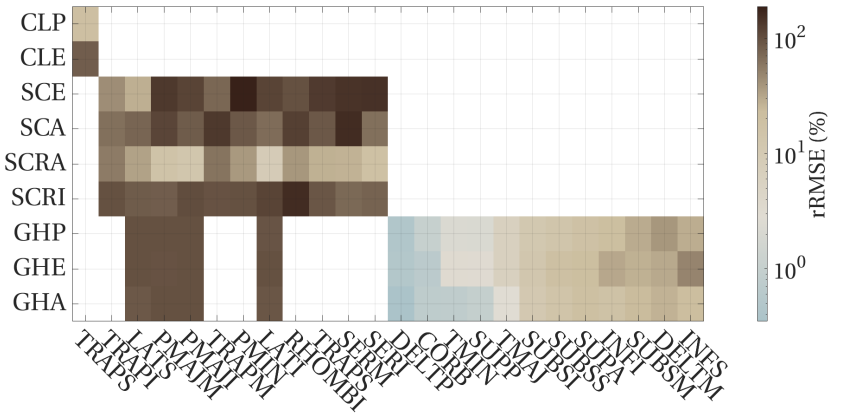

Figure 6.4 – rRMSE des bras de leviers musculaires pour chaque muscle pour chaque articulation en %

On remarque d'abord globalement que les muscles n'activant que l'articulation gléno-humérale donnent de meilleurs résultats en valeur relative et en valeur absolue que les autres muscles. On retrouve la RMSE la plus élevée en absolu (20,99 cm) sur la rotation interne de la scapula pour le muscle LATI, mais la RMSE maximale relative (188,83 %) se trouve sur le muscle PMIN sur l'élévation de la scapula. On retrouve la RMSE des bras de levier la plus faible en absolu (0,00 cm) et en relatif (0,35 %) sur le muscle DELTP pour la rotation axiale GHA.

Les deux figures permettent aussi de mettre en avant que parmi les degrés de libertés de la liaison scapulo-thoracique, c'est la rotation ascendante de la scapula qui est la mieux approximée par rapport aux autres degrés de liberté.

Afin de pouvoir valider les résultats en sortie de la méthode, on se compare à des données de la littérature. Hik et Ackland (2019) ont effectué une revue de littérature sur les différentes études mesurant les bras de levier au niveau de la liaison gléno-humérale. On relève à partir leurs courbes ; qui comparent différentes études expérimentales ; que les écarts maximaux pour un même bras de levier et un même angle sont de l'ordre du centimètre.

Si on ne considère que les muscles n'activant que l'articulation gléno-humérale, la RMSE absolue maximale est atteinte pour le muscle DELTM pour l'élévation de l'épaule, à 0,7 cm. On peut alors en conclure que les erreurs liées à ces muscles sont de l'ordre de grandeur des écarts interspécimens de la littérature.

Pour les muscles grands pectoraux et grand dorsaux, leurs erreurs maximales sont de respectivement 1,64 cm et 2,84 cm. Or, si l'on se réfère aux courbes issues de Hik et Ackland (2019), l'erreur minimale pour les grands pectoraux en plan d'abduction dans le plan coronal est supérieure à 1,5 cm et celle pour les grands dorsaux en flexion dans le plan sagittal est supérieur à 3 cm.

À notre connaissance, il n'existe pas d'étude sur cadavre pour la mesure de bras de levier de la liaison scapulo-thoracique ni pour les mouvements de la clavicule. Les résultats issus de l'étude ne peuvent donc pas être comparés à des variations interspécimens.

Claire LIVET, 23 août 2022

6.1.4 Discussion

La RMSE en sortie de la méthode est calculée sur la variation de tous les angles et non sur la variation d'un seul angle avec tous les autres fixes, comme c'est le cas pour les données expérimentales. La comparaison avec la littérature n'est donc que partielle, et ne permet pas de valider complètement le modèle. On fera ici l'hypothèse que le modèle musculaire est valide à partir du moment où il se situe dans l'ordre de grandeur de la littérature pour un bras de levier donné pour une seule variation d'angle.

D'après l'hypothèse émise précédemment, on en conclut que puisque tous les muscles actionnant la liaison gléno-humérale sont du même ordre de grandeur que les variations interspécimens, alors ces modèles musculaires sont utilisables pour les estimations d'efforts musculaires quasi-statiques.

On remarque donc qu'à la fois pour les liaison de l'avant-bras dans le chapitre 4 et pour la liaison gléno-humérale que les résultats se retrouvent dans les variations interspécimen. Dans ces cas-là, les liaisons étudiées sont composées de plusieurs liaisons pivot en série superposées partageant le même centre instantané de rotation.

Bien qu'on ne puisse pas savoir où les résultats associés à la liaison scapulo-thoracique se situent par rapport à la littérature, on a constaté qu'ils étaient jusqu'à 100 fois plus élevé en pourcentage que les résultats de la liaison gléno-humérale. Ceci peut s'expliquer par le fait que la liaison scapulo-thoracique est complexe, du fait de la boucle fermée et du glissement de la scapula sur les tissus mous ainsi que des muscles qui relient la scapula au thorax. L'enroulement autour des obstacles dans le modèle initial aurait donc un comportement différent que lorsque l'on considère des liaisons pivot en série. L'utilisation des points de passage uniquement, positionnés sur des segments réels, pour une liaison aussi complexe ne permettrait alors pas de représenter correctement l'enroulement initial.

De plus, les résultats sur la liaison scapulo-thoracique doivent être pris avec du recul. Par exemple, on observe sur la Figure 6.5 que les bras de levier d'entrée pour le muscle LATI pour l'axe SCRI (où le modèle présente 20,99 cm d'erreur) sont de l'ordre de grandeur de 20 cm. Cet ordre de grandeur est plus élevé que ceux des autres

bras de levier issus de la littérature pour les autres articulations : environ 4 cm pour le coude (Murray *et al.*, 1995), environ 3 cm pour la liaison gléno-humérale (Hik et Ackland, 2019), environ 2 cm pour le poignet (Goislard De Monsabert *et al.*, 2018) ; pour lesquelles la méthode donne des erreurs inférieures à 60 % (Tableau 4.3 et Figure 6.4). La méthode développée n'est peut-être pas capable d'approximer des ordres de grandeur aussi élevé : le modèle généré par notre méthode possède donc un bras de levier de l'ordre du centimètre pour le couple LATI/SCRI.

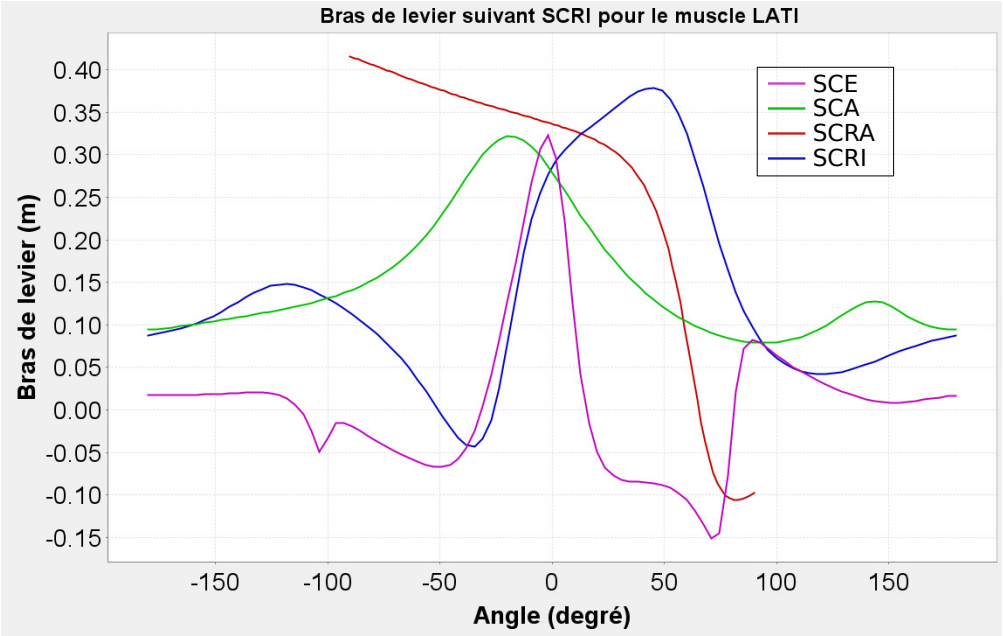

Figure 6.5 – Bras de levier du muscle LATI pour autour de l'axe SCRI issus du modèle de Seth *et al.* (2019) sous OpenSim, pour différentes valeurs des coordonnées généralisées de la scapula.

Les données d'entrées sont reprises du modèle de Seth *et al.* (2019). Celui-ci a lui-même les données expérimentales de Ackland *et al.* (2008) pour créer ses chemins musculaires. Or, Ackland *et al.* (2008) ne donnent des données expérimentales que pour la liaison gléno-humérale. Il n'existe pas à notre connaissance de données expérimentales pour les bras de levier concernant la liaison scapulo-thoracique. En effet, cette liaison n'étant pas considérée comme une liaison fonctionnelle pour la dynamique, les bras de levier associés à cette liaison ne sont pas étudiés. On peut s'interroger sur la fiabilité des données d'entrée, mais aussi sur la pertinence de l'utilisation de la méthode sur cette liaison.

Utiliser directement des points de passage issus, par exemple, de données d'imagerie médicale permettrait de créer un modèle musculaire plus réaliste et plus fiable.

6.2 Application à des données de lancer

Laitenberger *et al.* (2014); Hybois *et al.* (2019) ont montré que la prise en compte de boucle fermées et de contraintes à l'avant-bras et à l'épaule permettait d'améliorer les résultats issus de l'optimisation cinématique multicorps. On peut alors se demander quel est l'impact de cette prise en compte cette fois sur l'étape d'estimation des efforts musculaires.

On propose donc dans cette étude d'étudier la différence de résultats issus de deux modèles d'avant-bras : celui en boucle ouverte de Klein Horsman *et al.* (2007) et celui en boucle fermée proposé par Pennestrì *et al.* (2007) que nous avons modifiés comme proposé dans Livet *et al.* (2021) et dans le chapitre 4. Ces résultats seront comparés entre eux ainsi qu'à des mesures EMG.

On rappelle (cf chapitre 2, section 2.4.3) l'écriture des deux problèmes à résoudre le Tableau 6.3.

	Problème à résoudre
Modèle sans contrainte	$\begin{cases} \min\limits_{\mathbf{a}} \ \|\mathbf{a}\|^2 \\ \text{tel que} \ \ \mathbf{0} \leq \mathbf{a} \leq \mathbf{1} \\ \boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q}) = \mathbf{R}(\boldsymbol{q})\mathbf{a} \circ \boldsymbol{f}_{max} \end{cases}$
Modèle contraint	$\begin{cases} \min\limits_{\mathbf{a}} \ \|\mathbf{a}\|^2 \\ \text{tel que} \ \ \mathbf{0} \leq \mathbf{a} \leq \mathbf{1} \\ \boldsymbol{G}^T(\boldsymbol{H}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{C}(\dot{\boldsymbol{q}}, \boldsymbol{q})) = \boldsymbol{G}^T\mathbf{R}(\boldsymbol{q})\mathbf{a} \circ \boldsymbol{f}_{max} \end{cases}$

Tableau 6.3 – Formulation mathématique des problèmes à résoudre

6.2.1 Modèles

6.2.1.1 Modèles ostéoarticulaires

Les coordonnées articulaires $\boldsymbol{q}$ sont issues de la méthode avec pénalisation des contraintes présentée au chapitre 3, section 3.1.2. On applique un filtre passe bas de Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de 5 Hz sur les $\boldsymbol{q}$ (Winter, 2009; Skogstad

et al., 2013). On applique ensuite la méthode de Moissenet *et al.* (2012) (cf chapitre 2, section 2.4.1) pour calculer des vitesses $\dot{\boldsymbol{q}}$ et accélérations $\ddot{\boldsymbol{q}}$.

Les modèles utilisés pour l'optimisation cinématique multicorps se limitent au membre supérieur, sans jambe ni tête (Figures 6.6 et 6.7). Comme on ne s'intéresse qu'aux muscles activant l'avant-bras, le modèle à l'épaule est en boucle ouverte et le modèle à l'avant-bras est en boucle fermée.

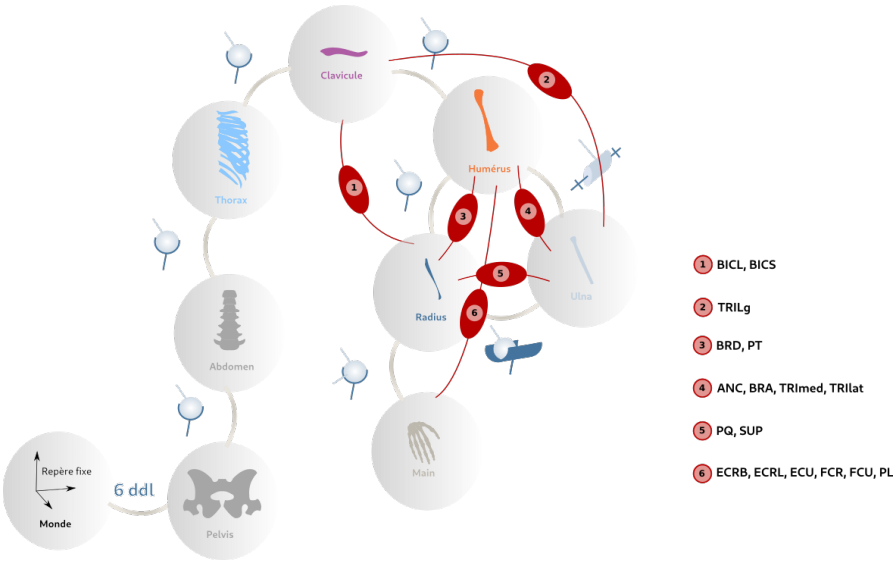

Figure 6.6 – Schéma rappelant les liaisons et les muscles mis en jeu lors de l'étude pour le modèle en boucle fermée. Les détails des abréviations sont donnés dans l'annexe 7.2.

Les deux modèles possèdent les mêmes muscles, à savoir ceux issus de la méthode du chapitre 4 (Tableau 4.2) auquel on rajoute deux muscles biceps brachii long (BICL) et court (BICS) ainsi que le triceps brachii long (TRIlg). En effet, ces 3 muscles agissent sur les mobilités de l'épaule et de l'avant-bras. Or, les 2 cas d'application précédents s'appuyaient sur des muscles n'agissant que sur les mobilités de l'épaule ou sur celles de l'avant-bras mais pas sur les deux en même temps. On reprend donc simplement les points d'origine, d'insertion et de passage de ces muscles et leurs forces maximales à partir du modèle de Holzbaur *et al.* (2005).

Les muscles du modèle boucle ouverte sont placés anatomiquement de façon identique par rapport au modèle boucle fermée. Les muscles qui sont attachés à l'ulna sont donc

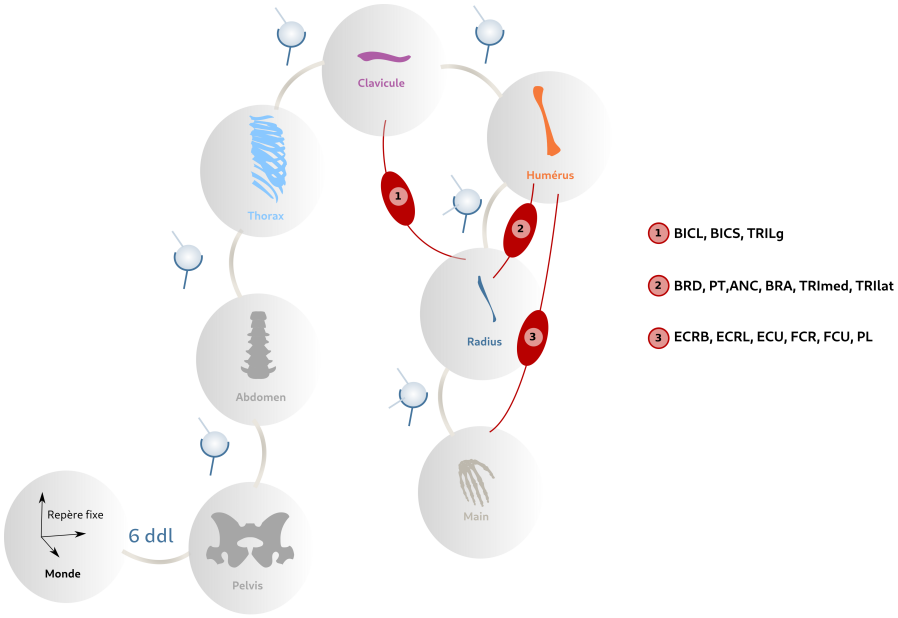

Figure 6.7 – Schéma rappelant les liaisons et les muscles mis en jeu lors de l'étude pour le modèle en boucle ouverte. Les détails des abréviations sont donnés dans l'annexe 7.2.

placés au même point anatomique mais sont attachés au radius.

Les segments utilisés pour les équations de la dynamique sont, pour le cas de la boucle fermée, le radius droit, l'ulna droit et la main droite. Pour la boucle ouverte, les segments isolés sont simplement l'ensemble radius-ulna droit formant un solide unique et la main droite. On ne considère que le côté droit car c'est le bras qui a été équipé d'EMG.

6.2.1.2 Mise à l'échelle des forces musculaires maximales

Le vecteur $\boldsymbol{f}_{max}$ est issu du produit entre la section transversale physiologique (PCSA) et la tension spécifique des fibres musculaires (Holzbaur *et al.*, 2005; Bolsterlee *et al.*, 2015). Holzbaur *et al.* (2007) rapportent aussi que la PCSA varie substantiellement d'un sujet à l'autre. Bolsterlee *et al.* (2015) indiquent la tension spécifique des fibres musculaires peut elle aussi varier d'un sujet à l'autre. Il est donc nécessaire de mettre à l'échelle les forces maximales fournies pour les adapter à chaque sujet.

On applique pour chaque sujet une méthode similaire à celle proposée par Bolsterlee *et al.* (2015), présentée en Figure 6.8. Pour chaque sujet, on reprend les forces maximales initiales $\boldsymbol{f}_0$ issues du modèle de Holzbaur *et al.* (2005). On calcule ensuite pour tous les

essais d'un même sujet l'estimation des forces musculaires résultantes. Jusqu'à ce que le problème défini dans le Tableau 6.3 converge, on augmente arbitrairement le facteur multiplicatif de $\boldsymbol{f}_{max}$ de 0,5. La convergence du résultat est définie telle que l'algorithme de résolution du problème d'estimation des efforts musculaires trouve une solution qui minimise la fonction de coût en respectant les contraintes imposées.

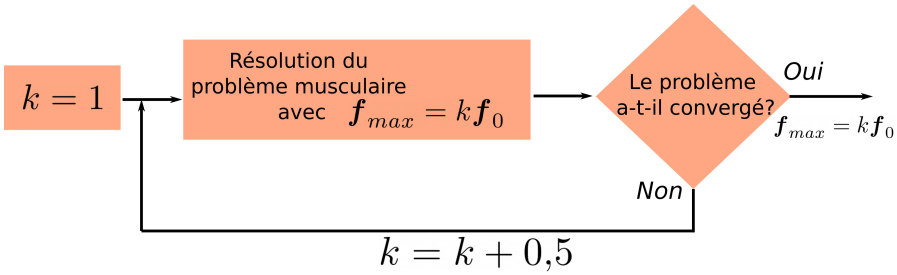

Figure 6.8 – Méthode de mise à l'échelle de la force maximale

Afin d'obtenir une solution à la fois en boucle ouverte en boucle fermée, on réalise cette calibration à la fois sur le modèle en boucle ouverte et sur celui en boucle fermée. On choisit ensuite le facteur multiplicatif maximum d'un même sujet pour l'appliquer au modèle utilisé (Tableau 6.4).

	Facteur multiplicatif	
	Modèle boucle ouverte	Modèle boucle fermée
Sujet 1	2	**3**
Sujet 2	**3,5**	2,5
Sujet 3	1,5	**4**
Sujet 4	**4**	3,5
Sujet 5	1,5	**2**

Tableau 6.4 – Facteurs de mise à l'échelle à l'issue de la méthode de calibration de la force musculaire maximale. Le facteur retenu est le maximum des deux facteurs (en gras).

6.2.2 Expérimentations

Les essais utilisés sont les essais de lancer décrits dans le chapitre 2, section 2.5. On a donc 5 sujets effectuant chacun 18 lancers de balle au-dessus de la tête.

On retire de l'étude les essais présentant un blocage d'Euler. En effet Šenk et Chèze (2006) indiquent que la séquence de rotations à la liaison gléno-humérale proposée par Wu

et al. (2005) pouvait être sujet à des blocages d'Euler. C'est le cas lorsque le deuxième angle de la séquence Y-X-Y se rapproche de 0. Le blocage d'Euler peut alors engendrer des discontinuités angulaires (Šenk et Chèze, 2006). Cette discontinuité angulaire n'impacte pas négativement la reconstruction du mouvement. Cependant, lorsque les angles sont filtrés, comme recommandé par van den Bogert et de Koning (1996); Edwards *et al.* (2011), la discontinuité l'est aussi et le mouvement résultant de ce filtrage ne suit plus le mouvement expérimental. Cependant, ne pas filtrer les données serait permettre l'introduction d'un bruit dans les termes de vitesses et d'accélération (van den Bogert et de Koning, 1996), ce qui fausserait les résultats pour l'estimation des efforts musculaires. On retire donc au total 21 essais des 90 essais initiaux.

6.2.3 Critères de comparaison

Comme on ne traite que l'avant-bras, on n'effectue la comparaison qu'entre les muscles suivants :

— Muscle biceps brachii avec le muscle BICS

— Muscle triceps brachii long avec le muscle TRIlg

— Groupe des muscles fléchisseurs du poignet avec le muscle ECRL

— Groupe des muscles extenseurs du poignet avec le muscle FCR

N'ayant pas accès à des efforts maximaux de contraction volontaires (Konrad, 2006), on ne peut pas comparer les amplitudes des signaux EMG traités directement avec les activations issues des deux modèles.

Pour la comparaison, tous les signaux EMG seront normalisés par rapport à leur maximum sur l'essai traité (Burden, 2010). La même démarche est adoptée pour les activations des deux modèles.

On utilisera donc les deux métriques suivantes :

— la corrélation croisée, permettant d'estimer à quel point les signaux se ressemblent (Winter, 2009)

— le retard entre deux signaux

Le retard est choisi comme le décalage temporel où la corrélation croisée est maximale.

6.2.4 Résultats

Avant de passer à la comparaison même des activations, on trace le temps de calcul pour chaque étape de la chaîne de traitement pour les deux modèles sur la Figure 6.9. La fréquence de 486,8 kHz pour l'étape de calcul des vitesses et accélération en boucle ouverte correspond au calcul de la différence finie centrée d'ordre 2 sur les positions et vitesses définies dans le chapitre 2, section 2.4.1.

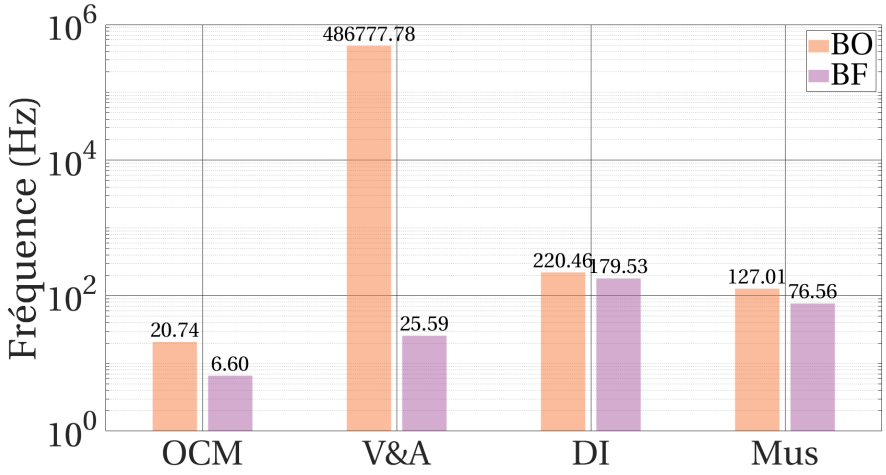

Figure 6.9 – Comparaison des fréquences pour chaque étape de la chaîne de traitement de l'analyse musculo-squelettique. On sépare l'étape de cinématique inverse en deux étapes : l'optimisation cinématique multicorps (OCM) et le calcul des vitesses et accélérations (V&A). Viennent ensuite les étapes de dynamique inverse (DI) et d'estimation des efforts musculaires (Mus).

On observe dans la Figure 6.10 un exemple d'activations issues de la résolution du problème d'estimation des efforts musculaires, comparées aux mesures EMG. On observe sur cette figure que les tendances sont similaires entre les courbes : par exemple, le muscle BICS s'active à la fois sur le modèle en boucle ouverte, en boucle fermée et sur la mesure expérimentale entre 2 s et 4 s.

Les Figures 6.11 et 6.12 présentent la répartition des corrélations et des retards sur les 69 essais totaux utilisés. On remarque que les retards ne sont pas systématiquement

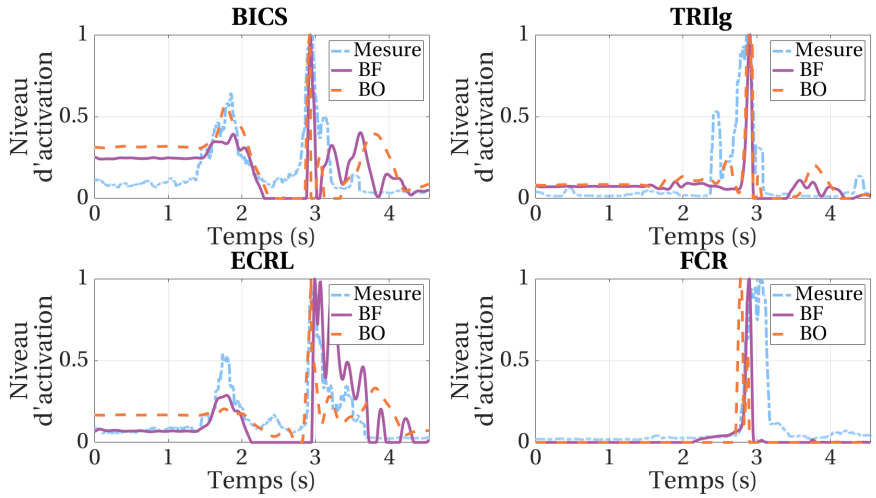

Figure 6.10 – Exemple d'activations musculaires issues de la résolution du problème d'estimation des efforts musculaires (BF pour le modèle en boucle fermée, BO pour le modèle en boucle ouverte) vis-à-vis des mesures EMG.

d'un même signe : au sein du même modèle, les activations peuvent être en avance ou en retard par rapport aux mesures EMG.

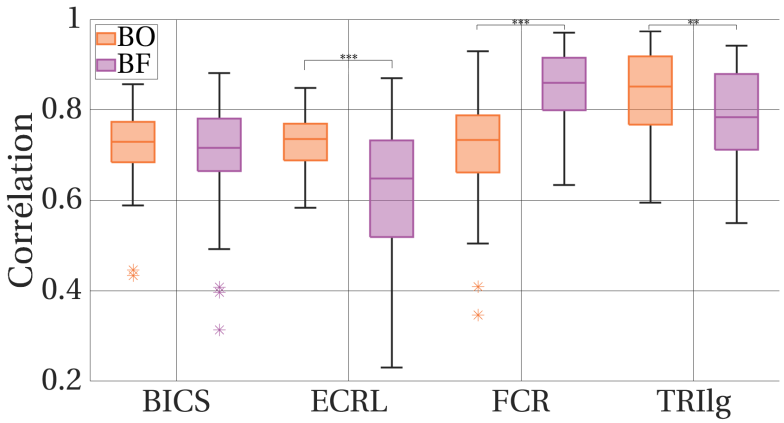

Figure 6.11 – Corrélations entre les activations issues des différents modèles et les mesures EMG. On indique par les étoiles (*) les résultats issus du test one-way ANOVA non paramétrique de Kruskal et Wallis (1952), avec "***" pour p<0,001, "**" pour p<0,01 et "*" pour p<0,05

Pour les muscles BICS, TRIlg, et ECRL, la médiane des corrélations du modèle boucle ouverte est plus élevée que celle des corrélations du modèle boucle fermée. Les corrélations pour les muscles ECRL, FCR et TRIlg sont significativement différentes (p<0,01) entre boucle ouverte et boucle fermée. Ce n'est pas le cas du muscle BICS.

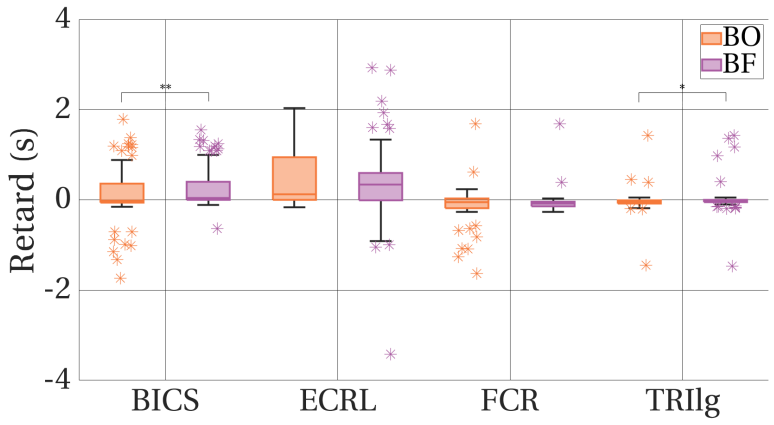

Figure 6.12 – Retard entre les activations issues des différents modèles et les mesures EMG. On indique par les étoiles (*) les résultats issus du test one-way ANOVA non paramétrique de Kruskal et Wallis (1952), avec "***" pour p<0,001, "**" pour p<0,01 et "*" pour p<0,05

Pour le muscle BICS, les retards de phases sont significativement différents (p<0,01). On en déduit que les signaux pour le muscle BICS sont similaires mais déphasés par rapport aux mesures EMG.

Le muscle ECRL est significativement plus corrélé (p<0.001) aux mesures EMG en boucle ouverte qu'en boucle fermée. Le retard pour ce muscle est celui possédant la dispersion la plus grande pour le modèle boucle fermée.

Le muscle FCR est significativement plus similaire (p<0,001) aux mesures EMG en boucle fermée qu'en boucle ouverte. Le retard n'est quant à lui pas significativement différent (p=0,35) pour ce muscle pour les deux modèles. La médiane de retard est de -0,05 s en boucle ouverte et de -0,08 s en boucle fermée. Le minimum de corrélation en boucle fermée est de 0,63 : c'est le muscle le plus corrélé aux mesures EMG du modèle boucle fermée.

Le muscle TRIlg est plus significativement plus corrélé aux mesures EMG par le modèle boucle ouverte que par le modèle en boucle fermée. C'est le muscle le plus corrélé pour le modèle boucle ouverte (minimum de corrélation à 0,59). Le retard entre les deux modèles pour ce muscle est significatif (p=0,031). La médiane du retard pour le modèle boucle ouverte est de -0,04 s et celle pour le modèle boucle fermée de -0,02 s.

6.2.5 Discussion

6.2.5.1 Écarts de fréquence : BO vs BF

On observe sur la Figure 6.9 que la fréquence en boucle ouverte est systématiquement plus élevée que pour le modèle en boucle fermée : ceci est dû à l'ajout à la fois de coordonnées généralisées supplémentaires et à la prise en compte des contraintes.

On remarque que la fréquence en BF sur l'étape d'optimisation cinématique multicorps est moins élevée que dans le chapitre 3, Tableaux 3.1 et 3.2, (9,80 Hz) : en effet, la tolérance de variation de la fonction coût était fixée dans ce chapitre à 1.10^{-8}, contrairement au chapitre 3 où elle était de 1.10^{-6}. Cela permet de diminuer la moyenne globale (sur tous les sujets et sur tous les essais) de l'erreur de reconstruction à respectivement 1,24 cm pour le modèle en boucle fermée et 1,21 cm pour le modèle en boucle ouverte. Il est aussi à noter que l'on n'utilise pas tous les essais du chapitre 3, pour les raisons précédemment citées. Dans le chapitre 2, on a développé la méthode proposée par Moissenet *et al.* (2012) permettant de calculer les vitesses et accélérations cohérentes pour un système contraint. La prise en compte de cette étape, inexistante pour un modèle en boucle ouverte, ralentit le temps de calcul, comme montré sur la Figure 6.9. Cette étape a été implémentée par l'usage d'une différence finie centrée d'ordre 2 sur la dérivée de la jacobienne des contraintes. Utiliser une dérivation analytique permettrait de gagner du temps de calcul, comme montré dans le chapitre 5.

La fréquence en boucle fermée de l'étape d'estimation des efforts musculaires est plus élevée sur la Figure 6.9 (76,56 Hz) qu'à l'issue du travail du chapitre 5 (Figure 5.9) (29,3 Hz). En effet, il y a 43 muscles et 42 équations à résoudre dans le modèle du 5, alors qu'il y a 17 muscles et 9 équations résolues dans cette étude.

Les fréquences de calcul pour la dynamique inverse sont du même ordre de grandeur, et sont différentes du fait qu'il y a moins de segments dans le modèle boucle ouverte que le modèle en boucle fermée. La même analyse peut être réalisée pour les fréquences de calcul de l'étape d'estimation des efforts musculaires.

6.2.5.2 Écarts des activations : BO vs BF

On remarque que les écarts de corrélations et de retard d'un modèle à l'autre, bien qu'ils soient parfois significatifs, ne sont pas importants : les ordres de grandeurs sont les mêmes et il n'y a pas un modèle qui soit meilleur que l'autre sur tous les muscles observés. On peut déduire que l'utilisation d'un modèle boucle fermée ne dégrade pas les résultats d'estimations des efforts musculaires vis-à-vis d'un modèle en boucle ouverte, sauf pour le muscle ECRL. Il améliore les résultats pour le muscle FCR. Cela permet donc d'utiliser un modèle anatomiquement réaliste pour effectuer toutes les étapes de l'analyse musculo-squelettique. Cependant, on utilise ici seulement 4 mesures EMG pour faire une validation sur un modèle possédant 18 muscles en boucle fermée et 16 muscles en boucle ouverte. Les conclusions tirées de cette comparaison sont donc à prendre avec précaution.

6.2.5.3 Validité des modèles

Puisque lors de cette étude nous ne disposions pas de contractions maximales volontaires pour normaliser les efforts du sujet. Il est donc difficile de mettre à l'échelle les modèles musculaires mais aussi d'utiliser une métrique telle que l'erreur moyenne absolue entre les signaux d'activations et les mesures EMG, couramment utilisée dans la littérature (de Zee *et al.*, 2007; Dubowsky *et al.*, 2008; Odle *et al.*, 2019; Seth *et al.*, 2019).

L'utilisation de données expérimentales (ergomètre par exemple, (De Groote *et al.*, 2010; Haering *et al.*, 2019)) permettrait de faire une mise à l'échelle du modèle de génération d'effort musculaire personnalisé, plus précis que la démarche que nous avons employée pour la mise à l'échelle.

Pour la comparaison entre les signaux d'activations et les mesures EMG, de Zee *et al.* (2007) utilisent une mesure de corrélation, indiquant pour leur étude ; sur muscles de la mandibule pendant des mouvements de mâchoire ; une valeur moyenne pour tous leurs essais et tous leurs muscles à 0,58, avec un maximum à 0,879 et un minimum à 0,125. Pour comparaison, cette étude a 0,743 de corrélation moyenne pour tous les muscles et tous les essais étudiés, avec un maximum à 0,974 et un minimum à 0,230.

Comparativement à l'étude de Blana *et al.* (2008) sur des mouvements plans du bras, où la corrélation du muscle biceps brachii court varie entre 0,8 et 0,2 pour tous ses sujets, la variation du muscle BICS, boucle ouverte et boucle fermée confondue est de 0,313 à 0,881. La valeur moyenne de corrélation pour le muscle TRIlg est de 0,282 dans l'étude de Blana *et al.* (2008), alors qu'elle est de 0,778 dans notre étude. Quental *et al.* (2018) donnent une corrélation moyenne de 0,944 pour le muscle BICS dans le meilleur cas, pour une étude sur de mouvements d'abduction et de flexion de la liaison gléno-humérale sous différents chargements.

On en conclut que les deux modèles permettent de donner des résultats sur l'activation dans les mêmes ordres de grandeur que la littérature. van der Helm (1994) indique que l'on ne peut pas utiliser les amplitudes des EMG pour valider les modèles musculo-squelettiques. En effet, les mesures EMG ne sont pas uniquement fonction de l'effort musculaire exercé mais aussi de la longueur musculotendineuse du muscle monitoré. On ne peut donc valider que qualitativement les deux modèles (Blana *et al.*, 2008; Lund *et al.*, 2012), via des mesures de corrélation et de retard dans cette étude.

6.2.5.4 Limites de la méthode d'estimation des efforts musculaires

D'après Quental *et al.* (2016), un modèle musculaire plus réaliste (Zajac, 1989) et qu'une résolution par dynamique directe (Erdemir *et al.*, 2007) permettraient d'obtenir de meilleurs résultats pour tous les modèles comparativement aux mesures EMG. La méthode de calibration du modèle musculaire provient de la simplicité du modèle de génération des efforts. Pour un modèle plus complexe impliquant des relations forces longueurs, une calibration utilisant des données expérimentales supplémentaires (ergomètre, sondes à ultrasons (De Groote *et al.*, 2010; Haering *et al.*, 2019; Goislard de Monsabert *et al.*, 2020)) serait nécessaire.

Nous avons utilisé pour cette étude un critère de minimisation des activations au carré. Il existe d'autres critères dans la littérature : Quental *et al.* (2018) minimisent la consommation d'énergie, Glitsch et Baumann (1997); Challis (1997) ont étudié différents critères de répartition des efforts musculaires et Erdemir *et al.* (2007) recensent de

nombreuses études minimisant une fonction des efforts musculaires. Pour un essai de lancer, on peut s'interroger sur la pertinence de l'usage d'une minimisation des activations, qui implique que le sujet cherche avant tout à minimiser l'effort musculaire fourni. Dumas *et al.* (2014) introduisent une fonction coût multi-objectif, qui minimise à la fois l'effort musculaire mais aussi les efforts intersegmentaires. Pour des tâches nécessitant de la stabilité, Flash et Mussa-Ivaldi (1990) introduisent la notion de raideur provenant de la cocontraction des muscles. Stanev et Moustakas (2019) proposent alors de simuler des trajectoires en prenant en compte cette raideur : il serait intéressant de pousser la démarche jusqu'à prendre en compte la raideur dans la fonction coût (Forster *et al.*, 2004), puisque la cocontraction ne peut apparaître dans le problème d'optimisation statique tel qu'on l'a utilisé d'après Herzog et Binding (1993). Ces approches pourraient permettre d'obtenir de meilleurs résultats lors de la comparaison des EMG avec les activations musculaires simulées.

6.3 Conclusion

Ce chapitre a permis d'explorer deux cas d'applications : l'application de la méthode de création de muscles au complexe de l'épaule et l'application de la méthode d'estimation des efforts musculaires à des essais de lancer.

La liaison scapulo-thoracique étant une liaison complexe, la modélisation par points de passage ne permet pas de suivre les bras de levier en entrée aussi bien que pour la modélisation musculaire à l'avant-bras. Cependant, les résultats pour la liaison gléno-humérale sont très encourageants, puisqu'ils sont du même ordre de grandeur que les résultats que les variations interspécimen issues de la littérature.

L'élément majeur à noter de la comparaison des modèles boucle ouverte et boucle fermée pour les données de lancer réside dans le fait que les corrélations aux mesures EMG sont équivalentes en ordre de grandeur. L'usage d'un modèle en boucle fermée dégrade uniquement les résultats pour le muscle ECRL.

Il serait intéressant d'étudier l'impact entre boucle fermée et boucle ouverte au niveau de l'épaule, à l'aide du modèle musculaire précédemment développé. Les résultats seraient à manipuler avec précaution au regard des écarts de résultats entre les bras de levier d'entrée et ceux issus du modèle, mais pourraient permettre de conclure quant à la similarité ou non des résultats en boucle ouverte et en boucle fermée vis-à-vis de mesures EMG.

7 Conclusion

7.1 Bilan des travaux présentés

Dans cette thèse, nous avons proposé des contributions algorithmiques pour la réduction du temps de calcul lors de la prise en compte de contraintes dans les étapes de l'analyse musculo-squelettique.

Tout d'abord, dans le chapitre 3, on a comparé deux méthodes de résolution d'optimisation cinématique multicorps : la première sous contraintes et limites articulaires dures, et la seconde en insérant une pénalisation de ces contraintes et limites dans sa fonction de coût. Il en a résulté que les coordonnées articulaires différaient peu d'une méthode de résolution à l'autre. Les résultats issus de la méthode de pénalisation étaient plus plausibles anatomiquement que les résultats issus de l'autre méthode. De plus, la méthode de pénalisation a permis d'augmenter d'un facteur 20 la rapidité du temps de calcul de la résolution d'optimisation cinématique multicorps. D'autres algorithmes (par exemple, un filtre de Kalman étendu (Fohanno *et al.*, 2014; Bonnet *et al.*, 2017)) et le choix des facteurs de pénalisation seraient à étudier.

Ensuite, afin de pouvoir estimer les efforts musculaires, nous avons développé dans le chapitre 4 une méthode permettant de générer un chemin musculaire de façon automatique à partir de données de bras de levier et de longueurs musculotendineuses. L'application sur un modèle d'avant-bras a permis de quantifier la validité de la démarche. Les différences entre les bras de levier d'entrée et ceux issus du modèle généré automatiquement se

trouvent dans l'ordre de variation de la littérature inter-spécimen. La mise à l'échelle de ces modèles reste à investiguer, tout comme l'application de cette méthode au membre inférieur.

Le gain en temps de calcul étant un des enjeux centraux de cette thèse, nous avons étudié dans le chapitre 5 différentes méthodes permettant de calculer les quantités mises en jeu dans l'estimation des efforts musculaires. Les méthodes permettant d'exploiter la connaissance précise des modèles utilisées permettent de diminuer le temps de calcul face à des méthodes génériques. Cependant, pour atteindre le temps réel, il pourrait être intéressant d'explorer d'autres algorithmes d'optimisation ou d'autres méthodes de répartition des efforts musculaires.

Enfin, une dernière partie consacrées aux applications (chapitre 6) a permis d'utiliser les méthodes précédemment décrites. On a d'abord appliqué la méthode de génération automatique de muscles à l'épaule. Pour la liaison glénohumérale, les écarts de résultats sont similaires à ceux de la littérature. Cependant, pour la liaison scapulo-thoracique, il est difficile de juger de la pertinence des résultats, étant donné que les définitions des angles ne sont pas standardisés et qu'il n'existe pas à notre connaissance des bras de levier expérimentaux mesurés pour cette liaison. La seconde application a permis de comparer les résultats des estimations des efforts musculaires pour un même mouvement sur deux modèles d'avant-bras différents : un modèle boucle ouverte et un modèle boucle fermée. On en conclut que bien que les résultats soient significativement différents, aucun modèle ne permet d'approcher les signaux EMG plus que l'autre.

7.2 Perspectives

L'utilisation des méthodes proposées permet de gagner du temps mais pas d'atteindre le temps réel : d'autres pistes restent à explorer encore pour l'atteindre, telles que la compilation du code. Pour des facilités d'implémentation, tout le code présenté a été écrit sous Matlab, donc un code interprété. Il est connu que le code compilé est plus rapide d'exécution que le code interprété : un code C++ s'exécute environ 500 fois plus vite qu'un

code Matlab pour la même application d'après Andrews (2012). Les logiciels réalisant des analyses musculo-squelettique en temps réel sont d'ailleurs souvent codés en C++ (Delp *et al.*, 2007; Michaud et Begon, 2021). De plus, pour atteindre le temps réel, Samy *et al.* (2019) utilisent de l'optimisation de code, notamment l'utilisation de parallélisation sur plusieurs processeurs. Cette thèse se focalisant sur des méthodes pour la prise en compte de contraintes, l'optimisation de code n'a pas été au cœur de ces travaux. La combinaison compilation et optimisation de code permettrait de gagner encore du temps de calcul.

Tous ces travaux ont été conduits dans un contexte méthodologique, sans cas applicatif. Il serait intéressant de mettre à l'épreuve la validité des modèles et des méthodes vis-à-vis de cas applicatifs précis. En effet, le degré de précision anatomique utile peut varier d'un contexte à l'autre : autant pour des applications en fauteuil roulant, il est nécessaire d'avoir un modèle complet du complexe de l'épaule (Hybois *et al.*, 2019), autant pour une application pour le cyclisme, les études de la littérature se focalisent avant tout sur le membre inférieur (Semwal et Parker, 1999; Neptune et Hull, 1999; Turpin et Watier, 2020; Jongerius *et al.*, 2022).

Or, l'ensemble des modèles et méthodes présentées ont l'avantage d'être modulaires. En effet, on a assemblé dans ces travaux le modèle d'épaule de (Seth *et al.*, 2016) avec le modèle d'avant-bras de (Pennestrì *et al.*, 2007). Si l'on estime que l'usage de ces boucles fermées n'est pas approprié, il suffit de remplacer ces modèles par celui de Kontaxis *et al.* (2009), ou par un autre modèle jugé plus pertinent. De plus, la méthode de création automatique de chemin musculaire permet aussi cette modularité : on peut créer des chemins musculaires à partir de données simulées ou expérimentales sur n'importe quelle chaîne de solides.

Dans cette thèse, où nous avons utilisé un paramétrage réduit au sens des la modélisation de la dynamique des corps rigides, nous n'avons pas naturellement accès au calcul des efforts intersegmentaires (Derrick *et al.*, 2020). Une façon simple de les calculer est d'utiliser un système où tous les segments sont considérés complètement libres (paramétrage complet) puis leurs liaisons cinématiques sont ajoutées comme équations

de contraintes (García de Jalón, 1994; Damsgaard *et al.*, 2006; Dumas et Chèze, 2007). Dans ce cas, les multiplicateurs de Lagrange associées à ces contraintes de liaison sont directement égaux aux efforts intersegmentaires. Avec le choix de modélisation utilisé dans ce manuscrit, il faudrait qu'entre chaque segment réel, on ajoute 6 segments virtuels pour appliquer la démarche précédente. Comme on l'a vu dans les chapitres 3 et 6, l'ajout de coordonnées généralisées augmente le temps de calcul. Cependant, grâce aux investigations menées dans le chapitre 5, on a pu constater que les matrices de bras de levier et la matrice Jacobienne des contraintes peuvent être calculées par projection sur l'axe étudié des équations de la dynamique. Comme la résolution de la dynamique par la méthode de Newton-Euler renvoie les 6 composantes des efforts généralisés appliqués sur un corps, il suffirait donc de mettre en regard les composantes sur les axes des efforts intersegmentaires avec les matrices calculées par projection sur les mêmes axes. Cela permettrait de conserver un modèle avec un paramétrage r'eduir, donc de conserver les performances actuelles sur le temps de calcul. Cela permettrait d'ajouter une étape supplémentaire, qui calculerait les efforts intersegmentaires en utilisant les efforts musculaires et les multiplicateurs de Lagrange issus de l'étape d'estimation des efforts musculaires.

Ces travaux s'inscrivent dans une démarche d'analyse musculo-squelettique dans une méthode inverse. Cependant, les approches analytiques développées pour le calcul de la matrice des bras de levier et de la Jacobienne des contraintes de boucle fermée peuvent être utilisées dans une méthode directe, puisque ces quantités apparaissent de manière équivalente dans les deux méthodes. De plus, la modélisation musculaire géométrique étant indépendante de la méthode inverse ou directe utilisée, elle peut être utilisée indifféremment dans les deux cas. Enfin, les approches analytiques peuvent être utilisées de façon systématique pour les paramétrages complets avec ajout de contraintes pour définir les liaisons. En effet, ces contraintes vont s'exprimer sous la forme de positions/rotations à respecter, ce qui est le cadre d'application de l'approche analytique développée dans le chapitre 5.

Claire LIVET, 23 août 2022

En conclusion, les modèles et méthodes développés dans cette thèse sont utilisables dans CusToM, qui est une boîte à outil ouverte et à accès libre. Afin d'atteindre un retour en temps réel, il faudrait d'une part poursuivre la recherche de réduction de temps de calcul et d'autre part créer une interface graphique avec une latence limitée permettant de donner à l'utilisateur une évaluation des variables biomécaniques en temps réel. Les travaux proposés dans cette thèse posent les bases d'une optimisation algorithmique pour la réduction de temps de calcul pour l'analyse musculo-squelettique et ouvrent la voie à de nouveaux usages de cette méthodologie d'analyse du mouvement.

Claire LIVET, 23 août 2022

Annexe

Segments	Nom	Description
Abdomen - Thorax *	TF	Flexion/extension du thorax
	TAR	Rotation axiale du thorax
	TLB	Inclinaison latérale/médiale du thorax
Thorax - Clavicule *	CLP	Protraction/rétraction de la clavicule
	CLE	Elevation/dépression de la clavicule
	CLA	Rotation axiale de la clavicule
Clavicule - Scapula *	ACP	Protraction/rétraction acromio-claviculaire
	ACL	Rotation latérale/médiale acromio-claviculaire
	ACT	Tilt antérieure/postérieure acromio-claviculaire
Thorax - Scapula †	SCX	Translation de la scapula, axe rostro-caudal
	SCY	Translation de la scapula, axe médio-latéral
	SCZ	Translation de la scapula, axe antéro-postérieur
	SCE	Elevation/dépression de la scapula
	SCA	Abduction/adduction de la scapula
	SCRA	Rotation ascendante de la scapula
	SCRI	Rotation interne de la scapula
Scapula - Humérus *	GHP	Plan d'élévation gléno-huméral
	GHE	Elevation négative gléno-humérale
	GHA	Rotation axiale gléno-humérale
Humérus - Ulna *	EFE	Flexion/extension du coude
Humérus - Radius ‡	EFE	Flexion/extension du coude
	PS	Pronation/supination du coude
	RJ3	Troisième rotation huméro-radiale
Ulna - Radius ‡	RD	Déplacement axial
	PS	Pronation/supination du coude
	RT	Angle de torsion
	RA	Angle d'ouverture
Radius - Main *	WFE	Flexion/extension de la main
	WDV	Déviation radio-ulnaire

Tableau 7.1 – Définition des abréviations utilisées pour décrire les mobilités. Les mobilités sont précisément décrites dans les travaux de * Wu *et al.* (2005), † Seth *et al.* (2016) et ‡ Laitenberger *et al.* (2014)

Muscles	Segments origine - insertion
Anconeus (ANC)	Humérus - Ulna
Biceps Brachii Court (BICS)	Scapula - Radius
Biceps Brachii Long (BICL)	Scapula - Radius
Brachialis (BRA)	Humérus - Ulna
Pronator Quadratus (PQ)	Radius - Ulna
Supinator Brevis (SUP)	Radius - Ulna
Triceps Brachii Latéral (TRIlat)	Humérus - Ulna
Triceps Brachii Long (TRIlg)	Scapula - Ulna
Triceps Brachii Médial (TRImed)	Humérus - Ulna
Brachioradialis (BRD)	Humérus - Radius
Extensor Carpi Radialis Brevis (ECRB)	Humérus - Main
Extensor Carpi Radialis Longus (ECRL)	Humérus - Main
Extensor Carpi Ulnaris (ECU)	Humérus - Main
Flexor Carpi Radialis (FCR)	Humérus - Main
Flexor Carpi Ulnaris (FCU)	Humérus - Main
Palmaris Longus (PL)	Humérus - Main
Pronator Teres (PT)	Humérus - Radius
Coracobrachialis (CORB)	Scapula - Humérus
Deltoideus anterior (DELTA)	Clavicule - Humérus
Deltoideus medial (DELTM)	Scapula - Humérus
Deltoideus posterior (DELTP)	Scapula - Humérus
Infraspinatus inferior (INFI)	Scapula - Humérus
Infraspinatus superior (INFS)	Scapula - Humérus
Latissimus dorsi inferior (LATI)	Thorax - Humérus
Latissimus dorsi medial (LATM)	Thorax - Humérus
Latissimus dorsi superior (LATS)	Thorax - Humérus
Pectoralis major inferior (PMAJI)	Thorax - Humérus
Pectoralis major medial (PMAJM)	Thorax - Humérus
Pectoralis major superior (PMAJS)	Clavicule - Humérus
Pectoralis minor (PMIN)	Thorax - Scapula
Rhomboideus major (RHOMB)	Thorax - Scapula
Rhomboideus minor (RHOMBM)	Thorax - Scapula
Serratus inferior (SERI)	Thorax - Scapula
Serratus anterior (SERM)	Thorax - Scapula
Subscapularis inferior (SUBSI)	Scapula - Humérus
Subscapularis medius (SUBSM)	Scapula - Humérus
Subscapularis superior (SUBS)	Scapula - Humérus
Supscapularis anterior (SUPA)	Scapula - Humérus
Supscapularis posterior (SUPP)	Scapula - Humérus
Teres major (TMAJ)	Scapula - Humérus
Teres minor (TMIN)	Scapula - Humérus
Trapezius inferior (TRAPI)	Thorax - Scapula
Trapezius medial (TRAPM)	Thorax - Scapula
Trapezius superior (TRAPS)	Thorax - Scapula
Trapezius superior clavicule (TRAPC)	Thorax - Clavicule

Tableau 7.2 – Compilation des abréviations des muscles et leurs segments d'origine et d'insertion.

Bibliographie

Abdi, H. (2007). Singular and Generalized Singular Value Decomposition. *In Encyclopedia of Measurement and Statistics*, pages 1–14. SAGE Publishing.

Ackland, D. C., Pak, P., Richardson, M. et Pandy, M. G. (2008). Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of Anatomy*, 213(4):383–390.

Agarwal, P., Kuo, P. H., Neptune, R. R. et Deshpande, A. D. (2013). A novel framework for virtual prototyping of rehabilitation exoskeletons. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.

Alonso, F., Cuadrado, J., Lugrís, U. et Pintado, P. (2010). A compact smoothing-differentiation and projection approach for the kinematic data consistency of biomechanical systems. *Multibody System Dynamics*, 24(24):67–80.

Alonso, F. J., Cuadrado, J., Castillo, J. M. D. et Pintado, P. (2007). Orthogonal projection methods for the kinematic data consistency of biomechanical systems. *MULTIBODY DYNAMICS 2007 - ECCOMAS Thematic Conference*, pages 25–28.

An, K. N., Takahashi, K., Harrigan, T. P. et Chao, E. Y. (1984). Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of Biomechanical Engineering*, 106(3):280–282.

Andersen, M. S., Damsgaard, M. et Rasmussen, J. (2009). Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(4):371–384.

Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34(2):153–161.

Andrews, T. (2012). Computation Time Comparison Between Matlab and C++ Using Launch Windows. *Aerospace Engineering*, pages 1–6.

Andrish, J. T. (2015). Biomechanics of the Patellofemoral Joint. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 23(2):62–67.

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1):4.

Barrios, J. A., Crossley, K. M. et Davis, I. S. (2010). Gait retraining to reduce the knee adduction moment through real-time visual feedback of dynamic knee alignment. *Journal of Biomechanics*, 43(11):2208–2213.

Begon, M., Andersen, M. S. et Dumas, R. (2018). Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics : A Systematized Methodological Review. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(3).

Bélaise, C., Dal Maso, F., Michaud, B., Mombaur, K. et Begon, M. (2018). An EMG-marker tracking optimisation method for estimating muscle forces. *Multibody System Dynamics*, 42(2):119–143.

Bergamini, E., Pillet, H., Hausselle, J., Thoreux, P., Guerard, S., Camomilla, V., Cappozzo, A. et Skalli, W. (2011). Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization. *Gait and Posture*, 33(4):706–711.

Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K. et Kirsch, R. F. (2008). A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics*, 41(8):1714–1721.

Bolsterlee, B., Vardy, A. N., van der Helm, F. C. et (DirkJan) Veeger, H. E. (2015). The effect of scaling physiological cross-sectional area on musculoskeletal model predictions. *Journal of Biomechanics*, 48(10):1760–1768.

Bolsterlee, B., Veeger, D. H. et Chadwick, E. K. (2013). Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(9):953–963.

Bonnans, J. F., Gilbert, J. C., Lemaréchal, C. et Sagastizábal, C. A. (2006). Numerical optimization : Theoretical and practical aspects. *Numerical Optimization : Theoretical and Practical Aspects*, pages 1–494.

Bonnet, V., Mazza, C., Fraisse, P. et Cappozzo, A. (2013). Real-time estimate of body kinematics during a planar squat task using a single inertial measurement unit. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(7):1920–1926.

Bonnet, V., Richard, V., Camomilla, V., Venture, G., Cappozzo, A. et Dumas, R. (2017). Joint kinematics estimation using a multi-body kinematics optimisation and an extended Kalman filter, and embedding a soft tissue artefact model. *Journal of Biomechanics*, 62:148–155.

Bordron, O., Huneau, C., Le Carpentier, É. et Aoustin, Y. (2021). Human squat motion : joint torques estimation with a 3d model and a sagittal model. *Mechanisms and Machine Science*, 93:247–255.

Bremer, A. K., Sennwald, G. R., Favre, P. et Jacob, H. A. (2006). Moment arms of forearm rotators. *Clinical Biomechanics*, 21(7):683–691.

Buchanan, T., Lloyd, D., Manal, K. et Besier, T. (2004). Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of the neural command. *J Applied Biomech*, 20(4):367–395.

Buford, J., Ivey, J., Malone, J. D., Patterson, R. M., Peare, G. L., Nguyen, D. K. et Stewart, A. A. (1997). Muscle balance at the knee - Moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5(4):367–379.

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants ? What we have learned from over 25years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6):1023–1035.

Byrd, R. H., Gilbert, J. C. et Nocedal, J. (2000). A trust region method based on interior point techniques for nonlinear programming. *Mathematical Programming, Series B*, 89(1):149–185.

Byrd, R. H., Hribar, M. E. et Nocedal, J. (1999). An interior point algorithm for large-scale nonlinear programming. *SIAM Journal on Optimization*, 9(4):877–900.

Campanini, I., Disselhorst-Klug, C., Rymer, W. Z. et Merletti, R. (2020). Surface EMG in Clinical Assessment and Neurorehabilitation : Barriers Limiting Its Use. *Frontiers in Neurology*, 11:934.

Cappozzo, A. (2002). Minimum measured-input models for the assessment of motor ability. *Journal of Biomechanics*, 35(4):437–446.

Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G. et Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement : Experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2):90–100.

Carbone, V. (2016). *Subject-specific lower extremity modeling : personalization of musculoskeletal models using medical imaging and functional measurements*. Thèse de doctorat, University of Twente.

Carbone, V., Fluit, R., Pellikaan, P., van der Krogt, M. M., Janssen, D., Damsgaard, M., Vigneron, L., Feilkas, T., Koopman, H. F. et Verdonschot,

N. (2015). TLEM 2.0 - A comprehensive musculoskeletal geometry dataset for subject-specific modeling of lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 48(5):734–741.

Carpentier, J. et Mansard, N. (2018). Analytical Derivatives of Rigid Body Dynamics Algorithms. *In Robotics : Science and Systems*, Pittsburgh.

Caruntu, D. I. et Hefzy, M. S. (2004). 3-D anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(1):44–53.

Chadwick, E. K., Blana, D., Kirsch, R. F. et Van Den Bogert, A. J. (2014). Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(7):1947–1956.

Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J. et Martin, B. J. (2006). *Occupational Biomechanics, 4th Edition*. Wiley.

Challis, J. H. (1997). Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical Engineering and Physics*, 19(3):253–261.

Chèze, L. (2014). Biomécanique du mouvement et modélisation musculo-squelettique. *Techniques De L'Ingénieur*, 33(0):MED8050 1–9.

Ciarlet, P. G. (1984). Introduction a l'Analyse Numerique Matricielle et a l'Optimisation. *Mathematics of Computation*, 42(166):713.

Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S. et Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4):327–340.

Clément, J., Dumas, R., Hagemeister, N. et de Guise, J. A. (2015). Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization : Performance of subject-specific knee joint models. *Journal of Biomechanics*, 48(14):3796–3802.

Courtois (1843). Questions relatives à l'ellipsoïde. *Nouvelles annales de mathématiques : journal des candidats aux écoles polytechnique et normale*, 1e série, 2:90–96.

Cruz Ruiz, A. L., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2017). Low-Dimensional Motor Control Representations in Throwing Motions. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2017.

Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E. et de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8):1100–1111.

De Groot, J. H. et Brand, R. (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16(9):735–743.

De Groote, F., Kinney, A. L., Rao, A. V. et Fregly, B. J. (2016). Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(10):2922–2936.

De Groote, F., Pipeleers, G., Jonkers, I., Demeulenaere, B., Patten, C., Swevers, J. et De Schutter, J. (2009). A physiology based inverse dynamic analysis of human gait : potential and perspectives. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 00(00):563–574.

De Groote, F., Van Campen, A., Jonkers, I. et De Schutter, J. (2010). Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors. *Journal of Biomechanics*, 43(10):1876–1883.

De Jalón, J. G., Unda, J. et Avello, A. (1986). Natural coordinates for the computer analysis of multibody systems. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 56(3):309–327.

de Luca, C. J. (1979). Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-26(6):313–325.

de Zee, M., Dalstra, M., Cattaneo, P. M., Rasmussen, J., Svensson, P. et Melsen, B. (2007). Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis. *Journal of Biomechanics*, 40(6):1192–1201.

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. et Thelen, D. G. (2007). OpenSim : Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11):1940–1950.

Demeco, A., de Sire, A., Marotta, N., Palumbo, A., Fragomeni, G., Gramigna, V., Pellegrino, R., Moggio, L., Petraroli, A., Iona, T., Paolucci, T. et Ammendolia, A. (2022). Effectiveness of Rehabilitation through Kinematic Analysis of Upper Limb Functioning in Wheelchair Basketball Athletes : A Pilot Study. *Applied Sciences*, 12(6):2929.

Derrick, T. R., van den Bogert, A. J., Cereatti, A., Dumas, R., Fantozzi, S. et Leardini, A. (2020). ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 99(December): 109533.

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F. X. et Chèze, L. (2010). Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 25(4):299–306.

Desseauve, D., Fradet, L., Gachon, B., Cherni, Y., Lacouture, P. et Pierre, F. (2020a). Biomechanical comparison of squatting and “optimal” supine birth positions. *Journal of Biomechanics*, 105.

Desseauve, D., Fradet, L., Gherman, R. B., Cherni, Y., Gachon, B. et Pierre, F. (2020b). Does the McRoberts’ manoeuvre need to start with thigh abduction ? An innovative biomechanical study. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 20(1):1–6.

Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., O'Connor, J. J. et Leardini, A. (2007). Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(3):305–313.

Dongare, A., Kharde, R. et Kachare, A. D. (2012). Introduction to Artificial Neural Network (ANN) Methods. *International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT)*, 2(1):189–194.

Drucker, H., Surges, C. J., Kaufman, L., Smola, A. et Vapnik, V. (1997). Support vector regression machines. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 1:155–161.

Dubowsky, S. R., Rasmussen, J., Sisto, S. A. et Langrana, N. A. (2008). Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *Journal of Biomechanics*, 41(14):2981–2988.

Dumas, R., Andersen, M. S. et Begon, M. (2016). What are the joint models used in multibody kinematic optimisation for the estimation of human joint kinematics ? a review. *4th International Digital Human Modeling Symposium*, pages 1–5.

Dumas, R. et Chèze, L. (2007). 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(3):315–322.

Dumas, R., Chèze, L. et Verriest, J. P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3):543–553.

Dumas, R., Moissenet, F., Gasparutto, X. et Chèze, L. (2012). Influence of joint models on lower-limb musculo-tendon forces and three-dimensional joint reaction forces during gait. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 226(2):146–160.

Dumas, R., Moissenet, F., Lafon, Y. et Chèze, L. (2014). Multi-objective optimisation for musculoskeletal modelling : Application to a planar elbow model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 228(10):1108–1113.

Duprey, S., Chèze, L. et Dumas, R. (2010). Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of Biomechanics*, 43(14):2858–2862.

Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M. et Chèze, L. (2017). Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview. *Journal of Biomechanics*, 62:87–94.

Eberhard, P. et Schiehlen, W. (2006). Computational dynamics of multibody systems : History, formalisms, and applications. *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, 1(1):3–12.

Edwards, W. B., Troy, K. L. et Derrick, T. R. (2011). On the filtering of intersegmental loads during running. *Gait and Posture*, 34(3):435–438.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W. et van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2):131–154.

Euler, L. (1775). Nova methodus motum corporum rigidorum determinandi. *Novi commentarii Academiae Scientiarum Imperialis Petropolitanae*, 20(1776):208–238.

Faber, H., Van Soest, A. J. et Kistemaker, D. A. (2018). Inverse dynamics of mechanical multibody systems : An improved algorithm that ensures consistency between kinematics and external forces. *PLoS ONE*, 13(9):1–16.

Fang, C., He, B., Wang, Y., Cao, J. et Gao, S. (2020). EMG-centered multisensory based technologies for pattern recognition in rehabilitation : State of the art and challenges. *Biosensors*, 10(8).

Farina, D., Merletti, R., Indino, B., Nazzaro, M. et Pozzo, M. (2002). Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles : Experimental and model results. *Muscle and Nerve*, 26(5):681–695.

Favre, P., Gerber, C. et Snedeker, J. G. (2010). Automated muscle wrapping using finite element contact detection. *Journal of Biomechanics*, 43(10):1931–1940.

Featherstone, R. (2008). *Rigid Body Dynamics Algorithms*. Springer, Boston, MA.

Feikes, J. D., O'Connor, J. J. et Zavatsky, A. B. (2003). A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 36(1):125–129.

Flash, T. et Mussa-Ivaldi, F. (1990). Human arm stiffness characteristics during the maintenance of posture. *Experimental Brain Research*, 82(2):315–326.

Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P. et Colloud, F. (2014). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, 31(4):433–449.

Fohanno, V., Colloud, F., Begon, M. et Lacouture, P. (2010). Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm : a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(sup1):55–56.

Forster, E., Simon, U., Augat, P. et Claes, L. (2004). Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. *Journal of Biomechanics*, 37(4):577–581.

García de Jalón, J. (1994). *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems The Real-Time Challenge*, volume 71. Springer.

Garland, A. K., Shah, D. S. et Kedgley, A. E. (2018). Wrist tendon moment arms : Quantification by imaging and experimental techniques. *Journal of Biomechanics*, 68:136–140.

Garner, B. A. et Pandy, M. G. (2000). The obstacle-set method for representing muscle paths in musculoskeletal models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3(1):1–30.

Garner, B. A. et Pandy, M. G. (2001). Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4(2):93–126.

Gasparutto, X., Dumas, R. et Jacquelin, E. (2012). Multi-body optimisation with deformable ligament constraints : influence of ligament geometry. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15 Suppl 1:191–193.

Gasparutto, X., Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V. et Dumas, R. (2015). Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. *Journal of Biomechanics*, 48(6):1141–1146.

Gatti, C. J. et Hughes, R. E. (2009). Optimization of muscle wrapping objects using simulated annealing. *Annals of Biomedical Engineering*, 37(7):1342–1347.

Gilchrist, L. A. et Winter, D. A. (1997). A multisegment computer simulation of normal human gait. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5(4):290–299.

Glitsch, U. et Baumann, W. (1997). The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30(11-12):1123–1131.

Goislard De Monsabert, B., Edwards, D., Shah, D. et Kedgley, A. (2018). Importance of Consistent Datasets in Musculoskeletal Modelling : A Study of the Hand and Wrist. *Annals of Biomedical Engineering*, 46(1):71–85.

Goislard de Monsabert, B., Hauraix, H., Caumes, M., Herbaut, A., Berton, E. et Vigouroux, L. (2020). Modelling force-length-activation relationships of wrist and finger extensor muscles. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 58(10):2531–2549.

Gonzalez, R. V., Buchanan, T. S. et Delp, S. L. (1997). How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments. *Journal of Biomechanics*, 30(7):705–712.

Gordon, C. C., Churchill, T., Clauser, C. E., Bradtmiller, B., Mcconville, J. T., Tebbetts, I. et Walker, R. A. (1988). Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel : Summary Statistics, Interim Report for 1988. Rapport technique, Army Natick Soldier Research Development and Engineering Center MA.

Haering, D., Pontonnier, C., Bideau, N., Nicolas, G. et Dumont, G. (2019). Using Torque-Angle and Torque-Velocity Models to Characterize Elbow Mechanical Function : Modeling and Applied Aspects. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(8):1–7.

Haug, E. J., Negrut, D. et Engstler, C. (1999). Implicit Runge-Kutta integration of the equations of multibody dynamics in descriptor form. *Mechanics of Structures and Machines*, 27(3):337–364.

Herrmann, A. M. et Delp, S. L. (1999). Moment arm and force-generating capacity of the extensor carpi ulnaris after transfer to the extensor carpi radialis brevis. *Journal of Hand Surgery*, 24(5):1083–1090.

Herzog, W. (2014). The role of titin in eccentric muscle contraction. *Journal of Experimental Biology*, 217(16):2825–2833.

Herzog, W. et Binding, P. (1993). Cocontraction of pairs of antagonistic muscles : analytical solution for planar static nonlinear optimization approaches. *Mathematical Biosciences*, 118(1):83–95.

Hik, F. et Ackland, D. C. (2019). The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint : a systematic review. *Journal of Anatomy*, 234(1):1–15.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *In Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, volume 126, pages 136–195.

Högfors, C., Peterson, B., Sigholm, G. et Herberts, P. (1991). Biomechanical model of the human shoulder joint-II. The shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics*, 24(8):699–709.

Holzbaur, K. R., Delp, S. L., Gold, G. E. et Murray, W. M. (2007). Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *Journal of Biomechanics*, 40(11):2442–2449.

Holzbaur, K. R., Murray, W. M. et Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6):829–840.

Hybois, S., Puchaud, P., Bourgain, M., Lombart, A., Bascou, J., Lavaste, F., Fodé, P., Pillet, H. et Sauret, C. (2019). Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering and Physics*, 69:153–160.

Ingram, D., Engelhardt, C., Farron, A., Terrier, A. et Müllhaupt, P. (2016). Modelling of the human shoulder as a parallel mechanism without constraints. *Mechanism and Machine Theory*, 100:120–137.

Jensen, R. H. et Davy, D. T. (1975). An investigation of muscle lines of action about the hip : A centroid line approach vs the straight line approach. *Journal of Biomechanics*, 8(2).

Jongerius, N., Wainwright, B., Walker, J. et Bissas, A. (2022). The biomechanics of maintaining effective force application across cycling positions. *Journal of Biomechanics*, 138:111103.

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. et Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *In Classic Papers in Orthopaedics*, volume 8, pages 383–392. Orthopaedic Research Society.

Kajita, S., Hirukawa, H., Harada, K. et Yokoi, K. (2009). *Introduction à la commande des robots humanoïdes*. Springer, Paris.

Kannape, O. A. et Blanke, O. (2013). Self in motion : Sensorimotor and cognitive mechanisms in gait agency. *Journal of Neurophysiology*, 110(8):1837–1847.

Kerkhoffs, G. M., Struijs, P. A., Marti, R. K., Blankevoort, L., Assendelft, W. J. et Van Dijk, C. N. (2003). Functional treatments for acute ruptures of the lateral ankle ligament : A systematic review. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 74(1):69–77.

Killen, B. A., Brito da Luz, S., Lloyd, D. G., Carleton, A. D., Zhang, J., Besier, T. F. et Saxby, D. J. (2021). Automated creation and tuning of personalised muscle paths for OpenSim musculoskeletal models of the knee joint. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(2):521–533.

Klein Horsman, M. D., Koopman, H. F., van der Helm, F. C., Prosé, L. P. et Veeger, H. E. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics*, 22(2):239–247.

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon U.S.A., Inc.

Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R. et Veeger, H. E. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*, 24(3):246–253.

Kruskal, W. H. et Wallis, W. A. (1952). Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association*, 47(260):583–621.

Lagrange, J.-L. (1788). *Mécanique analytique*. L'Académie Royale des Sciences.

Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D. et Begon, M. (2014). Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, 33(4):413–438.

Lenarčič, J. et Staničič, M. (2003). A humanoid shoulder complex and the humeral pointing kinematics. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(3):499–506.

Levenberg, K. (1944). A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *Quarterly of Applied Mathematics*, 2(2):164–168.

LeVeque, R. J. (2006). Finite — Difference approximations. *In Finite Difference Methods for Ordinary and Partial Differential Equations*, pages 114–137. Society for Industrial and Applied Mathematics.

Leving, M. T., Vegter, R. J., Hartog, J., Lamoth, C. J., De Groot, S. et Van Der Woude, L. H. (2015). Effects of visual feedback-induced variability on motor learning of handrim wheelchair propulsion. *PLoS ONE*, 10(5).

Lieber, R. L. (2022). Can we just forget about pennation angle ?

Livet, C., Rouvier, T., Dumont, G. et Pontonnier, C. (2021). An Automatic and Simplified Approach to Muscle Path Modeling. *Journal of biomechanical engineering*, 144(1).

Lu, T. W. et O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2):129–134.

Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M. et Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1):1–11.

Lund, M. E., De Zee, M., Andersen, M. S. et Rasmussen, J. (2012). On validation of multibody musculoskeletal models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 226(2):82–94.

Mari, S., Pennestrì, E., Trebbi, M., Nappi, F. et Rughi, D. (2012). A comparison between inverse dynamics skeletal and muscular models. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*, 2(1):74.

Marquardt, D. W. (1963). An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, 11(2):431–441.

Ma'touq, J., Hu, T. et Haddadin, S. (2019). A validated combined musculotendon path and muscle-joint kinematics model for the human hand. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(7):727–739.

Maurel, W., Thalmann, D., Hoffmeyer, P., Beylot, P., Gingins, P., Kalra, P. et Magnenat Thalmann, N. (2002). A biomechanical musculoskeletal model of human upper limb for dynamic simulation. *In Biomedical Imaging V - Proceedings of the 5th IEEE EMBS International Summer School on Biomedical Imaging, SSBI 2002*, pages 121–136. Springer, Vienna.

Menegaldo, L. L., De Toledo Fleury, A. et Weber, H. I. (2004). Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. *Journal of Biomechanics*, 37(9):1447–1453.

Michaud, B. et Begon, M. (2021). biorbd : A C++, Python and MATLAB library to analyze and simulate the human body biomechanics. *Journal of Open Source Software*, 6(57):2562.

Michaud, B., Duprey, S. et Begon, M. (2017). Scapular kinematic reconstruction–segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains : which one should be preferred ? *International Biomechanics*, 4(2):86–94.

Modenese, L., Montefiori, E., Wang, A., Wesarg, S., Viceconti, M. et Mazzà, C. (2018). Investigation of the dependence of joint contact forces on musculotendon parameters using a codified workflow for image-based modelling. *Journal of Biomechanics*, 73:108–118.

Moissenet, F., Chèze, L. et Dumas, R. (2012). Anatomical kinematic constraints : Consequences on musculo-tendon forces and joint reactions. *Multibody System Dynamics*, 28(1-2):125–141.

Moissenet, F., Chèze, L. et Dumas, R. (2014). A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *Journal of Biomechanics*, 47(1):50–58.

Moré, J. J. (1978). The levenberg-marquardt algorithm : Implementation and theory. *In* Watson, G. A., éditeur : *Numerical Analysis*, pages 105–116, Berlin, Heidelberg. Springer Berlin Heidelberg.

Muller, A. (2017). *Contributions méthodologiques à l'analyse musculo-squelettique de l'humain dans l'objectif d'un compromis précision performance.* Thèse de doctorat, école normale supérieure de Rennes.

Muller, A., Germain, C., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2015). A simple method to calibrate kinematical invariants : Application to overhead throwing. *In 33 International Conference of Biomechanics in Sports.*

Muller, A., Haering, D., Pontonnier, C., Dumont, G., Muller, A., Haering, D., Pontonnier, C. et Non-invasive, G. D. (2017). Non-invasive techniques for musculoskeletal model calibration. *23ème Congrès Français de Mécanique, Lille.*

Muller, A., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2019a). MusIC method enhancement by a sensitivity study of its performance : Application to a lower limbs musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(2):159–168.

Muller, A., Pontonnier, C., Puchaud, P. et Dumont, G. (2019b). CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation. *Journal of Open Source Software*, 4(33):927.

Murai, A., Kurosaki, K., Yamane, K. et Nakamura, Y. (2010). Musculoskeletal-see-through mirror : Computational modeling and algorithm for whole-body muscle activity visualization in real time. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 103(2-3):310–317.

Murray, W. M., Buchanan, T. S. et Delp, S. L. (2002). Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. *Journal of Biomechanics*, 35(1):19–26.

Murray, W. M., Delp, S. L. et Buchanan, T. S. (1995). Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics*, 28(5).

Neptune, R. R. et Hull, M. L. (1999). A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of Biomechanics*, 32(4):409–415.

Newton, I. (1687). *Philosophiae naturalis principia mathematica*. Jussu Societatis Regiae ac Typis Josephi Streater.

Nieminen, H., Niemi, J., Takala, E. P. et Viikari-Juntura, E. (1995). Load-sharing patterns in the shoulder during isometric flexion tasks. *Journal of Biomechanics*, 28(5):555–566.

Odle, B., Reinbolt, J., Forrest, G. et Dyson-Hudson, T. (2019). Construction and evaluation of a model for wheelchair propulsion in an individual with tetraplegia. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 57(2):519–532.

Olive, D. J. (2017). *Linear regression*. Springer.

Olszewski, K., Dick, T. J. et Wakeling, J. M. (2015). Achilles tendon moment arms : The importance of measuring at constant tendon load when using the tendon excursion method. *Journal of Biomechanics*, 48(6):1206–1209.

Pandy, M. G. et Berme, N. (1989). Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model-Part 1. Normal gait. *Journal of Biomechanics*, 22(6-7):717–724.

Parenti-Castelli, V. et Sancisi, N. (2013). Synthesis of spatial mechanisms to model human joints. *In* McCarthy, J. M., éditeur : *21st Century Kinematics*, pages 49–84, London. Springer London.

Pataky, T. C., Vanrenterghem, J. et Robinson, M. A. (2019). Bayesian inverse kinematics vs. least-squares inverse kinematics in estimates of planar postures and rotations in the absence of soft tissue artifact. *Journal of Biomechanics*, 82:324–329.

Patel, C. et North, W. R. (1975). Randomised controlled trial of yoga and bio-feedback in management of hypertension. *The Lancet*, 306(7925):93–95.

Pearson, K. (1896). VII. Mathematical contributions to the theory of evolution.—III. Regression, heredity, and panmixia. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, 187(379-387):253–318.

Pedotti, A., Krishnan, V. V. et Stark, L. (1978). Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38(1-2):57–76.

Pennestrì, E., Stefanelli, R., Valentini, P. P. et Vita, L. (2007). Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *Journal of Biomechanics*, 40(6):1350–1361.

Pereira, B. P. (2013). Revisiting the anatomy and biomechanics of the anconeus muscle and its role in elbow stability. *Annals of Anatomy*, 195(4):365–370.

Pigeon, P., Yahia, L. et Feldman, A. G. (1996). Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles. *Journal of Biomechanics*, 29(10):1365–1370.

Pilkar, R., Momeni, K., Ramanujam, A., Ravi, M., Garbarini, E. et Forrest, G. F. (2020). Use of Surface EMG in Clinical Rehabilitation of Individuals With SCI : Barriers and Future Considerations. *Frontiers in Neurology*, 11(December):1–6.

Pizzolato, C., Reggiani, M., Modenese, L. et Lloyd, D. G. (2017). Real-time inverse kinematics and inverse dynamics for lower limb applications using OpenSim. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(4):436–445.

Pohl, A. J., Schofield, M. R. et Ferber, R. (2021). Comparing the performance of Bayesian and least-squares approaches for inverse kinematics problems. *Journal of Biomechanics*, 126(July):110597.

Postiau, T. (2004). *Génération et parallélisation des équations du mouvement de systèmes multicorps par l'approche symbolique*. Thèse de doctorat, Université Catholique de Louvain.

Puchaud, P. (2020). *Modélisation musculo-squelettique générique et spécifique en vue du support de l'activité physique du soldat*. Thèse de doctorat, École normale supérieure de Rennes.

Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H. et Pontonnier, C. (2020). Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(3):114–125.

Quental, C., Azevedo, M., Ambrósio, J., S. B., G. et Folgado, J. (2018). Influence of the Musculotendon Dynamics on the Muscle Force-Sharing Problem of the Shoulder-A Fully Inverse Dynamics Approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(7).

Quental, C., Folgado, J. et Ambrósio, J. (2016). A window moving inverse dynamics optimization for biomechanics of motion. *Multibody System Dynamics*, 38(2):157–171.

Ramsay, J. W., Hunter, B. V. et Gonzalez, R. V. (2009). Muscle moment arm and normalized moment contributions as reference data for musculoskeletal elbow and wrist joint models. *Journal of Biomechanics*, 42(4):463–473.

Rankin, J. W. et Neptune, R. R. (2012). Musculotendon lengths and moment arms for a three-dimensional upper-extremity model. *Journal of Biomechanics*, 45(9):1739–1744.

Ren, L., Jones, R. K. et Howard, D. (2005). Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking. *Journal of Biomechanics*, 38(4):853–863.

Rengifo, C., Aoustin, Y., Plestan, F. et Chevallereau, C. (2010). Distribution of forces between synergistics and antagonistics muscles using an optimization criterion depending on muscle contraction behavior. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(4):041009.

Rice, I., Gagnon, D., Gallagher, J. et Boninger, M. (2010). Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 33(1):33–42.

Rice, L. et Rice, I. (2017). Evidenced Based Education Interventions to Preserve Upper Limb Function Among Full Time Manual Wheelchair Users. *Medical Research Archives*, 5(3).

Rodrigues, O. (1840). Des lois géometriques qui régissent les déplacements d'un systéme solide dans l'espace, et de la variation des coordonnées provenant de ces déplacements considérés indépendamment des causes qui peuvent les produire. *Journal de Mathématiques Pures et Appliquées*, 5:380–440.

Romkes, J. et Brunner, R. (2002). Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait and Posture*, 15(1):18–24.

Saltzman, C. L., McIff, T. E., Buckwalter, J. A. et Brown, T. D. (2000). Total ankle replacement revisited.

Samin, J. et Fisette, P. (2003). *Symbolic Modeling of Multibody Systems*. Kluwer Academic Publisher.

Samy, V., Ayusawa, K. et Yoshida, E. (2019). Real-time musculoskeletal visualization of muscle tension and joint reaction forces. *In Proceedings of the 2019 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, SII 2019*, pages 396–400. IEEE.

Sancisi, N. et Parenti-Castelli, V. (2011). A new kinematic model of the passive motion of the knee inclusive of the patella. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 3(4):041003.

Sarcher, A., Raison, M., Ballaz, L., Lemay, M., Leboeuf, F., Trudel, K. et Mathieu, P. A. (2014). Impact of muscle activation on ranges of motion during active elbow movement in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.

Sauret, C., Bascou, J. et Pillet, H. (2014). Biomécanique du handicap et de la réhabilitation. *Techniques de l'ingénieur Technologies biomédicales*.

Scholz, A. (2016). *Fast Differential-Geometric Methods for Continuous Muscle Wrapping Over Multiple General Surfaces*. Thèse de doctorat, Faculty of Engineering, Maschinenbau und Verfahrenstechnik.

Semwal, S. K. et Parker, M. J. (1999). An animation system for biomechanical analysis of leg motion and predicting injuries during cycling. *Real-Time Imaging*, 5(2):109–123.

Šenk, M. et Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21(SUPPL. 1):3–8.

Serrien, B., Pataky, T., Baeyens, J. P. et Cattrysse, E. (2020). Bayesian vs. least-squares inverse kinematics : Simulation experiments with models of 3D rigid body motion and 2D models including soft-tissue artefacts. *Journal of Biomechanics*, 109:109902.

Seth, A., Dong, M., Matias, R. et Delp, S. (2019). Muscle contributions to upper-extremity movement and work from a musculoskeletal model of the human shoulder. *Frontiers in Neurorobotics*, 13(November):1–9.

Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P. et Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE*, 11(1).

Shannon, C. (1949). Communication in the presence of noise. *Proceedings of the IRE*, 37(1):10–21.

Sherman, M. A., Seth, A. et Delp, S. L. (2011). Simbody : multibody dynamics for biomedical research. *Procedia IUTAM*, 2:241–261. IUTAM Symposium on Human Body Dynamics.

Sherman, M. A., Seth, A. et Delp, S. L. (2013). What is a moment arm ? Calculating muscle effectiveness in biomechanical models using generalized coordinates. *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference*, 7 B:1–9.

Shimada, S. D., Robertson, R. N., Bonninger, M. L. et Cooper, R. A. (1998). Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(2):210–218.

Silva, M. P. et Ambrósio, J. A. (2002). Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems. *Multibody System Dynamics*, 8(2):219–239.

Skogstad, S. A. v. D., Nymoen, K., Høvin, M. E., Holm, S. et Jensenius, A. R. (2013). Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications. *Proceedings of*

the 2013 Conference on New Interfaces for Musical Expression (NIME 2013), pages 142–147.

Soeters, J. N., Roebroeck, M. E., Holland, W. P., Hovius, S. E. et Stam, H. J. (2004). Reliability of tendon excursion measurements in patients using a color Doppler imaging system. *Journal of Hand Surgery*, 29(4):581–586.

Song, D., Lan, N., Loeb, G. E. et Gordon, J. (2008). Model-based sensorimotor integration for multi-joint control : Development of a virtual arm model. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(6):1033–1048.

Southgate, D. F., Prinold, J. A. et Weinert-Aplin, R. A. (2016). Motion analysis in sport. *In Sports Innovation, Technology and Research*, pages 3–30. World Scientific.

Stanev, D. et Moustakas, K. (2019). Stiffness modulation of redundant musculoskeletal systems. *Journal of Biomechanics*, 85:101–107.

Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S. et Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4):351–359.

Thelen, D. G. et Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1107–1115.

Thelen, D. G., Anderson, F. C. et Delp, S. L. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 36(3):321–328.

Turpin, N. A. et Watier, B. (2020). Cycling biomechanics and its relationship to performance.

Valente, G., Pitto, L., Stagni, R. et Taddei, F. (2015). Effect of lower-limb joint models on subject-specific musculoskeletal models and simulations of daily motor activities. *Journal of Biomechanics*, 48(16):4198–4205.

van den Bogert, A. et de Koning, J. (1996). On Optimal Filtering for Inverse Dynamics Analysis. *Proceedings of the IXth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics*, pages 214–215.

van den Bogert, A. J. (1994). Analysis and simulation of mechanical loads on the human musculoskeletal system : a methodological overview. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 22(403):23–51.

Van Den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F. et Hardin, E. C. (2013). A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(10):1069–1077.

van den Bogert, A. J. et Su, A. (2008). A weighted least squares method for inverse dynamic analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(1):3–9.

van der Helm, F. C. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5):551–569.

Van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Pronk, G. M., Van der Woude, L. H. et Rozendal, R. H. (1992). Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics*, 25(2):129–144.

van der Kruk, E. et Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications ; state-of-the-art review.

Van Drongelen, S., Van Der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K. et Veeger, D. J. H. (2005). Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(6):1214–1220.

Waltz, R. A., Morales, J. L., Nocedal, J. et Orban, D. (2006). An interior algorithm for nonlinear optimization that combines line search and trust region steps. *Mathematical Programming*, 107(3):391–408.

Warner, M. B., Wilson, D., Heller, M. O., Wood, D., Worsley, P., Mottram, S., Webborn, N., Veeger, D. J. et Batt, M. (2018). Scapular kinematics in professional wheelchair tennis players. *Clinical Biomechanics*, 53(January):7–13.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement : Fourth Edition*. John Wiley & Sons, Ltd.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. et Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I : Ankle, hip, and spine.

Wu, G., Van Der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. et Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II : Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.

Wu, W., Lee, P. V., Bryant, A. L., Galea, M. et Ackland, D. C. (2016). Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*, 49(15):3626–3634.

Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1):67–74.

Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.

Zajac, F. E., Neptune, R. R. et Kautz, S. A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking : Part II : Lessons from dynamical simulations and clinical implications.

DOCTORAT BRETAGNE LOIRE / MATHSTIC

école normale supérieure rennes

Titre : Contributions algorithmiques à l'analyse musculo-squelettique : modèles et méthodes

Mot clés : biomécanique, contraintes, cinématique, efforts musculaires, temps de calcul

Résumé : Dans un cadre de rééducation clinique, on peut chercher à établir la sévérité d'une pathologie locomotrice d'un patient. Cela nécessite d'utiliser des outils permettant d'évaluer des variables biomécaniques avec un retour rapide au clinicien. On peut utiliser pour cela l'analyse biomécanique du mouvement, qui s'appuie sur l'utilisation de modèles et de méthodes pour évaluer ces variables biomécaniques. Afin de poser un diagnostic pertinent, il est important d'utiliser un modèle du patient anatomiquement réaliste. Il faut alors pouvoir fournir au clinicien un retour en temps réel sur les performances du patient en utilisant un modèle soumis à des contraintes géométriques.

Cette thèse propose différentes contributions algorithmiques pour réduire de le temps de calcul des étapes de l'analyse musculo-squelettique tout en prenant en compte des contraintes géométriques présentes dans le corps humain, à la fois pour l'évaluation des variables cinématiques mais aussi musculaires. Elle s'intéresse aussi à la réduction du temps de calcul pour la génération de modèles de chemins musculaires.

Title: Algorithmic contributions to musculoskeletal analysis: models and methods

Keywords: biomechanics, constraints, kinematics, muscle forces, computation time

Abstract: In a clinical rehabilitation context, one can try to establish the severity of a locomotor pathology of a patient. This requires the use of tools allowing the evaluation of biomechanical variables with a quick feedback to the clinician. This can be done using biomechanical movement analysis, which relies on the use of models and methods to assess these biomechanical variables. In order to make a relevant diagnosis, it is important to use an anatomically realistic model of the patient. It is then necessary to provide the clinician with real-time feedback on the patient's performance using a geometrically constrained model.

This thesis proposes different algorithmic contributions to reduce the computation time of the musculoskeletal analysis steps while taking into account geometric constraints present in the human body, both for the evaluation of kinematic and muscular variables. It is also interested in reducing the computation time for the generation of muscle path models.