

# Table des matières

<b>Remerciements</b>	<b>iii</b>
<b>Table des matières</b>	<b>ix</b>
<b>Liste des figures</b>	<b>xv</b>
<b>1 Introduction</b>	<b>1</b>
<b>2 Contexte général</b>	<b>5</b>
2.1 Port de charge du soldat . . . . .	6
2.1.1 Contexte historique . . . . .	6
2.1.2 Modification de la marche . . . . .	7
2.1.3 Épidémiologie des blessures du soldat . . . . .	9
2.2 Assister la locomotion du soldat . . . . .	10
2.2.1 Améliorer la mobilité des soldats . . . . .	10
2.2.2 Bénéfices et contraintes des exosquelettes pour le soldat . . . . .	11
2.2.3 Les performances d'assistance des dispositifs actuels . . . . .	14
2.3 Intérêts de l'analyse musculo-squelettique . . . . .	15
2.3.1 Analyse musculo-squelettique pour l'évaluation et la conception . . . . .	15
2.3.2 Prototypage virtuel - exemples d'évaluation d'exosquelette . . . . .	17
2.4 Résumé et enjeux scientifiques . . . . .	18
<b>3 État de l'art et positionnement</b>	<b>21</b>
3.1 Introduction . . . . .	22
3.2 Modèle biomécanique spécifique . . . . .	22
3.2.1 Simulation musculo-squelettique . . . . .	22
3.2.2 Calibration Géométrique . . . . .	27
3.2.3 Calibration inertielle . . . . .	33
3.2.4 Calibration Musculaire . . . . .	38

3.2.5	Conclusion et positionnement sur les modèles biomécaniques spécifiques	52
3.3	Modèle biomécanique générique	53
3.3.1	Caractérisation anthropométrique de population	53
3.3.2	Capacité de génération d'efforts couple-angle-vitesse	56
3.3.3	Conclusion et positionnement sur les modèles biomécaniques génériques	58
3.4	Données expérimentales	58
3.5	Conclusion générale du chapitre	59
<b>4</b>	<b>Modèles génériques du soldat français</b>	<b>61</b>
4.1	Modèles génériques du soldat français	62
4.1.1	Base de données anthropométriques	63
4.1.2	Réduction de dimension par analyse en composantes principales	63
4.1.3	K-means Clustering	66
4.1.4	Mise à l'échelle du modèle biomécanique	68
4.1.5	Résultats et discussion	71
4.2	Loi de mise à l'échelle générique du soldat	75
4.2.1	Critères d'évaluation	76
4.2.2	Machine à vecteur de support pour la régression	76
4.2.3	Algorithme de sélection d'un ensemble de mesures minimales avec les machines à vecteurs de support pour la régression	77
4.2.4	Résultats et discussion	78
4.3	Conclusion générale du chapitre	83
<b>5</b>	<b>Mise à l'échelle spécifique</b>	<b>85</b>
5.1	Introduction	86
5.2	Matériel et Méthodes	87
5.2.1	Données expérimentales	87
5.2.2	Mise à l'échelle géométrique	88
5.2.3	Évaluation des modèles et analyse statistique	94
5.3	Résultats	94
5.3.1	Paramètres géométriques	94
5.3.2	Erreurs cinématiques	95
5.3.3	Angles articulaires	96
5.4	Discussion	97
5.4.1	Paramètres géométriques	98
5.4.2	Erreurs cinématiques	99
5.4.3	Angles articulaires	100
5.4.4	Limites méthodologiques	101
5.5	Conclusion générale du chapitre	101
<b>6</b>	<b>Enveloppes couple-angle-vitesse</b>	<b>103</b>
6.1	Introduction	104
6.2	Matériels et Méthodes	105
6.2.1	Population	105

6.2.2	Protocole expérimental . . . . .	105
6.2.3	Traitement des données . . . . .	107
6.2.4	Modélisation couple-angle et couple-vitesse . . . . .	108
6.2.5	Identification des paramètres des modèles . . . . .	109
6.2.6	Critères d'évaluation . . . . .	110
6.3	Résultats . . . . .	111
6.3.1	Relations couple-angle . . . . .	111
6.3.2	Relations couple-vitesse . . . . .	114
6.4	Discussion . . . . .	116
6.4.1	Relations couple-angle . . . . .	117
6.4.2	Relations couple-vitesse . . . . .	117
6.4.3	Limites et perspectives . . . . .	119
<b>7</b>	<b>Calibration musculaire</b>	<b>123</b>
7.1	Introduction . . . . .	124
7.2	Matériel et méthodes . . . . .	124
7.2.1	Données expérimentales . . . . .	124
7.2.2	Modèle musculo-squelettique . . . . .	125
7.2.3	Calibration du modèle . . . . .	129
7.3	Résultats . . . . .	132
7.4	Discussion . . . . .	135
<b>8</b>	<b>Synthèse et perspectives</b>	<b>141</b>
8.1	Synthèse et apport des travaux effectués . . . . .	141
8.2	Perspectives . . . . .	143
<b>A</b>	<b>Anatomie &amp; Physiologie du muscle</b>	<b>147</b>
A.1	Fonctions musculaires . . . . .	147
A.2	Structure macroscopique . . . . .	148
A.3	Structure cellulaire . . . . .	149
A.4	Contraction musculaire . . . . .	150
A.5	Fonctions tendineuses . . . . .	150
<b>B</b>	<b>Machines à vecteurs de support pour la régression</b>	<b>151</b>
<b>C</b>	<b>Optimisation des axes de rotation</b>	<b>155</b>
	<b>Publications &amp; communications</b>	<b>157</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>159</b>





## Liste des figures

2.1.1 Charges portées lors des marches par les soldats de différentes unités d'infanterie au cours de l'histoire (Knapik and Reynolds, 2012). . . . .	6
2.1.2 Illustration des principales phases d'un cycle de marche d'après Viel (2000) . .	8
2.1.3 Illustration de 4 conditions expérimentales du port de charge d'après une étude de Attwells et al. (2006). On observe la flexion du tronc à mesure que la charge augmente. . . . .	9
2.2.1 Classification des exosquelettes adaptée de Bobby Marinov (2017) . . . . .	12
2.2.2 Illustration de deux exosquelettes militaires : à gauche HULC (Human Universal Load Carrier - Ekso Bionics & Lockheed Martin), à droite XOS/XOS2 (Sarcos/-Raytheon) . . . . .	13
2.3.1 Illustration du principe des méthodes inverses et méthodes directes avec un modèle musculo-squelettique. . . . .	15
3.2.1 Illustration des trois niveaux de modélisation musculo-squelettique représentant les structures anatomiques du corps humain. . . . .	23
3.2.2 En haut, données lors de simulations de dynamique directe. À chaque pas de temps, le schéma d'intégration calcule les forces musculaires et la cinématique des articulations en utilisant les états musculaires et cinématiques du pas de temps précédent. En bas, données pour la dynamique inverse. L'historique de la cinématique articulaire et des charges externes est introduit dans des équations algébriques pour résoudre les couples articulaires . . . . .	24
3.2.3 Illustration de la cinématique inverse avec CusToM. Les marqueurs expérimentaux $X^{exp}$ sont bleus et les marqueurs du modèle $X^{mod}$ sont oranges. Figure réalisée avec GIBBON (M Moerman, 2018). . . . .	24
3.2.4 Exemple de paramétrage géométrique entre la hanche et le fémur. Le repère du pelvis est représenté. La position du centre articulaire de la hanche $b_j$ est définie dans le repère du pelvis et l'orientation de l'axe de rotation du fémur $a_j$ également. Figure réalisée avec GIBBON (M Moerman, 2018). . . . .	29

3.2.5 Exemple de paramétrage inertiel pour le segment $j$ , ici un fémur. Le repère du fémur est représenté. Figure réalisée avec GIBBON (M Moerman, 2018). . . .	33
3.2.6 Illustration d'un modèle Hill Classique . . . . .	39
3.2.7 Exemples de relations force-longueur-vitesse des modèles de type Hill. . . . .	41
3.3.1 Fréquence de distribution à deux variables (masse, taille) de la base de données CAESAR pour les femmes américaines (Robinette, 2012) . . . . .	55
3.3.2 Illustration d'enveloppes couple-angle-vitesse de la littérature. (A) Extension de cheville (Hussain and Frey-Law, 2016), (B) Extension du genou (Anderson et al., 2007), (C) Flexion-Extension du coude (Haering et al., 2019). . . . .	57
4.1.1 Configurations articulaires associées aux mesures sélectionnées conformément aux standards de mesures anthropométriques (ISO Central Secretary, 2008). En orange, les positions anatomiques utilisées pour modéliser les points de mesures anthropométriques . . . . .	65
4.1.2 Schéma des positions anatomiques placées sur le modèle pour modéliser les distances conformément aux mesures anthropométriques réalisées selon les standards de mesures anthropométriques (ISO Central Secretary, 2008). Les repères anatomiques ont été placés uniquement d'un côté car l'optimisation a été contrainte pour que les segments opposés soient symétriques. . . . .	69
4.1.3 Éboulis des valeurs propres de l'analyse en composantes principales. . . . .	71
4.1.4 Étude de la moyenne des silhouettes des clusters pour $K = 2, \dots, 5$ . La valeur de la silhouette $Sil$ pour chaque point de mesure est présentée en bleu. Les barres verticales noires indiquent les valeurs de $\bar{Sil}$ pour chaque cluster. En vert, jaune, orange, rouge, on retrouve les quatre zones qui font respectivement référence à l'interprétation subjective du k-means (Kaufman and Rousseeuw, 1990). . . . .	73
4.1.5 Trois modèles génériques mis à l'échelle grâce à la méthode d'optimisation . .	74
4.2.1 Illustration du principe de l'architecture de la machine à vecteurs de support utilisant une fonction noyau non-linéaire appliquée à notre problème d'anthropométrie, adaptée de Haykin (2008). Ici, on montre le cas où la taille, la distance du plan postérieur à la pointe de la main et la distance grand trochanter condyle fémorale servent de prédicteurs pour estimer la hauteur du grand trochanter. . .	78
4.2.2 Schéma de l'algorithme de sélection du sous-ensemble de mesures minimal. Le seuil $\varepsilon$ a été fixé à 0.8 dans le cadre de cette étude. La phase d'initialisation consistait à choisir le meilleur prédicteur pour toutes les mesures à prédire. La seconde phase consistait à ajouter de manière itérative des prédicteurs pour les mesures insuffisamment prédites au regard de la corrélation de Pearson $r$ . . . .	79
4.2.3 Illustration des 6 prédicteurs des machines à vecteur de support pour la régression qui permettent de prédire les 26 mesures clés choisies initialement au tableau 4.1.1. . . . .	79
4.2.4 Analyse de corrélation linéaire entre les valeurs mesurées et les valeurs prédites, en haut, pour la hauteur C7, en bas pour la distance antéro-postérieure du thorax.	80

5.2.1	Sujet équipé de 30 marqueurs réfléchissants (14 marqueurs simples et 16 marqueurs sur des ancillaires placés à la fois sur les cuisses et les jambes). Un marqueur technique a été placé sur la crête iliaque gauche uniquement à des fins de labellisation. Les marqueurs du pied n'ont pas été inclus dans cette étude. Les marqueurs ont été placés par des expérimentateurs qualifiés qui ont reçu une formation en anatomie palpatoire. . . . .	88
5.2.2	Radiographies d'un sujet équipé de 30 marqueurs et de quatre ancillaires de quatre marqueurs. Les radiographies ont été acquises avec EOS. La reconstruction des os (bassin, fémurs, tibias et fibulas) est également montrée. Le sujet est placé en position debout "pieds décalés" pour simplifier la reconnaissance des structures osseuses. Cette position debout a été préalablement validée (Chaibi et al., 2012). . . . .	89
5.2.3	Résumé des étapes de mise à l'échelle appliquées à chaque modèle. Le lecteur peut se référer aux paragraphes de la sections 5.2.2 pour plus de détails sur les étapes de mises à l'échelle. . . . .	90
5.2.4	Le tibia et la fibula reconstruits à partir des radiographies biplanaires EOS. Les malléoles sont en rouge. A : vue latérale, B : vue frontale, C : vue médiale, D : vue de dessous. . . . .	91
5.3.1	Distance (moyenne et écart-type) entre les longueurs de segments (fémurs, jambes, distances entre les hanches) issues du modèle de référence (EB) et les longueurs de segments issues des modèles MB, $MB_{a.m*}$ et $MB_{l.a.m}$ . Les résultats de la littérature sont présentés (Kainz et al., 2017; Bartels et al., 2015). Les résultats de Kainz et al. 2017 renvoient à la figure 1 de l'article. . . . .	96
5.3.2	Erreurs cinématiques (moyenne et écart-type) des mouvements fonctionnels de la hanche et du genou avec cinq modèles : MB, $MB_{l.a.m}$ , $MB_{a.m*}$ , EB et $EB_{a.m*}$ . *, **, *** indiquaient respectivement les valeurs p suivantes $< 0,05$ , $< 0,005$ , $< 0,001$ par rapport au post-hoc. . . . .	97
5.3.3	Angles moyens (et écarts types) de la hanche et du genou sur 12 essais de marche effectués par 6 sujets pour chacun des 5 modèles pour un cycle de marche. La ligne bleue foncée représente le modèle MB. Les lignes bleues claires et vertes représentent respectivement les modèles $MB_{l.a.m}$ , $MB_{a.m*}$ . Les modèles EB et $EB_{a.m*}$ sont représentés en orange et jaune. Le long de l'axe des x, les rectangles de différents niveaux de gris montrent les différences significatives entre 2 modèles ( $p < 0,05$ ) après ANOVA à une voie et correction SPM-Bonferroni. Les barres verticales représentent les événements de la marche. CTO : Décollage du pied contra-latéral. CHS : Appui talon contra-latéral. TO : Décollage du pied. . . . .	98
6.2.1	Configurations articulaires (cheville à gauche, genou au centre, hanche à droite) dans l'ergomètre isocinétique. . . . .	106
6.3.1	Paramètres $\Gamma_{max}$ , $\alpha_0$ et RoM calculés pour les relations couple-angle pour tous les sujets. Le $RMSE/\Gamma_{max}$ indique le pourcentage d'erreur quadratique par rapport à la capacité de génération d'effort lors de l'optimisation. La valeur moyenne est indiquée en rouge et l'écart-type en bleu. . . . .	112

6.3.2	Graphiques des valeurs de corrélation $r$ et NRMSE par rapport aux seuils acceptables pour les relations couple-angle. . . . .	113
6.3.3	Graphiques de corrélation avec les critères d'évaluation entre les valeurs prédites par les modèles identifiés et les valeurs mesurées pour tous les sujets, pour les trois articulations en flexion et en extension pour les relation couple-angle. . . .	114
6.3.4	Paramètres $\omega_{75\%}$ et $P$ calculés pour les relations couple-vitesse pour tous les sujets. La valeur moyenne est indiquée en rouge et l'écart-type en bleu. . . . .	114
6.3.5	Graphiques des valeurs de corrélation $r$ et NRMSE par rapport aux seuils acceptables pour les relations couple-vitesse. . . . .	115
6.3.6	Graphiques de corrélation avec les critères d'évaluation entre les valeurs prédites par les modèles identifiés et les valeurs mesurées pour tous les sujets, pour les trois articulations en flexion et en extension pour les relations couple-vitesse. .	116
6.4.1	Enveloppes couple-angle-vitesse pour un sujet. Les points expérimentaux sont représentés en noir. Les enveloppes correspondant à l'extension sont en jaune et celles correspondant à la flexion sont en bleu. . . . .	118
7.2.1	Courbes couple-angle pour le sujet présenté. Les points expérimentaux sont représentés en bleu. Les relations couple-angle identifiées sont tracées en gris. Les cercles noirs correspondent aux valeurs prédites par la relation couple-angle identifiée. Les lignes rouges verticales correspondent aux angles optimaux et les lignes rouges horizontales correspondent aux couples maximaux identifiés . . .	126
7.2.2	Illustration du modèle musculaire. . . . .	128
7.2.3	Illustration des étapes de calculs pour déterminer $\tilde{l}_{min}^m$ , $\tilde{l}_{max}^m$ , $l_{min}^{mt}$ et $l_{max}^{mt}$ . . . .	130
7.3.1	Courbes de calibration musculaire, fitting des couples expérimentaux avec les couples simulés du modèle musculo-squelettique. Les couples générés sont représentés avec des points bleus pour le modèle initial, avec des étoiles bleues pour le modèle mis à l'échelle et avec des points rouges pour le modèle optimisé. Les couples expérimentaux sont en noir. . . . .	133
7.3.2	Diagramme montrant la plage de fonctionnement prévue pour chaque muscle dans le modèle de membre inférieur. Les bords gauche et droit de chaque barre définissent les longueurs musculaires minimales et maximales normalisées de chaque actionneur musculo-tendineux, respectivement $\tilde{l}_{min}^m$ et $\tilde{l}_{max}^m$ . La position de chaque barre illustre la partie de la courbe force-longueur sur laquelle le muscle développe une force active : en orange la valeur de $\tilde{l}_{min}^m$ et en bleu la valeur de $\tilde{l}_{max}^m$ . . . . .	136
8.2.1	Enveloppes couple-angle-vitesse maximales et couples issus de la dynamique inverse pour un sujet lors de tâches de port de charge avec 10 kg. Les trois figures sont associées aux articulations de la cheville (A), du genou (B) et de la hanche (C). Les surfaces jaunes et bleues correspondent respectivement à la flexion et l'extension. Les points rouges et bleus correspondent respectivement à des phases d'efforts concentriques et excentriques. . . . .	144

A.1.1 Les muscles squelettiques du corps se présentent généralement sous sept formes différentes. Source : OpenStax College. Anatomy & Physiology, <a href="https://cnx.org/content/col11496/1.6/">cnx.org/content/col11496/1.6/</a> , CC BY-SA . . . . .	148
A.3.1 Schéma des différentes structure macroscopiques et microscopiques du muscle squelettique. Source : OpenStax College. Anatomy & Physiology, <a href="https://cnx.org/content/col11496/1.6/">cnx.org/content/col11496/1.6/</a> , CC BY-SA . . . . .	149
B.0.1 Schéma de la fonction de perte pour l' $\epsilon$ -SVM, adapté de Smola and Schölkopf (2004), pour le cas d'une régression linéaire. A gauche, on présente des points de mesures qui sont dans un intervalle $\epsilon$ en bleu par rapport à une droite et les autres points qui sont à une distance $\xi$ de cette marge. À droite, on présente des fonctions de perte. La fonction $L_1$ correspond à une fonction de perte linéaire et la fonction $L_\epsilon$ est nulle quand l'erreur est dans la marge $[-\epsilon, +\epsilon]$ . . . . .	152
C.0.1 Illustration de l'optimisation de l'axe d'orientation $a_{opt}$ . . . . .	155



## Introduction

Depuis longtemps, la biomécanique du soldat et en particulier sa locomotion est un sujet de préoccupation des armées terrestres pour garantir la liberté de mouvement du soldat tout en lui permettant de porter le matériel nécessaire à la réussite de sa mission. Lors des entraînements et des opérations extérieures, les soldats se déplacent avec leurs équipements et leurs provisions. De plus, cette charge portée par le soldat n'a cessé d'augmenter dans les armées au cours de l'histoire. Un soldat d'infanterie lors des guerres napoléoniennes portait environ 15 kg, alors qu'un soldat américain lors de la guerre du Koweït portait plus de 40 kg (Knapik and Reynolds, 2012). Les charges de marche d'urgence ont été reportées allant jusqu'à 68 kg (Coalition Task Force 82 and Coalition Joint Task Force 180, 2010).

D'une part, ces charges peuvent avoir des effets délétères sur les performances opérationnelles. Elles réduisent la mobilité (Carlton and Orr, 2014) et rendent plus vulnérables aux tirs ennemis (Billing et al., 2015). L'augmentation du port de charge augmente le temps nécessaire pour effectuer les mouvements de combat courants, tels que les courses de 30 m, les sprints, les rampes, le port d'une victime et le transport de munitions (Jaworski et al., 2015; Loverro et al., 2015). Parmi les autres effets de la charge, on peut citer la diminution de la conscience de la situation (Lim et al., 2017) et de la performance au tir (Jaworski et al., 2015).

D'autre part, le port de charge est un facteur aggravant de l'apparition des blessures. En dehors des blessures de combat, les troubles musculo-squelettiques (TMS) peuvent apparaître sur le champ de bataille et sur les périodes d'entraînement. Dans une enquête sur les TMS dans l'armée de Terre française (Fuentes, 2011), 84,7 % des militaires interrogés ont été concernés par des TMS sur une période de 12 mois. Elles représentaient une entrave au travail dans plus de la moitié des cas quelle que soit la nature de la blessure.

L'origine de ces blessures est multifactorielle (Fuentes, 2011). Dans l'exercice de son métier, le soldat de l'armée de Terre subit des contraintes importantes d'ordre psychosocial comme la pression hiérarchique ou des facteurs environnementaux à fortes amplitudes comme l'hygrométrie, la température ou l'altitude. On trouve aussi des facteurs individuels comme l'entraînement ou

le sommeil. Les facteurs biomécaniques sont aussi contraignants comme les longues marches répétitives ou le port de charges lourdes. Parmi ces contraintes, le port de charge et l'entraînement semblent être des facteurs sur lesquels, on peut agir pour améliorer la qualité des déplacements du soldat.

Le port de charge est à l'origine de contraintes biomécaniques et physiologiques. Premièrement, le port de charges lourdes induit des chargements articulaires importants et répétés. Cette sur-sollicitation des tissus musculo-squelettiques est à l'origine des blessures. Deuxièmement, se mouvoir avec de la charge implique que les muscles ont besoin de plus forces. Les muscles consomment plus d'énergie et la dépense énergétique globale d'un individu est plus importante. La fatigue peut ainsi apparaître plus rapidement. Ces leviers ont été identifiés par l'organisation de recherche et technologie de l'organisation du traité de l'Atlantique nord (OTAN). Il convient d'adapter le chargement des soldats pour réduire le chargement articulaire et limiter la fatigue (Martin and Hooper, 2000) et adapter l'entraînement des soldats pour réduire l'impact des facteurs individuels (Jaenen and van Dijk, 2009).

Malgré l'exploration des pistes d'amélioration du port de charge et de l'entraînement du soldat, la charge portée lors des marches d'urgence est trop importante. Les articulations et les muscles restent sur-sollicités. Une répartition optimale de la charge et un entraînement plus adapté ne seront pas en mesure de subvenir aux conditions exceptionnelles de transport de charges et de garantir la capacité de survie des soldats face aux menaces telles que les engins explosifs.

Un moyen de limiter la surcharge des soldats est l'utilisation d'exosquelettes, où la fonction principale est le transfert d'une partie de la charge portée par l'utilisateur (poids et équipements), directement au sol grâce à un mécanisme articulé. Ces dispositifs sont destinés à assister les déplacements avec une charge supplémentaire telle que le port d'un sac à dos et à aider le corps humain dans des tâches de manutention. Un exosquelette fournit les efforts aux articulations afin de soutenir mécaniquement cette charge supplémentaire. La structure articulée en mouvement transfère le poids de la charge sur d'autres parties du corps ou directement au sol. L'efficacité des exosquelettes réside dans leur capacité à synchroniser le travail entre le mécanisme articulé et son utilisateur (Bedard et al., 2011).

En revanche, la zone de combat impose de nombreuses contraintes pour que les exosquelettes soient déployables. Des contraintes majeures ont été identifiées (Crowell et al., 2019). Par exemple, l'exosquelette doit permettre au combattant d'infanterie de s'adapter à des vitesses de locomotion entre 0 et 13,2 km/h et à des ports de charges entre 0 et 68 kg. Il doit s'adapter à des mouvements complexes du métier comme ramper, se lever d'une position couchée ou franchir des obstacles. De tels systèmes doivent être aussi autonomes suffisamment longtemps pour assister un soldat lors de la totalité de sa mission. Ces contraintes font de leur conception un défi. C'est la raison pour laquelle peu de mises en œuvre sur le champ de bataille ont été observées. Néanmoins, des protocoles d'évaluation des exosquelettes rigoureux pour leur déploiement ont été élaborés (Crowell et al., 2018; Mudie et al., 2018). Les principaux effets attendus d'un exosquelette sont physiologiques comme la baisse de la dépense énergétique et biomécaniques



comme le déchargement des articulations de son utilisateur.

La dépense énergétique durant la locomotion est principalement liée à une activité dite en zone aérobie. Ainsi, cette dépense énergétique peut-être quantifiée grâce à des mesures de consommation d'oxygène par calorimétrie indirecte, souvent exprimées en fonction du poids de la personne et de l'exosquelette. Cette mesure globale est l'un des indicateurs les plus utilisés pour mesurer l'effet du port de l'exosquelette (Sawicki et al., 2020). Cependant, cette mesure globale ne permet pas de comprendre les mécanismes intrinsèques au port de l'exosquelette. Pourtant, des données au niveau local sur des articulations ou des groupes musculaires ciblés seraient des informations biomécaniques importantes pour évaluer et adapter la conception d'un exosquelette.

Pour évaluer les chargements articulaires d'un soldat de manière non-invasive, on peut utiliser la modélisation musculo-squelettique. Le corps humain est alors modélisé comme une structure de segments rigides reliés par des articulations et actionnés par des muscles. Les intérêts de la modélisation musculo-squelettique sont multiples et elle trouve des applications dans de nombreux domaines afin d'affiner la compréhension de la contribution des différentes structures biologiques (géométrie articulaire, ligaments, tendons, muscles...) à des mouvements dans le cadre de l'étude de pathologies, du geste sportif, de l'ergonomie au travail ou de l'évaluation d'un exosquelette.

Grâce à la modélisation musculo-squelettique, on peut accéder aux efforts développés dans les muscles et les articulations au cours des mouvements. La simulation musculo-squelettique est une approche prometteuse pour l'évaluation des exosquelettes. Elle permet de répondre de manière quantifiée aux problématiques d'actionnements de sorte que le dispositif soulage les articulations de son utilisateur. Ce type d'approche permet de faire des choix d'actionneur, de timing d'actionnement. Ainsi, la simulation musculo-squelettique ne sert pas uniquement à l'évaluation. Elle devient alors un outil pour la conception des exosquelettes et fait partie des outils de prototypage virtuel du cycle de conception d'un exosquelette.

Cependant, les modèles musculo-squelettiques présentent encore leurs propres limites. Le modèle musculo-squelettique repose sur un large ensemble de paramètres (géométriques, inertiels et musculaires) qu'il est nécessaire d'estimer pour calculer des quantités dynamiques. Ces paramètres se doivent d'être à la fois représentatifs du sujet et modulables pour une population d'individus que l'on souhaite étudier. Dans le cadre de l'étude de la locomotion du soldat, il est nécessaire de disposer de méthodes de mise à l'échelle performantes des paramètres des modèles musculo-squelettiques spécifiques à notre population de soldats.

Pour évaluer correctement l'efficacité des exosquelettes pour un individu donné, on a besoin de personnalisation des paramètres des modèles musculo-squelettiques. Et à des fins de conception, il convient de disposer de modèles génériques représentatifs de la population de soldats, pour envisager la conception avec des gammes de sujets et d'exosquelettes tels que ces exosquelettes soient adaptés à notre population géométriquement mais aussi d'un point de vue capacité de génération d'effort. C'est pourquoi, on présentera dans cette thèse à la fois des approches de

personnalisation des paramètres des modèles musculo-squelettiques et des approches de modélisation générique pour une population de soldats.

Dans le chapitre 2, on affinera le contexte de la thèse autour de la littérature du port de charge, des performances des exosquelettes et du prototypage virtuel d'exosquelette à l'aide de la modélisation musculo-squelettique. Ce chapitre permettra au lecteur de se faire une vision plus précise du contexte général de la thèse. Finalement, les objectifs de l'état de l'art sur les mises à l'échelle des modèles musculo-squelettiques et les approches de modélisation générique pour une population de soldats seront précisés.

Le chapitre 3 présente l'état de l'art sur les méthodes de mise à l'échelle musculo-squelettique et les approches de modélisation générique. Cet état de l'art permettra d'effectuer un positionnement scientifique par rapport à la littérature pour introduire les études des chapitres suivants.

Le chapitre 4 présente les travaux réalisés sur la modélisation générique du soldat. Une méthode sera proposée pour identifier des modèles représentatifs du soldat français et une seconde méthode sera proposée pour évaluer la géométrie d'un soldat à partir d'un jeu de mesures réduits.

Le chapitre 5 présente les travaux réalisés sur la calibration d'un modèle spécifique à une personne. Ce chapitre se propose de comparer les méthodes de mise à l'échelle géométrique grâce à une référence basée sur de la radiographie biplanare.

Le chapitre 6 présente les travaux réalisés sur l'estimation des capacités de génération d'effort d'une population de soldats et de civils sportifs à l'aide d'enveloppes de couples.

Le chapitre 7 présente une méthode de personnalisation des paramètres musculaires d'un modèle musculo-squelettique du membre inférieur.

Enfin, le chapitre 8 conclut le travail réalisé et propose une synthèse et des perspectives.

## Contexte général de la thèse

Ce premier chapitre présente le **cadre général des travaux**. Il permet au lecteur d'avoir une vision du contexte dans lequel s'inscrivent les travaux de cette thèse.

Dans une première partie, on présente le contexte historique du **port de charge militaire**. De plus, on verra quelles sont les conséquences biomécaniques de ce port de charge sur la locomotion et notamment sur la marche. On présentera aussi les blessures que le port de charge peut entraîner.

Améliorer la mobilité du soldat peut se faire en optimisant la répartition de sa charge. Pour aller plus loin, il est aussi envisagé d'assister la locomotion du soldat à l'aide d'**exosquelettes**. On présente, dans une deuxième partie, les différentes stratégies d'optimisation du port de charge et les performances des exosquelettes pour l'assistance à la locomotion.

Dans une troisième partie, on présente l'intérêt de la **modélisation musculo-squelettique pour l'évaluation de systèmes mécaniques** et quelques exemples de la littérature sur les exosquelettes seront présentés.

Enfin, dans une quatrième partie, on présente les **objectifs scientifiques de la thèse**.

## 2.1 Port de charge du soldat

### 2.1.1 Contexte historique

Depuis longtemps, la biomécanique du soldat et en particulier sa locomotion est un sujet de préoccupation des armées terrestres pour garantir la liberté de mouvement du soldat tout en lui permettant de porter le matériel nécessaire à la réussite de sa mission. Lors des entraînements et des opérations extérieures, les soldats se déplacent avec leurs équipements et leurs provisions. Cette charge a une incidence directe sur le confort, l'apparition de fatigue, les troubles musculo-squelettiques et la performance militaire. De plus, la charge portée par le soldat n'a cessé d'augmenter dans les armées au cours de l'histoire, voir figure 2.1.1. On note par exemple qu'un soldat d'infanterie lors des guerres napoléoniennes portait environ 15 kg, alors qu'un soldat américain lors de la guerre du Koweït portait plus de 40 kg.

En effet, les équipements modernes adoptent de plus en plus de matériels électroniques, optiques et de protection, en vue notamment d'accroître les capacités de communication, de navigation, d'observation et la sécurité du combattant, ce qui les rend en contrepartie plus lourds et plus complexes à distribuer sur le corps du fantassin. Dans des sources plus récentes, on reporte des charges de combat (c'est-à-dire les vêtements et équipements essentiels) allant jusqu'à 44 kg (Jaworski et al., 2015) et des charges de marche d'urgence (c'est-à-dire la charge de combat plus les fournitures et équipements supplémentaires) allant jusqu'à 68 kg (Coalition Task Force 82 and Coalition Joint Task Force 180, 2010).

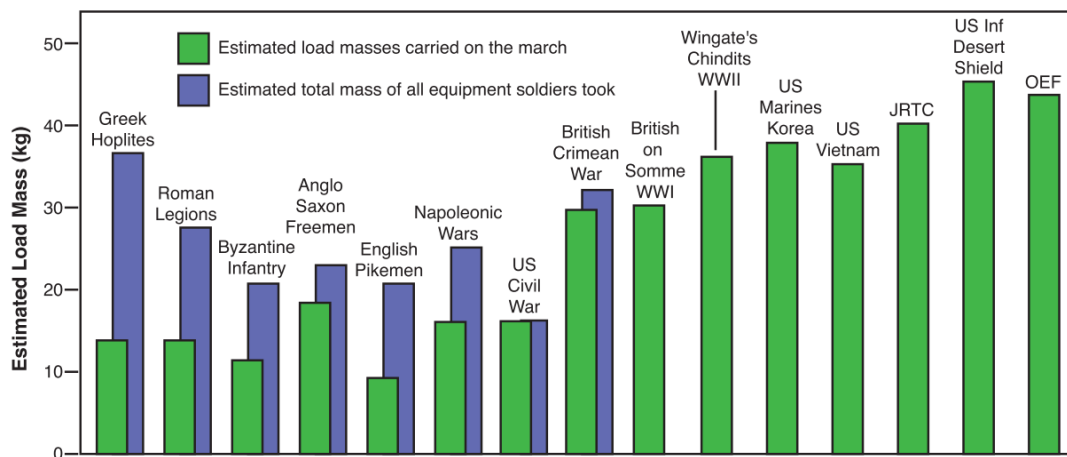


FIGURE 2.1.1 – Charges portées lors des marches par les soldats de différentes unités d'infanterie au cours de l'histoire (Knapik and Reynolds, 2012).

La préoccupation des armées, quant à la charge portée par les soldats, est une thématique récurrente. Déjà à leur époque, des pionniers de la biomécanique, comme Christian Wilhelm Braüne (1831-1892) et Otto Fischer (1861-1917) ont étudié la locomotion sans et avec port de charge

sur nombre de soldats germaniques (Mannoni, 2018). Pour cela, ils ont développé des méthodes de mesures cinématiques tridimensionnelles et des systèmes graphiques uniques. Ils ont aussi réalisé des mesures très précises de volumes grâce à l'immersion de corps dans l'eau, et de position de centre de masse grâce à une technique de suspension en pendule simple. Ainsi, ils ont pu déterminer des équations de régression de position de centre de masse basées sur la taille et la masse des individus.

En France cette fois-ci, avec son assistant Georges Demenÿ (1850-1917), Etienne-Jules Marey (1830-1904) avait aussi rendu service à l'armée française en étudiant la locomotion du soldat sous la direction du Lieutenant Andriveau (Mannoni, 2018). Avant cela, il avait été l'inventeur de la première méthode de capture du mouvement, la "chronophotographie", puis de la première plateforme de force, dite "table dynamométrique". De ce fait, un grand nombre de soldats d'infanterie avait alors été mis à disposition par le ministère de la guerre pour évaluer l'influence du port de charge de 30 à 40 kg. L'idée sous-jacente était alors que les soldats bien entraînés utilisaient des positions de déplacement qui limitaient au maximum les dommages corporels et augmentaient l'économie musculaire. Ces positions détectées pouvaient alors être recommandées aux soldats.

Ainsi, l'étude du port de charge du soldat est une thématique historique pour les biomécaniciens et les militaires. Avec cette préoccupation majeure que si le soldat est trop chargé, il ne pourra remplir son objectif et la performance militaire pourrait être diminuée (Jaworski et al., 2015). On sait aujourd'hui que les charges peuvent réduire la mobilité (Carlton and Orr, 2014) et rendre plus vulnérables aux tirs ennemis (Billing et al., 2015). Des études ont montré que l'augmentation du port de charge augmente le temps nécessaire pour effectuer les mouvements de combat courants, tels que les courses de 30 m, les sprints, les rampes, le port d'une victime et le transport de munitions (Jaworski et al., 2015; Loverro et al., 2015). Parmi les autres effets de la charge, on peut citer la diminution de la conscience de la situation (Lim et al., 2017) et de la performance au tir (Jaworski et al., 2015).

L'Organisation du Traité de l'Atlantique Nord (OTAN) a identifié et défini la mobilité comme un des cinq domaines de capacités pour le combattant parmi la létalité, la survivabilité, la viabilité et le C4I (commandement, contrôle, communications, ordinateurs et renseignement). On verra dans les prochaines sections l'incidence de cette diminution de la mobilité par le port de charge sur la biomécanique de la marche et les blessures.

### 2.1.2 Modification de la marche

La marche est l'activité principale de locomotion du soldat. La marche du soldat est modifiée par l'action qu'exerce la charge du soldat sur son corps. Les stratégies d'adaptation mises en place par les soldats ont été observées grâce à la mesure des paramètres spatio-temporels de la marche, des angles articulaires et des efforts. Ces études permettent d'en comprendre un peu plus sur les sur-sollicitations à l'origine des blessures.

Tout d'abord, la marche est définie comme un mode de locomotion consistant en un déplacement

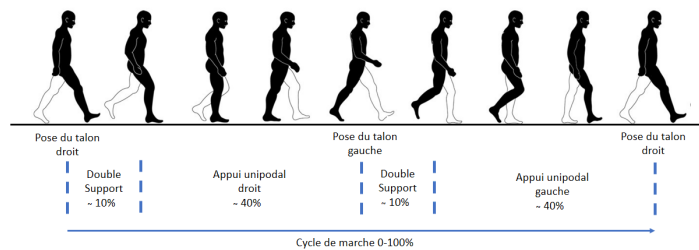


FIGURE 2.1.2 – Illustration des principales phases d'un cycle de marche d'après Viel (2000)

debout en appuis simultanés et alternatifs sur les membres inférieurs. C'est un mode de locomotion caractérisé par la présence constante d'au moins un pied sur le sol (Viel, 2000). Figure 2.1.2 sont présentées les différentes phases d'un cycle de marche alternant entre les phases d'appui unipodales et de phases de double support.

La charge portée par le soldat a un impact sur ces différentes phases caractérisées par des paramètres spatio-temporels de la marche. Pour des charges supérieures à 30 % du poids de la personne, la longueur du pas diminue (Liew et al., 2016) et la cadence augmente. Pour des charges supérieures à 50%, le temps de phase d'appui et le temps de double support augmentent (Harman et al., 1992; Majumdar et al., 2010). Ces phases prolongées de double support permettent ainsi de stabiliser la marche avec port de charge.

Des adaptations au niveau des angles articulaires ont été observées comme l'augmentation de la flexion du tronc (Goh et al., 1998; Attwells et al., 2006; Krupenevich et al., 2015), illustrée à la figure 2.1.3. L'augmentation des amplitudes articulaires de la hanche et de la cheville et une réduction de l'amplitude du genou (Kinoshita, 1985; Liew et al., 2016) ont aussi été observées. Ces adaptations cinématiques permettent de compenser l'ajout de masse sur le dos. Le tronc est fléchi pour placer le centre de masse au-dessus des pieds, et les genoux sont plus fléchis pour permettre d'avoir un centre de masse plus près du sol. Ces augmentations d'amplitude articulaire sont principalement observées au niveau des chevilles et des hanches.

Les efforts verticaux et horizontaux appliqués au sol par le porteur augmentent avec le port de charge (Birrell et al., 2007; Liew et al., 2016). Les efforts et la puissance produits par les chevilles sont plus importants et permettent de créer une force de propulsion vers l'avant (Krupenevich et al., 2015; Huang and Kuo, 2014). Il s'en suit une activité électrique plus importante des muscles au niveau du triceps sural et des muscles du membre inférieur (Son, 2013; Simpson et al., 2011).

Ces adaptations spatio-temporelles, cinématiques et dynamiques de la marche liées, au port de charge sont en partie à l'origine de l'apparition des blessures. Ces études permettent de comprendre un peu plus les sur-sollicitations articulaires qui en sont à l'origine. Dans la prochaine section, on s'intéressera aux blessures du soldat qui entravent sa locomotion et l'exercice de ses

missions.

### 2.1.3 Épidémiologie des blessures du soldat

Dans le cadre de la préservation de l'intégrité physique des soldats, on s'intéresse aux problématiques de santé du combattant. Il est pour cela nécessaire de s'intéresser aux blessures du combattant. Les sources de blessures pour le combattant se trouvent principalement sur le champ de bataille et sur les périodes d'entraînement. Leurs origines peuvent être multiples : blessures de combat, blessures psychiques, accidents de transport ou encore troubles musculo-squelettiques (TMS). Le port de charge est source d'inconfort (Birrell and Haslam, 2009) et un facteur de risque physique identifié aggravant l'apparition et le développement des TMS (Bigard et al., 2010). Ce facteur de risque biomécanique est couplé à de fortes contraintes liées à la pratique de longues marches répétitives dont le port de charge vient modifier la biomécanique.

Dans une enquête sur les TMS dans l'armée de terre française (Fuentes, 2011), 84,7 % des militaires interrogés ont été concernés par des TMS sur une période de 12 mois. Elles représentaient une entrave au travail dans plus de la moitié des cas quelle que soit la nature de la TMS. Parmi les blessures reportées, on trouve des blessures similaires aux randonneurs mais avec des fréquences différentes (Boulware et al., 2003; Lobb, 2004). Parmi les tissus les plus touchés, on trouve les os et les muscles et pour les zones les plus touchés, on trouve les jambes, et le bas du dos (Orr et al., 2017). Dans les prochains paragraphes, on présentera les principales blessures liées au port de charge.

La plus commune des blessures est l'apparition de phlyctènes sur les pieds, plus communément appelées ampoules (Andersen et al., 2016). Elles résultent de la friction entre la chaussette et la peau. Non traitées, elles peuvent entraîner une réduction de l'activité de marche, une inflammation sévère des tissus conjonctifs des couches dermiques, voire une septicémie. L'incidence augmente avec le poids porté. Un entraînement régulier est requis pour adapter la peau à ces sollicitations. Une solution de répartition de la charge sur le dos et le torse tend à diminuer l'incidence (Knapik and Reynolds, 2012).

Les métatarsalgies sont des douleurs non-spécifiques de sur-sollicitation du pied. Elles surviennent surtout lors de variations rapides de l'intensité de mise en charge. En effet, cela entraîne des déformations prolongées et des contraintes sur les tissus mous au niveau des têtes de



FIGURE 2.1.3 – Illustration de 4 conditions expérimentales du port de charge d'après une étude de Attwells et al. (2006). On observe la flexion du tronc à mesure que la charge augmente.

métatarses (Kinoshita, 1985).

Les fractures de fatigue sont communes chez les recrues militaires et les militaires expérimentés (Jones et al., 2002). Principalement reportées sur le membre inférieur (tibias, tarses, métatarses), elles sont dues à une sur-sollicitation répétée comme la marche sur route. Plusieurs facteurs à risques ont été identifiés comme le genre, l'âge, la taille, les pieds creux, le manque d'activité physique, les vieilles chaussures, le genu varum et le tabagisme (Knapik and Reynolds, 2012).

Les douleurs au genou ont été associées au port de charge (Knapik and Reynolds, 2012). Elles peuvent inclure plusieurs types de pathologies, comme des syndromes fémoro-patellaires, tendinites patellaires, bursites, entorses ligamentaires, fissures méniscales.

Les maux de dos sont aussi souvent reportés comme source d'inconfort pour la marche avec port de charge (Orr et al., 2014; van Dijk, 2009). Ils sont difficiles à définir, en raison de l'origine qui peut provenir de plusieurs types de tissus (ligament, muscles, disques intervertébraux, nerfs, etc.). Ces maux surviennent avec une charge trop importante ou mal répartie induisant une flexion du tronc importante lors de la marche.

La paralysie du sac à dos a été reportée dans les armées américaines et finlandaises (van Dijk, 2009). Elle entraîne une paralysie, des crampes et des douleurs articulaires dans tout le membre supérieur. Cette paralysie proviendrait de la lacération par les sangles supérieures du sac à dos qui entraînent une traction nerveuse du tronc supérieur du plexus brachial entre les vertèbres C5 et C6.

Ces pathologies du port de charge peuvent affecter de manière importante la mobilité d'un individu et par conséquent d'une unité entière. Avec le bas du dos, le membre inférieur est particulièrement touché par ces pathologies. Ainsi les facteurs de risque biomécaniques liés au port de charge sont prépondérants pour le soldat. C'est la raison pour laquelle il est nécessaire de proposer des solutions pour à la fois réduire et optimiser les sollicitations liées au port de charge, et pour assister la mobilité du soldat. On verra ainsi dans la prochaine section 2.2, comment on peut optimiser la mobilité du soldat et assister les membres inférieurs à l'aide d'exosquelettes.

## **2.2 Assister la locomotion du soldat**

### **2.2.1 Améliorer la mobilité des soldats**

Plusieurs pistes ont été étudiées pour assister la locomotion du soldat et améliorer sa mobilité. La première solution consiste à réduire la charge portée par le soldat. La masse portée est choisie en fonction de la mission du soldat. Les charges de combat peuvent être classées en trois niveaux : la charge de combat minimale (pour réaliser une mission de combat immédiate), la charge de marche d'approche (équipement minimum de combat et approvisionnement de survie), la charge de marche d'urgence (équipement total porté quand les moyens de transport ne peuvent être employés) (Coalition Task Force 82 and Coalition Joint Task Force 180, 2010).



La façon de porter une charge est un moyen de soulager le soldat. L'endroit où la charge est portée sur le corps a une incidence. Porter des charges sur la tête est le plus efficace (Maloiy et al., 1986; Heglund et al., 1995). Pour des raisons évidentes, cette façon de porter n'est pas adaptée au soldat. Le port du sac ou de musette, proche du centre de masse du corps humain est préféré. Le soldat a besoin d'avoir les mains libres pour être flexible. Le sac est préférablement porté sur le dos et en même temps sur le torse pour équilibrer le tronc. Cette méthode limite les altérations biomécaniques de la marche. Une nouvelle fois pour des raisons pratiques, le sac à dos est la solution la plus ergonomique (Knapik and Reynolds, 2012; Boffey et al., 2019).

La répartition du poids dans le sac à dos peut aussi influencer la mobilité du soldat. Le placement de la charge en haut du sac à dos a tendance à déstabiliser la posture mais peut être efficace sur un terrain plat. Cette charge permet de maintenir une posture avec la flexion du tronc limitée, très similaire à celle sans charge. A l'inverse sur terrain accidenté, la charge sur le bas du dos est recommandée pour la stabilité (Bloom and Woodhull-McNeal, 1987).

L'utilisation de sangles permet de redistribuer la charge sur des muscles et des parties du corps au cours de la marche. Les ceintures de hanche permettent de répartir la charge entre les épaules (70%) et le bassin (30%) (LaFiandra and Harman, 2004). Ainsi, il y a moins de gênes subjectives. Lors de la marche en montée, elles permettent un meilleur équilibre (Holewijn and Lotens, 1992; Legg et al., 1997). En revanche, les parties du corps sujettes à des fortes pressions peuvent souffrir d'inconfort, d'occlusion sanguine et de paresthésie (Legg and Mahanty, 1985; Holewijn and Lotens, 1992).

Enfin, l'entraînement physique est un moyen qui permet aussi d'augmenter la mobilité du soldat. Des exercices en zone aérobie, comme de la marche sur route, doivent être effectués régulièrement. La charge et la distance doivent être augmentées progressivement au cours des séances jusqu'à ce qu'un niveau satisfaisant ait été atteint. Les nouvelles recrues devraient avoir le temps de s'adapter grâce à un programme progressif. Il a été démontré qu'un entraînement physique régulier augmente la performance de marche et peut réduire les blessures (Knapik and Reynolds, 2012; Bigard et al., 2010; Wilhelm et al., 2017).

Malgré l'exploration de ces pistes pour améliorer la mobilité du soldat, la charge portée par le soldat ne cesse d'augmenter. Ainsi l'assistance technologique comme les exosquelettes porte l'espoir d'une aide qui pourrait permettre de porter autant en étant moins fatigué et en limitant les blessures.

### **2.2.2 Bénéfices et contraintes des exosquelettes pour le soldat**

Le port d'un exosquelette est une piste séduisante pour assister l'activité physique du soldat. Un tel dispositif, s'il est déployé, rendrait le soldat autonome et capable de se mouvoir rapidement avec un repos moindre. L'utilisation d'exosquelettes pourrait atténuer les effets des charges lourdes transportées, comme le sac à dos, en déplaçant une partie du poids vers le sol, les blessures liées au port de charge pourraient être diminuées. Pour le commandement, cela pourrait

ainsi créer une augmentation de la mobilité individuelle, et donc de celle du groupe, apportant une plus grande maniabilité des troupes au sol. Elle pourrait aussi permettre d'étendre une mission, d'augmenter la portée des unités, et d'assurer la survivabilité du soldat.

Ce faisant, le secteur des exosquelettes militaires est très dynamique et les armées de différents pays ont annoncé publiquement avoir testées des exosquelettes. Parmi ces pays, on trouve les États-Unis, la Chine, le Canada, la Corée du Sud, la Grande Bretagne, la Russie, l'Australie et la France (Marinov, 2016). Un large choix d'exosquelettes est disponible aujourd'hui pour assister toute sorte de tâches (locomotion, manutention) et de sujets (patient avec difficulté de locomotion, travailleurs en entreprise, soldats). Ces exosquelettes peuvent être classés grâce des notions simples, voir figure 2.2.1. Cette cartographie permet d'orienter les choix de conception en fonction de la tâche à assister. On peut s'intéresser aux parties du corps assistées, la nature de l'assistance mécanique, la mobilité de l'exosquelette, son contrôle, ses matériaux ou encore l'origine de fabrication. Ces choix de conception seront particulièrement influencés par les contraintes liées à l'activité du soldat. Au sens général, on définira le terme exosquelette comme étant un moyen d'assistance physique à contention interagissant avec la personne. L'exosquelette apporte une aide physique supplémentaire pour porter ou supporter une charge (Bobby Marinov, 2017).

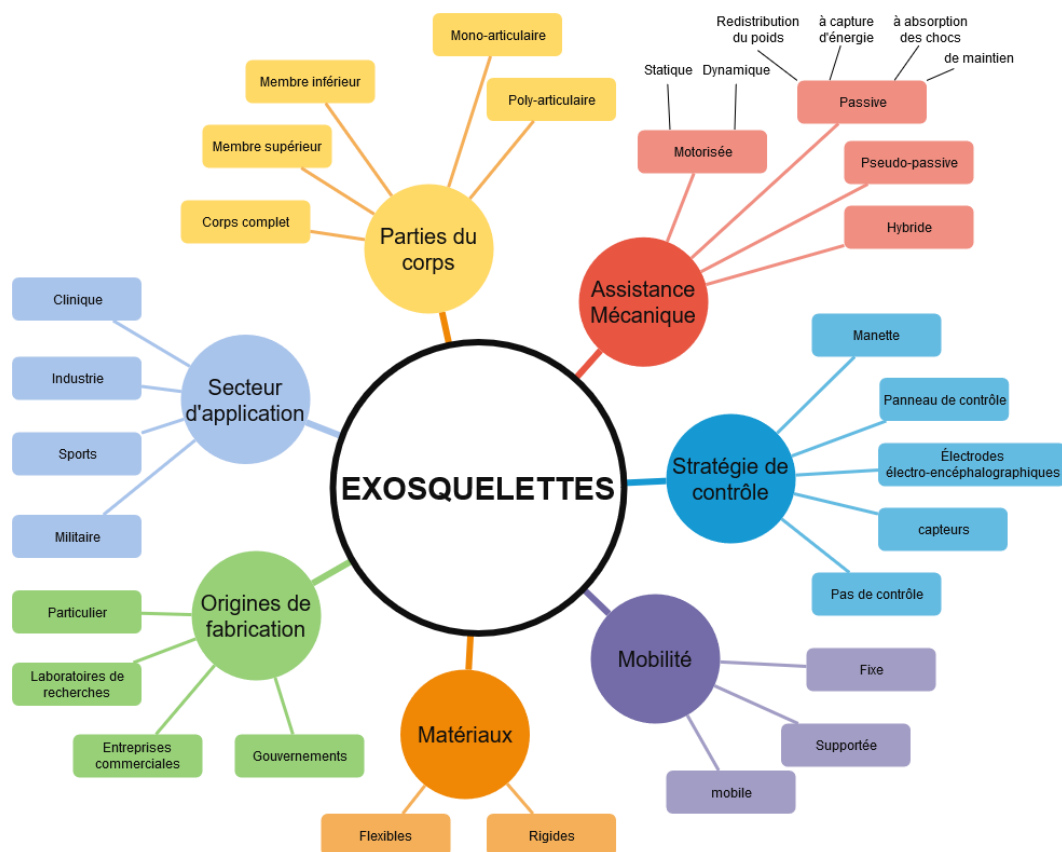


FIGURE 2.2.1 – Classification des exosquelettes adaptée de Bobby Marinov (2017)

Par exemple, parmi les exosquelettes militaires qui ont été proposés, des exosquelettes corps complet ont atteint le stade de prototype fonctionnel. Deux projets d'exosquelettes ont été présentés en 2010 : HULC (Human Universal Load Carrier - Ekso Bionics & Lockheed Martin) et le XOS/XOS2 (Sarcos/Raytheon), voir 2.2.2. Au regard, de la classification présentée figure 2.2.1, ces projets ont fait le choix d'une assistance motorisée sur le corps entier avec une stratégie de contrôle par capteurs de mouvement. L'exosquelette est entièrement mobile, c'est à dire qu'il n'est pas relié à son environnement, permettant à son utilisateur de se déplacer librement. Les matériaux sont plutôt rigides pour permettre d'assister la personne à l'aide de dispositifs de contention qui permettent de transmettre les efforts produit par l'exosquelette au corps.



FIGURE 2.2.2 – Illustration de deux exosquelettes militaires : à gauche HULC (Human Universal Load Carrier - Ekso Bionics & Lockheed Martin), à droite XOS/XOS2 (Sarcos/Raytheon)

Cependant, la zone de combat impose des contraintes majeures qui font de cette conception un défi (Crowell et al., 2019). Comme évoqué précédemment, l'exosquelette doit permettre au combattant d'infanterie de s'adapter à des vitesses de locomotion entre 0 et 13,2 km/h, à des ports de charge entre 0 et 68 kg (Coalition Task Force 82 and Coalition Joint Task Force 180, 2010). Il doit permettre d'effectuer des mouvements complexes comme ramper, faire des pas de côté, se lever d'une position couchée et sprinter, et se lever, passer et descendre d'obstacles et de véhicules. De plus, l'interface physique de l'exosquelette à contention ne doit pas causer d'inconfort ou de blessures mais doit permettre une transmission efficace des forces. Il doit être ajustable et compatible avec les autres équipements militaires. L'exosquelette ne doit pas être un danger supplémentaire pour son porteur. Le système de contrôle doit s'adapter à son utilisateur et il doit être capable de l'éteindre. Enfin, il doit résister à son environnement de travail (désert, jungle, zone tempérée, urbaine ou rurale).

D'un point de vue conception, les besoins opérationnels des exosquelettes sont exigeants. La consommation énergétique due à leur taille, leur poids et leurs actionneurs, les rendent complexes pour être alimentés avec des batteries. Ils restent très encombrants et difficiles à contrôler

et alimenter (Marinov, 2016). Par exemple, une autonomie de 2 h 15 a été reportée pour une tâche de marche avec port de charge en laboratoire (Mooney et al., 2014), ce qui reste insuffisant dans le cadre de la pratique militaire. C'est la raison pour laquelle, de nombreux prototypes requièrent une alimentation ou un actionnement externes. Ainsi, les problèmes opérationnels sont au cœur des problématiques de conception des exosquelettes et reposent sur le compromis poids, puissance, contrôle des actionneurs et autonomie.

D'un point de vue biomécanique, il est nécessaire que l'assistance de l'exosquelette soit performante, c'est à dire qu'elle assiste de manière efficace son utilisateur et que l'effort à fournir par son utilisateur soit réduit. Il doit aussi décharger les articulations de son utilisateur. La prochaine section 2.2.3 présentera les performances des exosquelettes pour l'assistance à la locomotion.

### 2.2.3 Les performances d'assistance des dispositifs actuels

Pour vérifier les performances d'assistance des exosquelettes de locomotion, les bénéfices des dispositifs sont principalement évalués par la dépense énergétique, qui repose sur la mesure de consommation d'oxygène. Cette méthode d'évaluation globale est simple à mettre en œuvre ce qui explique son large succès. Pour nombre d'exosquelettes, les chercheurs ont évalué cette dépense énergétique. On présentera dans cette section quelques résultats sur les dispositifs qui permettent d'assister la locomotion comme la marche et la course, donc principalement obtenus sur des exosquelettes de membres inférieurs (Sawicki et al., 2020).

Les exosquelettes doivent être conçus pour augmenter la mobilité en réduisant la dépense énergétique de la locomotion par rapport à l'absence de dispositif. En effet, si l'utilisation d'un exosquelette est plus éprouvante que sans alors il n'est pas efficace. Les chercheurs ont finalement franchi la "barrière de la dépense énergétique" entre la marche avec l'exosquelette et la marche sans dispositif (Malcolm et al., 2013) grâce à un exosquelette pneumatique de cheville, diminuant la dépense énergétique de son utilisateur de 6 %.

Des exosquelettes autonomes ont amélioré la dépense énergétique par rapport à l'absence de dispositif pendant la marche (3,3 à 19,8 %) (Lim et al., 2019), la course (3,9 à 8,0 %) (Nasiri et al., 2018) et pour la marche avec port de charge (8 % pour 23 kg, 14,9 % pour 6,8 kg) (Mooney et al., 2014; Lee et al., 2018). La hanche est l'articulation la plus souvent assistée. En revanche pour un exosquelette de genou (MacLean and Ferris, 2019), une augmentation de la dépense énergétique a été principalement reportée. Cette dernière étude montre bien qu'assister la locomotion de manière performante est un vrai défi.

Ainsi, la mesure de la dépense énergétique permet de valider d'un point de vue global la performance et l'efficacité biomécanique. Mais elle ne permet pas de quantifier les mécanismes intrinsèques au port de l'exosquelette. Pourtant, des données au niveau local sont importantes pour adapter la conception d'un exosquelette. C'est la raison pour laquelle, on présentera les intérêts de la modélisation musculo-squelettique pour l'évaluation, dans la prochaine section 2.3. Elle permet notamment de quantifier les actions mécaniques du corps humain et a permis dans certains cas une aide à la conception d'exosquelettes.

## 2.3 Intérêts de l'analyse musculo-squelettique

On présentera dans cette section les intérêts de son utilisation pour l'évaluation des exosquelettes. Les fondements scientifiques de l'analyse musculo-squelettique seront précisés à la section 3.2.1.

### 2.3.1 Analyse musculo-squelettique pour l'évaluation et la conception

Le modèle musculo-squelettique permet de tenir compte des différentes structures anatomiques d'un sujet sous la forme d'un modèle mécanique composé de segments polyarticulés actionnés par des lignes d'actions musculaires. Des calculs par méthode directe ou par méthode inverse sont alors effectués pour accéder aux variables biomécaniques comme les efforts couples articulaires et les forces musculaires.

Grâce à des hypothèses sur les lois de comportement, on modélise les muscles, représentés par des lignes d'action, qui transfèrent leurs forces aux articulations par l'intermédiaire de bras de levier. Cela permet de calculer des couples articulaires mais aussi des efforts de contact qui témoignent de la compression des articulations.

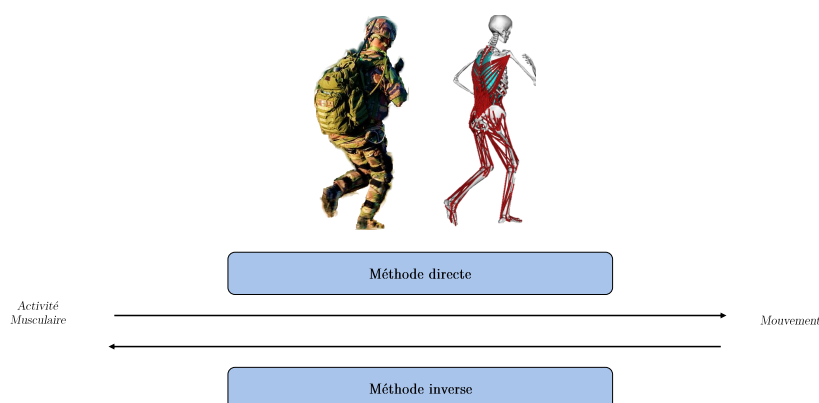


FIGURE 2.3.1 – Illustration du principe des méthodes inverses et méthodes directes avec un modèle musculo-squelettique.

Plusieurs approches sont disponibles pour réaliser une analyse musculo-squelettique. Les méthodes directes ou les méthodes inverses permettent d'estimer les variables biomécaniques en mesurant soit l'activité électrique des muscles, soit les données de mouvements (Erdemir et al., 2007), voir figure 2.3.1. Les méthodes directes se proposent de piloter la simulation de la commande du muscle. A contrario, les méthodes inverses reposent sur la mesure de données de capture de mouvement et de plateformes de force proposant de remonter à une solution qui satisfait les équations de la dynamique.

Les méthodes inverses sont principalement déployées dans le cadre de l'évaluation en laboratoire car des moyens de mesures tels que des systèmes opto-électroniques et des plateformes de

forces y sont classiquement installées et permettent de mesurer le mouvement et les efforts extérieurs appliqués sur un sujet. Ainsi, cette méthode est pertinente pour l'évaluation biomécanique des performances des exosquelettes au cours de leur conception ou après leur commercialisation. Cette manière de faire a aussi l'avantage de permettre de tester le dispositif sur un nombre important de sujets pour vérifier ses performances.

Quant à elles, les méthodes directes permettent de calculer le mouvement d'un modèle musculo-squelettique à partir de l'activation musculaire. C'est ainsi que l'humain actionne son corps pour réaliser une tâche ou un mouvement par l'intermédiaire de son système nerveux central. Cette méthode est moins adaptée pour l'évaluation en laboratoire en raison de temps de calcul plus importants que les méthodes inverses et une complexité algorithmique supérieure. Néanmoins, elle est plus adaptée à la simulation de mouvement, c'est-à-dire lorsqu'il s'agit de faire interagir le corps humain avec un système. Ainsi cette méthode est adaptée pour le prototypage virtuel, c'est à dire pour l'évaluation d'exosquelettes en amont de la fabrication. L'approche par simulation présente l'avantage de pouvoir tester différentes configurations ou différents choix de conception sans nécessiter la fabrication de prototypes physiques.

On notera qu'il existe aussi des méthodes hybrides. Il peut s'agir alors de méthodes directes où les activités musculaires sont contraintes par des données de mouvement (Remy and Thelen, 2009; Sartori et al., 2014; Pizzolato et al., 2015) ou bien des méthodes inverses où les activités musculaires contraignent le calcul des forces musculaires (Nakamura et al., 2005).

Quelle que soit la méthode employée, l'évaluation d'un exosquelette d'assistance à la locomotion par analyse musculo-squelettique, par méthode inverse ou méthode directe, doit permettre de vérifier si une ou plusieurs variables biomécaniques telles que les forces musculaires, les couples articulaires et/ou les forces de contacts sont diminués grâce au port de l'exosquelette. Alors dans ce cas, le port de cet exosquelette présentera un bénéfice pour son utilisateur. Ainsi, l'analyse musculo-squelettique ne sert pas uniquement à l'évaluation. Elle devient un outil pour la conception et le prototypage des exosquelettes et s'intègre pleinement dans le cycle de conception des produits en limitant les coûts et le temps de développement.

Enfin, comme expliqué en introduction (chapitre 1), les modèles musculo-squelettiques représentent des utilisateurs (Rasmussen et al., 2005). Dans le cadre de l'évaluation personnalisée d'un exosquelette après fabrication, il faut donc un modèle personnalisé associé à cette analyse. L'ajustement des paramètres du modèle (géométriques, inertiels et musculaires) a une influence sur les calculs par méthode inverse et directe (Muller et al., 2017b). Ainsi, disposer de méthodes performantes de mise à l'échelle des modèles musculo-squelettiques est essentiel pour l'évaluation d'un exosquelette. Ces aspects seront plus précisément développés dans les sections 3.2.2, 3.2.3 et 3.2.4.

Par ailleurs, il est important de disposer de modèles musculo-squelettiques génériques et représentatifs de la population à assister dans le cadre d'un usage en conception. Par exemple, il est important de pouvoir simuler le fonctionnement d'un exosquelette sur différentes tailles de su-

jet, masses de sujet ou différentes capacités de génération d'efforts articulaires, pour s'assurer que les prototypes virtuels d'exosquelette prévus puissent répondre au cahier des charges de sa conception pour l'ensemble d'une population. C'est la raison pour laquelle on développera un état de l'art sur les modèles biomécaniques génériques pour représenter une population à la section 3.3.

### 2.3.2 Prototypage virtuel - exemples d'évaluation d'exosquelette

L'analyse musculo-squelettique a déjà permis d'évaluer les effets du port d'un exosquelette. Par exemple, elle a été utilisée pour montrer que le moment d'abduction du genou était significativement réduit par le port d'un exosquelette durant la phase d'appui de la marche. L'exosquelette exploité dans cette étude permettait alors d'apporter une assistance favorable lors de la marche (McGibbon et al., 2017).

Dans la pratique, les études pour la conception d'exosquelette se sont principalement basées sur des données enregistrées lors d'expériences de capture de mouvement sans exosquelette (Dembia et al., 2017; Kim et al., 2017; Nguyen et al., 2018). Reposant sur une méthode inverse, ces études font alors l'hypothèse que l'ajout d'un exosquelette ne modifie pas significativement la cinématique du sujet (Sawicki and Ferris, 2008; Zhao et al., 2019) pour aller jusqu'au calcul des efforts musculaires. L'assistance apportée par l'exosquelette est ainsi virtuellement ajoutée au niveau des articulations pour évaluer son effet sur la tâche mesurée.

Dans un exemple récent d'usage de la simulation musculo-squelettique pour le prototypage, des auteurs (Dembia et al., 2017) se sont basés sur 7 sujets portant des sacs de 38 kg pour évaluer les effets d'une assistance articulaire virtuelle et ainsi fournir des consignes de conception pour les exosquelettes pour le port de charge. Dans cette étude, les dispositifs de flexion de la hanche, de flexion du genou et d'abduction de la hanche ont principalement réduit les efforts musculaires. L'assistance de l'abduction de la hanche présentait le plus grand bénéfice de puissance gagnée par rapport à la puissance apportée. Les auteurs ont aussi rapporté que l'assistance au niveau d'une articulation avait une influence sur les activités musculaires qui participent à d'autres articulations. D'où la nécessité de considérer un membre entier lors de la conception d'un exosquelette. Ainsi, cette étude permet de déterminer quels sont les articulations les plus importantes à assister lors du port de charge.

Dans un autre exemple, l'analyse musculo-squelettique a permis d'ajuster le choix des actionneurs en faisant un compromis poids-puissance tel qu'ils permettent de limiter la force musculaire développée par son utilisateur (Kim et al., 2017). Les auteurs se sont basés sur des tâches de manutention et de marche d'un unique sujet pour adapter le choix de l'actionneur tout en ajoutant la masse des différents actionneurs aux calculs de dynamique. Ils ont pour cela utilisé une régression polynomiale pour obtenir une expression qui fournit la puissance en fonction de la masse de l'actionneur à partir de quelques références de moteurs plats. Ce type d'étude est particulièrement pertinent pour optimiser le rapport poids-puissance des actionneurs dans le cadre de la conception d'un exosquelette.

Ainsi, ces quelques exemples non-exhaustifs permettent de montrer que la simulation musculo-squelettique est un outil extrêmement utile pour l'évaluation et la conception des exosquelettes. La présente section a permis de montrer les enjeux de santé, les enjeux opérationnels et les enjeux de prototypage autour du port d'exosquelette du soldat. Au regard de ce contexte général, on définira dans la section suivante, les enjeux scientifiques de la thèse en lien avec la modélisation musculo-squelettique.

## 2.4 Résumé et enjeux scientifiques

Dans ce chapitre 2, on a traité les aspects qui entourent l'assistance à la locomotion du soldat. Dans un premier temps, un constat des conséquences du port de charge a été dressé. On a montré les conséquences biomécaniques sur la marche du soldat. On a aussi montré les conséquences sur l'apparition de blessures. Dans un deuxième temps, on a présenté brièvement les stratégies mises en œuvre pour assister la mobilité du soldat en optimisant le port de charge et l'entraînement. Malgré les efforts pour augmenter la mobilité du soldat, le port d'un exosquelette d'assistance à la locomotion permet d'envisager une plus grande maniabilité des troupes pour les armées. Cependant, l'exosquelette est sujet à des contraintes opérationnelles fortes liées au métier de soldat et par conséquent à des contraintes de conception importantes. Il est à noter que la masse, la puissance, l'autonomie du dispositif doivent être optimisées de telle sorte qu'elles réduisent la dépense énergétique de son utilisateur. Les exosquelettes d'assistance à la locomotion n'ont pas été largement déployés dans le cadre d'opérations militaires principalement en raison de ces contraintes de conception difficiles à satisfaire.

Néanmoins des prototypes fonctionnels ont été évalués grâce à l'estimation de la dépense énergétique. Elle permet de fournir un premier critère global quantifiant la performance de l'exosquelette mais qui ne permet pas d'expliquer l'impact mécanique de son fonctionnement. C'est la raison pour laquelle l'analyse musculo-squelettique est une approche prometteuse pour évaluer et concevoir de tels systèmes. Dans le cadre de cette thèse, on cherche à développer un modèle musculo-squelettique générique du soldat dans le but de soutenir son activité physique. On s'efforcera donc d'identifier et de lever les verrous scientifiques de l'analyse musculo-squelettique pour notre problématique.

Comme expliqué dans la section 2.3.1, les modèles musculo-squelettiques permettent de représenter des individus au travers d'un modèle mécanique. Ces modèles reposent aujourd'hui principalement sur des données cadavériques. Il est donc nécessaire de disposer de méthodes de mise à l'échelle personnalisées de ces modèles. Il est aussi nécessaire de disposer de modèles musculo-squelettiques génériques et représentatifs de la population afin d'assurer que des prototypes virtuels d'exosquelette puissent répondre aux contraintes de conception pour l'ensemble d'une population.

Ainsi, on développera dans le chapitre 3, un état de l'art en deux parties. La première partie traitera des méthodes de mise à l'échelle personnalisées des modèles musculo-squelettiques et la seconde partie traitera des modèles biomécaniques génériques pour représenter une population.



Cet état de l'art permettra d'effectuer un positionnement scientifique par rapport aux méthodes de mise à l'échelle des modèles musculo-squelettiques et d'identifier le besoin en termes de données expérimentales pour traiter des enjeux scientifiques.



## État de l'art et positionnement scientifique

On présente dans ce chapitre un état de l'art sur les modèles biomécaniques spécifiques et génériques associées à la modélisation musculo-squelettique. Cet état de l'art permettra d'identifier les problématiques scientifiques et de se positionner par rapport à la littérature.

Dans une première partie, on aborde les modèles biomécaniques spécifiques et leur intérêt pour l'analyse et la simulation musculo-squelettique du soldat.

On s'intéressera particulièrement aux méthodes de mises à l'échelle des modèles musculo-squelettiques qui sont nécessaires pour l'évaluation de la locomotion du soldat.

Dans une seconde partie, des approches basées sur les populations dites génériques pour représenter le soldat d'un point de vue anthropométrique et capacité de génération d'efforts. On se positionnera par rapport à la littérature afin d'introduire les travaux de cette thèse.

### 3.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre sera d'identifier quels sont les besoins en terme de simulation et de modélisation pour développer un modèle musculo-squelettique générique du soldat. On entendra par générique, un modèle qui peut s'adapter à la population de soldats.

Pour cela, on expliquera les fondements de la modélisation musculo-squelettique en détaillant les principes des méthodes inverses et directes. On présentera un état de l'art sur les méthodes de mise à l'échelle spécifiques destinées à représenter avec précision un soldat. On traitera les différentes phases des mises à l'échelle spécifiques (géométriques, inertielles, musculaires) telles qu'elles soient représentatives d'un sujet.

Puis, on s'intéressera à des représentations génériques pour modéliser des populations. Ces méthodes permettront d'identifier des groupes représentatifs d'une population d'un point de vue anthropométrique mais également d'insister sur les capacités de génération d'efforts. Grâce à ces méthodes, on pourra établir des modèles génériques du soldat.

### 3.2 Modèle biomécanique spécifique pour la simulation de mouvement humain

#### 3.2.1 Simulation musculo-squelettique

La simulation musculo-squelettique trouve son intérêt dans de nombreux domaines afin d'analyser et d'affiner la compréhension de la contribution à des mouvements, de différentes structures biologiques (géométrie articulaire, ligaments, tendons, muscles...) dans le cadre de l'étude clinique de pathologies, de l'étude de gestes sportifs ou encore de l'ergonomie au travail. Dans le contexte de la conception d'exosquelette, cet outil permet de fournir des quantités biomécaniques, des informations utiles et pertinentes pour établir le cahier des charges. En revanche, son utilisation requiert encore une expertise non-négligeable. Des outils pour la simulation musculo-squelettique ont été largement déployés comme Opensim (Delp et al., 2007), Anybody (Damsgaard et al., 2006), BoB (Shippen and May, 2016), FreeBody (Cleather and Bull, 2015), Pyomeca (Michaud and Begon, 2018) ou CusToM (Muller et al., 2019b).

Pour mettre en œuvre ces analyses, on a besoin de modèles musculo-squelettiques qui représentent les structures anatomiques du corps humain, voir figure 3.2.1. Globalement, le modèle musculo-squelettique est un système mécanique qui repose sur une structure arborescente de segments rigides reliés par des articulations et actionnés par des muscles. Un tel modèle présente donc trois niveaux descriptifs de paramètres couplés entre eux. Premièrement, le niveau géométrique (longueurs des segments, centres articulaires...) correspondant au modèle ostéo-articulaire, aussi appelé chaîne cinématique. Deuxièmement, on trouve le niveau inertiel paramétré par les masses, les inerties et les positions des centres de masse des segments. Enfin le niveau musculaire, ce dernier mélange les paramètres géométriques (origine / insertion des

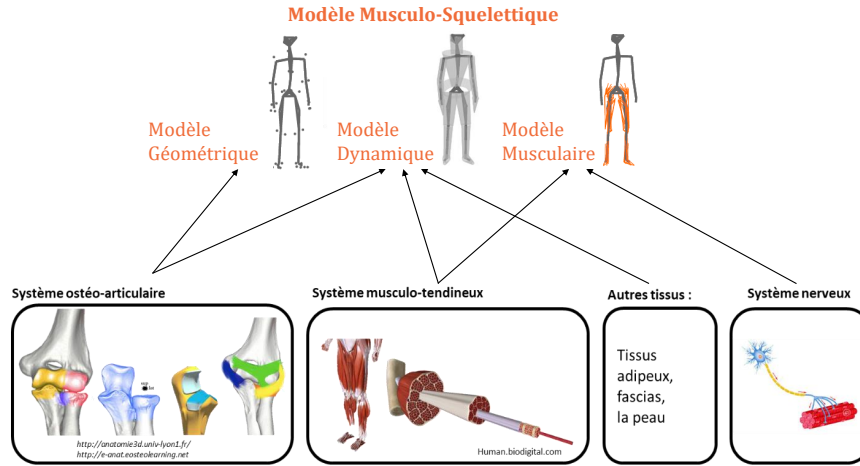


FIGURE 3.2.1 – Illustration des trois niveaux de modélisation musculo-squelettique représentant les structures anatomiques du corps humain.

chefs musculaires, points de passage) et les paramètres de génération de force des modèles musculaires (force isométrique maximale, longueur du tendon...). Les valeurs des paramètres des trois couches doivent être représentatives du sujet en cours d'étude pour effectuer les étapes de calcul de la simulation musculo-squelettique.

Comme présenté dans la section 2.3.1, différentes méthodes sont employées pour traiter des problèmes de biomécanique à savoir les méthodes inverses et les méthodes directes. Leurs utilisations dépendent des données expérimentales disponibles et de la question de recherche associées.

### Méthodes inverses

Les méthodes inverses s'appliquent lorsque des données du mouvement et d'efforts extérieurs ont été collectées. Les méthodes inverses permettent d'aller jusqu'à l'estimation des efforts musculaires. Des données de capture de mouvement opto-électroniques permettent d'obtenir des positions 3D de marqueurs  $\mathbf{X}^{exp}$  qui varient au cours du temps. Ces données permettent de réaliser une première étape de cinématique inverse qui consiste à calculer les positions articulaires et leurs dérivées temporelles associées  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}$ . Cette étape repose sur une optimisation qui minimise l'erreur quadratique entre les positions expérimentales  $\mathbf{X}^{exp}$  et les positions modélisées  $\mathbf{X}^{mod}$  calculées par géométrie directe (Lu and O'Connor, 1999; Andersen et al., 2009), voir Figure 3.2.3. Ce problème peut être traité grâce à l'utilisation de matrices jacobiniennes (Muller et al., 2017b) ou de filtres de Kalman (Bonnet et al., 2017). Les positions articulaires et ses dérivées temporelles associées  $\mathbf{q}$ ,  $\dot{\mathbf{q}}$ ,  $\ddot{\mathbf{q}}$  peuvent être aussi estimées à partir de données de captures de mouvement issues de systèmes à bas coût comme des caméras RGB ou des centrales inertielle (Samy et al., 2019).

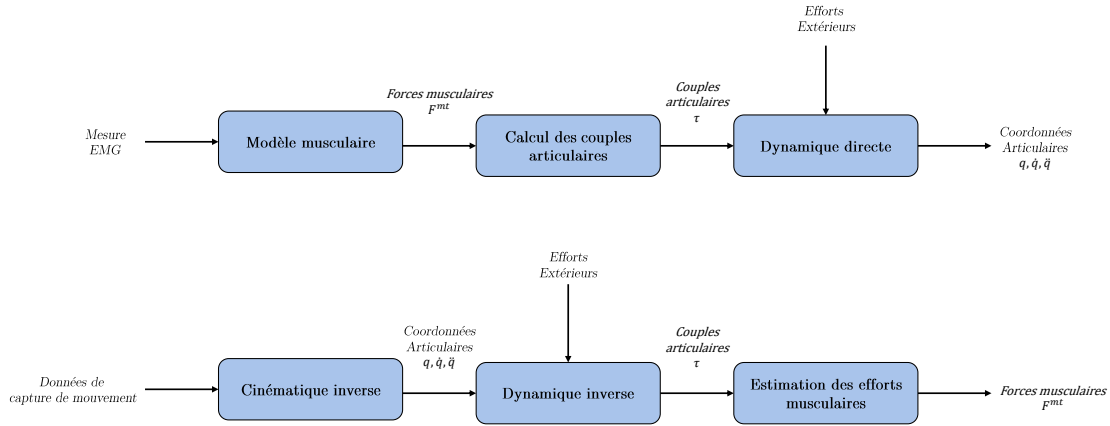


FIGURE 3.2.2 – En haut, données lors de simulations de dynamique directe. À chaque pas de temps, le schéma d'intégration calcule les forces musculaires et la cinématique des articulations en utilisant les états musculaires et cinématiques du pas de temps précédent. En bas, données pour la dynamique inverse. L'historique de la cinématique articulaire et des charges externes est introduit dans des équations algébriques pour résoudre les couples articulaires

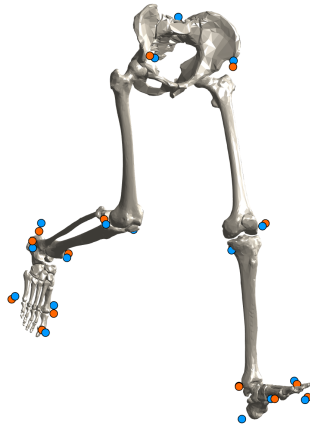


FIGURE 3.2.3 – Illustration de la cinématique inverse avec CusToM. Les marqueurs expérimentaux  $X^{exp}$  sont bleus et les marqueurs du modèle  $X^{mod}$  sont oranges. Figure réalisée avec GIBBON (M Moerman, 2018).

La seconde étape repose sur les données  $q, \dot{q}, \ddot{q}$  et la mesure des efforts extérieurs  $f^{ext}$ . Les efforts extérieurs peuvent être mesurés avec une plateforme de force ou estimés à partir d'un modèle de contact (Muller et al., 2019a). On peut alors appliquer le calcul de dynamique inverse grâce à l'algorithme itératif de Newton-Euler (Featherstone, 2008). Ainsi, les couples articulaires sont calculés et permettent une analyse dynamique du mouvement. Quelle que soit la méthode

employée, les équations de la dynamique d'un système peuvent s'écrire sous la forme suivante :

$$\mathbf{H}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C} = \mathbf{R}\mathbf{F}^{mt} + \mathbf{f}^{ext} + \mathbf{K}^T\boldsymbol{\lambda} \quad (3.1)$$

Avec,  $\mathbf{H}$  la matrice de masse généralisée du système,  $\mathbf{C}$  le vecteur des termes dépendant de la vitesse (forces de d'entraînement et de pesanteurs),  $\mathbf{R}\mathbf{F}^{mt}$  les contributions musculaires généralisées calculées à partir de la matrice des bras de levier  $\mathbf{R}$  et des forces musculo-tendineuses  $\mathbf{F}^{mt}$  voir section 3.2.4, pour plus de détails.  $\mathbf{K}^T$  la matrice jacobienne des contraintes cinématiques et de corps rigides,  $\boldsymbol{\lambda}$  les multiplicateurs de Lagrange associés aux efforts de cohésion du système. Pour le cas de la dynamique inverse, on peut alors calculer les couples articulaires  $\boldsymbol{\tau}^{DI}$  tel que :

$$\boldsymbol{\tau}^{DI} = \mathbf{R}\mathbf{F}^{mt} + \mathbf{K}^T\boldsymbol{\lambda} = \mathbf{H}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C} - \mathbf{f}^{ext} \quad (3.2)$$

Enfin la dernière étape consiste à répartir la contribution de chaque muscle dans l'actionnement, i.e., le couple articulaire de chaque articulation. Comme l'actionnement du corps humain est redondant - environ 630 muscles pour 244 degrés de liberté dans tout le corps (Prilutsky and Zatsiorsky, 2002) - il, n'y a pas de solution unique pour ce problème. On résout généralement ce problème à l'aide d'une optimisation qui minimise une fonction de coût qui peut être une modélisation de l'activité musculaire (Crowinshield and Brand, 1981), des efforts musculaires, ligamentaires et contacts articulaires (Dumas et al., 2019) ou de la fatigue (Pereira et al., 2010). Un tel problème est généralement nommé optimisation statique basée sur la dynamique inverse, c'est-à-dire que le calcul est réalisé à chaque instant du mouvement. Pour des systèmes en boucle ouverte, on peut résoudre le problème en posant :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{a}} \quad & J(\mathbf{F}^{mt}(\mathbf{a})) \\ \text{s.t.} \quad & \mathbf{R}(\mathbf{q})\mathbf{F}^{mt} = \boldsymbol{\tau}^{DI} \\ & 0 < \mathbf{a} < 1 \\ & 0 < \mathbf{F}^{mt} < \mathbf{F}_{max}^{mt} \\ & h(\mathbf{F}^{mt}, \mathbf{q}) = 0 \\ & g(\mathbf{F}^{mt}, \mathbf{q}) \leq 0 \end{aligned} \quad (3.3)$$

Avec  $\mathbf{a}$  les activations musculaires,  $J(\mathbf{F}^{mt}(\mathbf{a}))$  une fonction objectif, soumise à un ensemble de contraintes d'égalité  $h$  et d'inégalité  $g$  et des valeurs limites inférieures et supérieures. Les bornes sur les forces musculaires  $\mathbf{F}^{mt}$  permettent de garantir que les muscles ne travaillent qu'en traction et les bornes l'activation permettent d'assurer que le niveau de la force ne dépasse pas sa valeur maximale. Enfin, il est à noter que dans le cas des chaînes cinématiques avec des boucles fermées, les étapes de dynamique inverse et de répartitions des forces musculaires doivent être réalisées conjointement (Damsgaard et al., 2006; Moissenet et al., 2014).

### Méthodes directes

Les méthodes directes sont utilisées pour faire de l'analyse et de la synthèse de mouvement. Les accélérations sont estimées afin d'intégrer ces dernières dans le calcul de l'état du système

$[\mathbf{q}^T, \dot{\mathbf{q}}^T]^T$  à l'instant suivant. Ainsi, cela peut s'écrire sous une forme générale d'après Featherstone (2008) :

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{H}^{-1} (\mathbf{R}\mathbf{F}^{mt} + \mathbf{f}^{ext} + \mathbf{K}^T \boldsymbol{\lambda} - \mathbf{C}) \quad (3.4)$$

Dans le cas de l'analyse musculo-squelettique, l'activité électrique des muscles est utilisée pour simuler le mouvement. Cette activité est mesurée à l'aide d'électromyogrammes (EMG), souvent placés à la surface de la peau. Ces méthodes peuvent aussi reposer directement sur les contributions musculaires généralisées, comme les moments articulaires. Les moments sont souvent utilisés en robotique pour la dynamique directe mais dans le cadre de la biomécanique, il est difficile d'accéder à ces quantités facilement. Reposant principalement sur l'activité musculaire, les méthodes directes fournissent une estimation des efforts musculaires qui respectent la physiologie musculaire. En revanche, il n'y a pas de garantie que le mouvement généré soit réaliste. Par conséquent, les méthodes directes sont généralement dites assistées. La cinématique  $\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}$ , est obtenue par intégration numérique et comparée à des données expérimentales obtenues par cinématique inverse. Un processus d'itération met à jour les données d'entrée (activités musculaire, forces musculaires ou moments articulaires) afin que la cinématique soit la mieux reproduite possible (Thelen, 2003). Ces méthodes présentent des limitations. Le calcul requiert des intégrations numériques multiples qui introduisent une instabilité numérique importante. Cela introduit une incertitude importante dans le calcul.

Dans le cas de la synthèse de mouvement, aucune donnée expérimentale n'est disponible. Une stratégie sous forme de contrôleur ou de commande optimale peut être employée pour générer un mouvement. Tous les calculs sont basés sur la dynamique directe. Ce type de stratégie est une simulation sans données expérimentales de référence. Le but est donc de prédire un mouvement plutôt que de l'analyser. Ces simulations ont l'avantage de pouvoir tester des modifications d'un modèle musculo-squelettique pour une tâche donnée. C'est la raison pour laquelle la synthèse de mouvement par contrôle optimal est prometteur pour l'optimisation de conception de dispositifs tel que les exosquelettes (Serrancoli et al., 2019) ou les fauteuils roulants (Hybois, 2019).

Enfin, les méthodes directes nécessitent un modèle de contact qui est indispensable pour estimer les forces extérieures et qui introduit des incertitudes supplémentaires. Ces méthodes sont très gourmandes en temps de calcul du fait des intégrations multiples à chaque pas de temps et le résultat reste sensible à la solution initiale choisie en entrée et aux fonctions de coût choisies.

### Limites des modèles musculo-squelettiques en terme de mise à l'échelle

La plupart des modèles musculo-squelettiques issues de la littérature, en analyse ou synthèse de mouvement sont généralement fournis avec des jeux de paramètres "par défaut". Ces paramètres sont estimés sur la base d'études cadavériques (Arnold et al., 2010) ou par imagerie (Rajagopal et al., 2016). Ces modèles sont importants surtout pour leurs mesures de la topologie musculaire et leurs paramètres de génération de force. La plupart de ces modèles sont construit sur la base d'un unique cadavre (Brand et al., 1982; Klein Horsman et al., 2007; Carbone et al., 2015). Seulement deux études revendiquent des modèles basés sur des cohortes de 21 sujets cadavériques (Arnold et al., 2010) et 24 sujets par imagerie (Rajagopal et al., 2016), cependant



le mécanisme qui permet d'en faire un modèle moyen reste peu clair. Un modèle moyen étant un modèle qui est censé représenter en moyenne la population sur laquelle les mesures ont été effectuées. De plus, ces modèles résultent de données agrégées principalement sur des sujets cadavériques âgés. Ainsi, ces modèles ne sont pas représentatifs d'une population de soldat, mais des individus utilisés pour construire ces modèles.

C'est la raison pour laquelle il est nécessaire d'utiliser des méthodes de mise à l'échelle (dites de calibration) des modèles pour que les modèles puissent être représentatifs d'un individu pour la simulation et analyse musculo-squelettique personnalisée. Ainsi, on présentera successivement dans les prochaines sections, les méthodes de mises à l'échelle personnalisées des modèles musculo-squelettiques pour les paramètres géométriques dans la sous-section 3.2.2, pour les paramètres inertiels dans la sous-section 3.2.3 et pour les paramètres musculaires dans la sous-section 3.2.4.

### 3.2.2 Calibration Géométrique

#### Qu'est-ce que le modèle géométrique ?

Afin de présenter par la suite la mise à l'échelle géométrique d'un modèle musculo-squelettique, on présentera dans cette section le paramétrage géométrique d'une chaîne cinématique. Ce qui suit est une représentation classique qu'il convient de présenter pour discuter des méthodes de mise à l'échelle. Tout d'abord, le corps humain est composé d'un squelette de 206 os. On trouve alors une variété de formes d'os : les os longs (fémur, humérus), les os plats (scapula), les os courts (vertèbres) et aussi les os sésamoïdes (patella). Pour repérer ces os dans l'espace, il convient de leur attribuer des repères locaux. On fait l'hypothèse en dynamique des solides rigides poly-articulés que les os et/ou un ensemble d'os sont rigides, et forment une entité qu'on appellera par la suite segment. Des points anatomiques remarquables comme les crêtes iliaques, les épicondyles, le manubrium, permettent de définir ces repères locaux. Ces points ont fait l'objet d'une standardisation internationale (Wu et al., 2002, 2005) commune à tous les biomécaniciens. Ces repères locaux tiennent ainsi compte des spécificités de chacun des segments (fémur, tibia, etc...).

Dans le cadre de la simulation musculo-squelettique les liaisons entre les os sont modélisées grâce à des degrés de liberté qui modélisent les fonctions articulaires. Les fonctions articulaires anatomiquement définies par les accroches ligamentaires et les congruences osseuses sont simplifiées à l'aide de liaisons parfaites telles que des rotules, rotules à doigts ou des pivots comme par exemple la hanche, la cheville et le genou. Des liaisons moins classiques sont aussi parfois introduites, c'est le cas du genou que l'on trouve modélisé avec des translations couplées à la flexion, permettant de tenir compte des spécificités de la géométrie du fémur (Walker et al., 1988).

Le corps humain peut être considéré comme une arborescence de chaînes cinématiques (ex : membre supérieur et membre inférieur). Plusieurs auteurs (Kajita et al., 2009) ont proposé de développer des modèles de ces structures arborescentes permettant l'exécution des étapes de

calcul présentées en sous-section 3.2.1. Pour chaque segment, on peut définir un ensemble de paramètres qui définissent les transformations géométriques qui permettent de modéliser les segments. On notera  $\mathbf{b}_j$  le vecteur de la position relative de l'origine du repère du segment  $S_j$  par rapport à l'origine du repère  $S_i$ . Ce vecteur est exprimé dans le repère  $S_i$  sert à définir des centres articulaires. Ainsi, on peut écrire une matrice homogène associée à cette transformation :

$$\mathbf{T}_{\mathbf{b}_j} = \begin{bmatrix} \mathbf{Id} & \mathbf{b}_j \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Où  $\mathbf{Id}$  est la matrice identité  $3 \times 3$ . D'après le formalisme de Kajita et al. (2009), toutes les liaisons d'un système sont modélisées comme une combinaison de pivots et de glissières. On définit  $\mathbf{a}_j$  l'axe de la liaison associée à l'articulation, exprimé dans le repère  $S_i$ . La matrice homogène  $\mathbf{T}_{q_j}$  désigne alors la transformation associée à ce degré de liberté  $q_j$  :

$$\mathbf{T}_{q_j}(q_j) = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{a}_j, q_j} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad \text{pour une pivot} \quad (3.6)$$

$$\mathbf{T}_{q_j}(q_j) = \begin{bmatrix} \mathbf{Id} & \mathbf{a}_j q_j \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad \text{pour une glissière} \quad (3.7)$$

Où  $\mathbf{R}_{\mathbf{a}_j, q_j}$  est la matrice de rotation d'angle  $q_j$  autour de l'axe  $\mathbf{a}_j$ . Pour chaque segment, on peut alors écrire la matrice homogène associée à la transformation entre le repère  $S_i$  et vers le repère  $S_j$  telle que :

$${}^i\mathbf{T}_j = \mathbf{T}_{\mathbf{b}_j} \mathbf{T}_{q_j}(q_j) \quad (3.8)$$

Grâce à l'arborescence du modèle géométrique, on peut alors écrire la matrice homogène depuis le repère monde  $S_0$  vers le repère  $S_j$  du solide  $j$  comme la combinaison de matrices homogènes de segment à segment :

$${}^0\mathbf{T}_j = {}^0\mathbf{T}_1 \dots {}^{j-1}\mathbf{T}_j = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{R}_j & {}^0\mathbf{p}_j \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

Où  ${}^0\mathbf{R}_j$  désigne l'orientation absolue du repère  $S_j$  dans le repère  $S_0$  et  ${}^0\mathbf{p}_j$  désigne la position absolue du repère  $S_j$  dans le repère  $S_0$ . Pour chaque segment  $j$ , on dispose alors des paramètres géométriques suivants : l'orientation des axes de rotation  $\mathbf{a}_j$  et les positions de centres articulaires  $\mathbf{b}_j$ . Par exemple, on présente à la figure 3.2.4 le repère du pelvis. La position du centre articulaire enfant de la hanche est défini dans le repère local du fémur. On présente aussi l'orientation de l'axe de rotation du premier degré de liberté de la hanche.

De plus, des positions anatomiques sont associées à chaque segment, c'est-à-dire que les positions des points remarquables sont définies dans les repères locaux des segments. Ces points

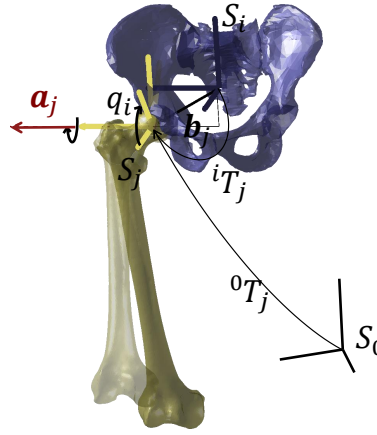


FIGURE 3.2.4 – Exemple de paramétrage géométrique entre la hanche et le fémur. Le repère du pelvis est représenté. La position du centre articulaire de la hanche  $b_j$  est définie dans le repère du pelvis et l'orientation de l'axe de rotation du fémur  $a_j$  également. Figure réalisée avec GIBBON (M Moerman, 2018).

anatomiques peuvent servir pour la cinématique inverse (voir figure 3.2.3 où les marqueurs du modèle coïncident avec des points anatomiques) grâce à leur modèle de géométrie directe. Ainsi, on peut écrire la position dans le repère global comme :

$$\begin{bmatrix} X_A^{mod}(q) \\ 1 \end{bmatrix} = {}^0T_j(q) \begin{bmatrix} p_A \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Avec  $p_A$  la position anatomique définie dans le repère local associé au segment  $j$  et  $X_A^{mod}$  la position de ce point dans le repère global. Aussi un assemblage de ces points peut être utilisé pour former des lignes d'actions musculaires. Pour chaque degré de liberté, l'ensemble des paramètres géométriques présenté doit être ajusté lors d'une étape de mise à l'échelle pour correspondre aux dimensions d'un sujet.

### Mise à l'échelle géométrique par régression anthropométrique

Pour mettre à l'échelle les paramètres géométriques des modèles, une première approche a été développée à partir d'un nombre restreint de mesures pour prédire la taille des segments. Cette approche consiste à établir une loi de régression à partir de prédicteurs de nature anthropométrique sur la base de données récoltées sur une population. Lors de la mise à l'échelle géométrique, on dispose à la fois d'un modèle de référence (qu'il faut mettre à l'échelle) et de données sur le sujet à étudier. Ces premières données anthropométriques sont souvent la masse et la taille. La méthode la plus directe consiste à mettre à l'échelle la taille de chaque segment proportionnellement à la taille globale du sujet à étudier. C'est l'approche proposée par Drillis et al. (1964), qui propose une régression linéaire de chaque dimension de segment à partir de la taille

d'un sujet sur la base des enquêtes cadavériques de Dempster (1955). D'autres équations ont été proposées (de Leva, 1996), sur trois bases de données (Clauser et al., 1969; Gordon et al., 1989). Une récente mise à jour adaptée aux personnes âgées a été effectuée (Ho Hoang and Mombaur, 2015).

Malgré la simplicité de l'approche, ces régressions par prédicteurs anthropométriques pour la mise à l'échelle géométrique sont peu utilisées. Elles ont un potentiel d'utilisation pour la simulation de mouvement lorsque très peu de mesures sont connues sur le sujet à étudier. Ces lois de régression peuvent aussi avoir un intérêt lorsque le système de capture de mouvement ne permet pas d'accéder à toutes les tailles des segments comme dans le cas de la capture de mouvement par centrales inertielles (Roetenberg et al., 2009). En effet, la plupart du temps les systèmes de capture de mouvement permettent d'estimer la longueur de chacun des segments et donc de mettre à l'échelle les segments du modèle.

Ces dernières affirmations sont valables à l'exception des points anatomiques non-palpables, c'est-à-dire ceux qui ne sont pas disponibles à la surface du squelette. C'est par exemple le cas de l'articulation de la hanche et de l'articulation gléno-humérale. Ainsi, des équations de régression ont été établies pour connaître la position de ces centres articulaires à partir de points anatomiques palpables (Harrington et al., 2007; Sangeux et al., 2014; Hara et al., 2016). Ces équations sont utilisées pour prédire la position des points anatomiques pour mettre à l'échelle les modèles musculo-squelettiques (Lund et al., 2015).

Une des limites de cette approche réside dans le fait qu'elle ne permet pas de prendre en compte la variabilité des morphologies. Par exemple, pour différentes tailles de sujet, les proportions des segments ne sont pas nécessairement les mêmes. Ainsi, la diversité des morphologies ne peut pas être représentée par ces lois, surtout si elles sont peu corrélées avec le prédicteur utilisé. Pour pallier cette dernière contrainte, certains auteurs ont développé des modèles statistiques (Cootes et al., 1995) ("*statistical shape modelling*" en anglais) qui permettent de décomposer une base de données de mesures en mode de variations grâce à l'analyse en composantes principales (ACP). Les mesures externes peuvent alors être linéairement corrélées aux modes de variations identifiés. Cependant, cette méthode a été uniquement appliquée à des géométries 3D d'os (Nolte et al., 2016; Zhang et al., 2016; Fernandez et al., 2018; Suwarganda et al., 2019) ou des enveloppes corporelles (Huysmans et al., 2020). Ces méthodes n'ont pas été appliquées à la mise à l'échelle globale du corps humain pour prédire la taille des segments à partir de la taille du sujet ou d'une autre mesure. Ainsi, cette dernière approche est intéressante car elle permet de prédire des géométries 1D, 2D ou 3D plus proches des variations morphologiques à partir d'un nombre de prédicteurs réduits.

Pour conclure cette section, ces prédicteurs seuls ne permettent pas de mettre à l'échelle le corps humain de manière suffisamment précise pour réaliser une analyse musculo-squelettique personnalisée. Car les calculs qui en découlent sont affectés par la précision de la géométrie du modèle. C'est la raison pour laquelle il convient de disposer de méthodes de personnalisation des modèles musculo-squelettiques, que l'on appellera calibration sujet-spécifique.

### Calibration géométrique sujet-spécifique

On dispose de méthodes de référence, basées sur des images médicales, pour mettre à l'échelle les paramètres géométriques des modèles. Il est établi que l'imagerie fournit des paramètres géométriques plus précis que les autres méthodes de mise à l'échelle (Blemker et al., 2007; Scheys et al., 2006; Valente et al., 2014). Avec cette approche, des données d'IRM (Halonen et al., 2017; Kainz et al., 2016, 2017), EOS<sup>®</sup> (Clément et al., 2015), ou CT-scans (Bartels et al., 2015; Marra et al., 2015) ont été utilisées pour reconstruire des géométries osseuses 3D par segmentation d'images manuellement (Valente et al., 2014) ou semi-automatiquement (Scheys et al., 2005). En général, l'acquisition et le post-traitement des données d'imagerie prennent beaucoup de temps. Ceci limite son utilisation à de petites cohortes (Handsfield et al., 2014) et empêche tout protocole de routine. Pour gagner du temps, plusieurs auteurs ont récemment proposé d'utiliser les similarités anthropométriques pour trouver le modèle le plus proche dans une base de données d'une dizaine de modèles extraits d'IRM et de le mettre à l'échelle proportionnellement au sujet de l'étude (Ding et al., 2019; Klemm et al., 2019). Par conséquent, les méthodes de mise à l'échelle sont principalement basées sur des données optoélectroniques (Hamner and Delp, 2013; Dupré et al., 2018; Muller et al., 2019a) car elles nécessitent moins de temps, de connaissances et d'argent.

Les segments peuvent être mis à l'échelle individuellement grâce à différentes approches. La première approche est linéaire et consiste à appliquer un coefficient d'homothétie à toutes les composantes des points anatomiques et des positions des centres articulaires présentés précédemment. La mise à l'échelle est alors la même dans les trois directions de l'espace, c'est une mise à l'échelle dite isométrique (Muller et al., 2015; Rassmussen et al., 2005; Ding et al., 2019; Klemm et al., 2019). Des approches plus complètes permettent de réaliser des mises à l'échelle non-isométriques avec des coefficients d'homothétie pour chaque direction de l'espace (Rassmussen et al., 2005). Des mises à l'échelle basées sur des modèles statistiques de segments (fémur, pelvis, tibia, etc.) permettent d'ajuster les modes de variations principales des os tels qu'ils correspondent au mieux aux positions des marqueurs réfléchissants (Zhang et al., 2016; Nolte et al., 2020). Enfin, il existe des méthodes de mise à l'échelle non-linéaire avec des fonctions à base radiale, (Lund et al., 2015). Ces méthodes de plus en plus raffinées, tendent à prendre en compte les spécificités géométriques des sujets de la manière la plus précise possible.

Dans le cadre de la mise à l'échelle à partir de données capture opto-électronique, la position des marqueurs est sujet aux erreurs expérimentales de placement de marqueurs (Della Croce et al., 2005) et d'artefact de tissus (ATM) (Camomilla et al., 2017b). Ainsi, pour limiter ses effets lors de la mise à l'échelle du modèle, il existe des méthodes de mise à l'échelle basées sur l'optimisation qui ajustent la taille des segments de l'ensemble de la chaîne cinématique du modèle géométrique (van den Bogert et al., 1994; Reinbolt et al., 2005, 2007; Andersen et al., 2010b; Muller et al., 2015; Lund et al., 2015; Zhang et al., 2016; Price et al., 2020). La mise à l'échelle basée sur l'optimisation s'appuie sur des essais dynamiques (Lund et al., 2015) et consiste à minimiser, sur un intervalle de temps sélectionné, l'erreur des moindres carrés entre les positions des marqueurs expérimentaux et leurs positions sur le modèle cinématique prédéfini tout en ajustant les paramètres géométriques. Cette approche tend à répartir les erreurs expérimentales

(ATM, erreurs de positionnement de marqueur, ...) et les erreurs de modèle sur les paramètres géométriques optimisés. Des logiciels tels que AnyBody (Damsgaard et al., 2006) et CusToM (Muller et al., 2019b) utilisent cette méthode de mise à l'échelle géométrique. Cette optimisation garantit une faible erreur cinématique (distance moyenne entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs du modèle sur un essai donné) après une cinématique inverse.

La performance des mises à l'échelle géométrique est évaluée grâce à trois critères. Elle doit permettre d'obtenir la bonne géométrie de chaque segment (i.e., position des centres articulaires, longueurs segmentaires). Les résidus cinématiques de la cinématique inverse doivent être faibles indiquant que le positionnement des marqueurs du modèle sont proches des marqueurs expérimentaux. Enfin, les angles articulaires obtenus doivent être comparables avec les angles d'un modèle de référence.

La mise à l'échelle des segments a été évaluée dans la littérature. Les méthodes qui reposent sur les modèles statistiques sont plus performantes que les mises à l'échelle linéaires (Davico et al., 2019; Nolte et al., 2020). Une dernière étude (Bakke and Besier, 2020) montre l'intérêt des modèles statistiques, comparé aux méthodes linéaires, qui améliorent la répétabilité pour le calcul des angles articulaires. Ces dernières avancées sont prometteuses pour la mise à l'échelle géométrique personnalisée des modèles. En revanche, les méthodes de mise à l'échelle basées sur l'optimisation, malgré un développement actif de la part de la communauté scientifique, n'ont pas fait l'objet d'études complètes comparant à la fois l'erreur cinématique et les longueurs de segments obtenues. Or, ces conditions sont des éléments fondamentaux à respecter afin de permettre i) une reconstruction cinématique réaliste des mouvements étudiés ii) une reconstruction réaliste de la topologie musculaire (longueurs, bras de levier) permettant une étude musculo-squelettique pertinente.

Dans un cadre d'usage de l'analyse musculo-squelettique pour le prototypage et l'évaluation des exosquelettes, ce point est fondamental car il garantit que l'on soit capable d'identifier les altérations motrices liées à l'usage du système au niveau cinématique et musculaire. Cet argument est à compléter avec l'idée qu'obtenir des longueurs segmentaires réalistes permet également de valider la conception architecturale des systèmes en s'assurant que leurs dimensions s'adaptent spécifiquement aux sujets. C'est pourquoi le chapitre 5 va traiter de ce problème en proposant une comparaison des méthodes de mise à l'échelle appliquée aux membres inférieurs avec une évaluation des longueurs segmentaires estimées par comparaison avec l'imagerie médicale, et une évaluation des résultats de cinématique inverse par comparaison des erreurs cinématiques et des angles articulaires obtenus. Si de telles méthodes sont évaluées comme performantes par rapport aux méthodes d'imagerie, alors l'obtention de modèles géométriques sujet-spécifiques sera simplifiée par leur mise en oeuvre lors de protocole d'analyse de mouvement.

### 3.2.3 Calibration inertielle

#### Qu'est-ce que le modèle inertiel ?

L'évaluation des couples articulaires lors du port d'un exosquelette permet de vérifier que les exosquelettes appliquent une assistance articulaire. Pour connaître ces couples articulaires, il convient de modéliser les segments comme des corps rigides et de leur associer des masses, positions de centre de masse et inerties. On introduit les paramètres inertiels suivants :  $c_j$  la position du centre de masse du segment  $j$  dans son repère local  $S_j$ ,  $m_j$  la masse du segment  $j$ ,  $I_j$  la matrice d'inertie du segment  $j$  dans son repère local  $S_j$  exprimé en son centre de masse, voir figure 3.2.5.

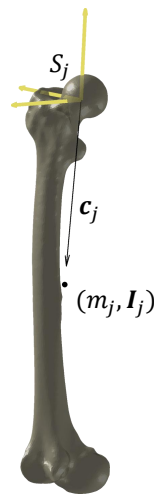


FIGURE 3.2.5 – Exemple de paramétrage inertiel pour le segment  $j$ , ici un fémur. Le repère du fémur est représenté. Figure réalisée avec GIBBON (M Moerman, 2018).

Calculer les paramètres inertiels d'un exosquelette est presque immédiat grâce aux outils de conception assistée par ordinateur. Seulement, pour effectuer des calculs dynamiques, il est nécessaire d'avoir une estimation des paramètres inertiels du dispositif et de l'utilisateur qui le porte. Pour chaque sujet, on cherche à personnaliser ses paramètres inertiels. On présentera ci-dessous les approches proposées dans la littérature pour évaluer ces paramètres. Deux approches principales se distinguent : les approches par régression à partir de prédicteurs anthropométriques et les approches personnalisées.

#### Mise à l'échelle inertielle générique par régression anthropométrique

Les approches par régression permettent de calculer les paramètres inertiels des différents segments d'un sujet à partir de prédicteurs anthropométriques tels que la masse, la taille ou le genre. Les coefficients à appliquer pour les différents segments sont présentés dans des tables de régression. Ces tables de régression sont issues de campagnes de mesures sur des différentes populations, comme des adolescents (Ackland et al., 1988), des jeunes militaires (McConville

et al., 1980), ou des étudiants (Zatsiorsky and Seluyanov, 1983). Ces tableaux sont établis grâce à différents moyens de mesures. Pour établir ces tables, trois méthodes ont permis d'obtenir les paramètres inertiels avec des moyens expérimentaux qui diffèrent. On trouve la méthode mécanique *ex vivo*, la méthode par radiation et la méthode géométrique ou volumique. On présentera les différents moyens qui ont été employés pour construire les tables anthropométriques.

Les méthodes mécaniques *ex vivo* ont permis l'identification des paramètres inertiels grâce à des techniques de suspension et d'oscillation de membres cadavériques (Dempster, 1955; Clauser et al., 1969). Une telle campagne a notamment été menée auprès de l'armée américaine. Ces méthodes ont l'avantage de permettre une mesure exacte de la masse et la masse volumique des segments mais elles nécessitent du matériel cadavérique.

Les méthodes *in vivo* ont permis d'établir des tables grâce à des mesures par radiation, à l'aide d'un scanner à rayon gamma (Zatsiorsky and Seluyanov, 1983), ou, moins irradiant, d'un appareil à DXA pour "dual x-rays absorptiometry" (Ackland et al., 1988; Durkin, 2003; Merrill et al., 2019). Les méthodes par radiation consistent à mesurer l'intensité du faisceau de radiation après son passage à travers le corps pour en déduire la masse de la zone étudiée. Cette technologie irradiante est déconseillée pour des raisons de santé. Elle présente aussi le désavantage de pouvoir obtenir uniquement les paramètres inertiels selon le plan de radiation. Les paramètres inertiels sont donc incomplets pour réaliser une simulation musculo-squelettique.

Enfin, les méthodes géométriques et volumétriques ont aussi permis d'établir des tables grâce à de nombreuses mesures anthropométriques (Pavol et al., 2002), des dispositifs de photogrammétrie (McConville et al., 1980; Young et al., 1983) ou des moyens d'imagerie modernes tel que l'IRM (Cheng et al., 2000). Cette méthode repose sur l'estimation du volume segmentaire. Des hypothèses sont faites sur la forme des segments dans le cas des méthodes par mesures anthropométriques ou par photogrammétrie (cylindre, cônes, stadium solides). Puis le calcul des paramètres inertiels des segments repose sur les masses volumiques *a priori* connues des segments et/ou des tissus. Excepté pour l'IRM, ces méthodes peuvent être assez rapides à mettre en œuvre *in situ*.

Des études ont permis d'adapter des tables aux standards des systèmes de coordonnées des repères segmentaires de l'ISB (de Leva, 1996; Dumas et al., 2007) dont il a été fait part au début de la section 3.2.2. Ces adaptations ont été nécessaires pour les calculs de dynamique 3D (Derrick et al., 2019) qui requiert l'ensemble des paramètres inertiels car de nombreuses études fournissent des paramètres partiels et donc non-applicables à l'analyse musculo-squelettique. Il est à noter que les tables de de Leva (1996) ont aussi été adaptées pour des populations spécifiques comme les personnes âgées (Ho Hoang and Mombaur, 2015).

Principalement, les tableaux de régression donnent les positions des centres de masse et les moments et produits d'inertie par rapport à des points proximaux et distaux qui définissent la longueur du segment (de Leva, 1996) ou par rapport à des repères anatomiques (Zatsiorsky and Seluyanov, 1983). Ainsi, cette estimation dépend de la calibration géométrique du modèle, voir



section 3.2.2. Ils reposent aussi sur une estimation de la masse segmentaire par rapport à la masse globale du sujet. Une récente étude a proposé des équations de régression telle qu'elles soient exprimées en fonction du sexe, de l'indice de masse corporelle, de l'âge, pour calculer les positions des centres de masse et les masses des segments uniquement (Merrill et al., 2019). Cette approche est intéressante pour tenir compte des variabilités morphologiques dans la population. En revanche, elles ne proposent pas d'équation pour les moments et produits d'inerties nécessaires aux calculs de dynamiques.

Pour conclure, ces tables de régression sont pratiques pour estimer rapidement les paramètres inertiels d'un sujet. Cependant, les paramètres inertiels estimés dans différentes populations peuvent conduire à des valeurs différentes (Nguyen and Reynolds, 2014) pour un même individu. Il est nécessaire que le sujet étudié présente une morphologie qui correspond à la population sur laquelle les tables ont été conçues. Ainsi, dans le cadre de l'étude des exosquelettes avec application militaire, il est pertinent d'utiliser des tables qui ont été établies à partir des soldats de l'armée américaine (Dumas et al., 2007).

En revanche, les sujets atypiques qui présentent une pathologie modifiant la répartition des masses (Lewis et al., 2019) ou qui ont des amputations (Sawers and Hahn, 2010), ne peuvent être modélisés au moyen de ces tables de régression. Dans ce cas, il est nécessaire d'avoir recours à des méthodes de calibration des paramètres inertiels. De plus, l'approche par régression est une estimations des paramètres inertiels. Ces estimations entraînent des erreurs sur le calcul des couples articulaires (Rao et al., 2006). Cela est encore plus vrai lorsque les tâches étudiées ont de fortes accélérations (Benouaich, 2015) ce qui peut être le cas lors du déplacement d'un militaire qui doit réagir vite. On étudiera donc la prochaine section les méthodes de personnalisation des paramètres inertiels.

### **Calibration inertielle sujet-spécifique**

Pour personnaliser les paramètres inertiels, on dispose de méthodes volumétriques, aussi été utilisées pour établir des tables de régression, et de méthodes mécaniques par identification cette fois-ci *in vivo*.

Les méthodes volumétriques reposent sur des moyens d'imagerie médicale ou par des moyens de mesure *low cost*. Les méthodes volumétriques par imagerie médicales ont été choisies pour la personnalisation des paramètres inertiels (Mungiole and Martin, 1990; Pearsall et al., 1994). Comme présenté dans la section précédente, cette méthode permet d'estimer les volumes segmentaires avec précision puis consiste à assigner des masses volumiques aux segments entiers ou aux tissus. La principale qualité de cette méthode réside dans l'estimation précise des volumes qu'aucune autre méthode ne peut atteindre. Des dispositifs IRM ont permis d'identifier les différents volumes associés à des tissus spécifiques (Bauer et al., 2007). Cependant l'IRM déforme localement les tissus lors de la position allongée. Pour cela, on trouve des personnalisations des paramètres inertiels par radiographie biplane (Dumas et al., 2005; Sandoz et al., 2010) qui permettent d'effectuer la mesure en station debout. En revanche, les dispositifs d'imagerie médicale sont onéreux. De plus, les images recueillies nécessitent d'être segmentées par un opé-

rateur, cela introduit des temps de post-traitement importants.

Pour pallier ces contraintes, l'estimation des volumes peut reposer sur des moyens plus *low cost* et plus facilement déployable. Dans la littérature on trouve ainsi des méthodes qui reposent sur deux photographies (Pillet et al., 2010), sur l'utilisation de multiples caméras (Peyer et al., 2015), de scanner 3D (Robert et al., 2017b; Chang et al., 2018), de kinect (Taetz et al., 2020) ou d'une unique caméra RGB grâce à des techniques de vision par ordinateur (Menychtas et al., 2019). Ces moyens sont en effet, moins onéreux, et plus facilement déployables. Mais la définition des volumes segmentaires depuis les données brutes nécessitent encore des opérateurs. Mais cette étape est en voie d'automatisation, ce qui devrait amener à une réduction des temps de post-traitement (Robert et al., 2017b).

Les méthodes mécaniques *in vivo* de personnalisation des paramètres inertiels reposent sur des modèles mécaniques plus complexes que les méthodes *ex vivo*. En effet, cela vient du fait que l'on ne peut pas effectuer des mesures membre par membre. Il convient donc de disposer d'un modèle dynamique de la chaîne de solides dont on souhaite identifier les paramètres inertiels. Les paramètres inertiels identifiés doivent alors respecter les équations de la dynamique. Initialement proposé par Vaughan et al. (1982), trois méthodes ont été principalement présentée, elles reposent toutes les trois sur la mesure du mouvement et des efforts extérieurs. On peut résumer les trois méthodes suivantes :

- Inversion de la matrice de régression globale selon un formalisme inspiré de la robotique ;
- Vérification des équations de la dynamique selon le formalisme de Fayet ;
- Minimisation des résidus de la dynamique inverse de Newton-Euler.

La première méthode inspirée de la robotique se propose d'écrire le problème de dynamique inverse proportionnellement aux paramètres inertiels, notés  $\Phi$ . Cette méthode a été adaptée à la biomécanique (Hansen et al., 2014; Jovic et al., 2016; Robert et al., 2017a). En réécrivant les équations de la dynamique (Featherstone, 2008) pour la base flottante (pelvis) pour  $n$  échantillons, on a :

$$\bar{Y}(q, \dot{q}, \ddot{q}) \Phi = \begin{bmatrix} Y(t_1) \\ \vdots \\ Y(t_n) \end{bmatrix} \Phi = \begin{bmatrix} f^{ext}(t_1) \\ \vdots \\ f^{ext}(t_n) \end{bmatrix} = f \quad (3.11)$$

Avec  $Y(t_i)$  les matrices de régression qui dépendent du mouvement,  $\Phi$  le vecteur qui contient l'ensemble des paramètres inertiels du modèle et  $f^{ext}(t_i)$  les efforts extérieurs exprimés dans le repère du pelvis. La méthode consiste alors à isoler  $\Phi$  pour identifier les paramètres inertiels. Ainsi, une méthode des moindres carrés permet l'identification des paramètres personnalisés  $\Phi$  grâce à la matrice de régression globale  $\bar{Y}$ . Cette méthode permet de faibles temps de calcul, une application en temps réel a même été reportée (Venture et al., 2009).

La seconde méthode repose sur le formalisme de Fayet. Elle consiste à écrire un tenseur d'inertie global  $\mathbf{H}$  qui est indépendant de la configuration articulaire du système polyarticulé (Atchonglo et al., 2008; Monnet et al., 2017; Couvertier et al., 2018). Le formalisme en question permet de vérifier l'équation de la dynamique pour chaque pas de temps  $t_i$  sous la forme matricielle suivante :

$$\mathbf{A}(t_i)\mathbf{H}\mathbf{B}^T(t_i) - \mathbf{B}(t_i)\mathbf{H}\mathbf{A}^T(t_i) = \mathbf{C}(t_i) \quad (3.12)$$

Avec  $\mathbf{A}$  la matrice d'accélération généralisée,  $\mathbf{B}$  la matrice de rotation généralisée et  $\mathbf{C}$  le torseur des efforts extérieurs sous forme matricielle. Soit  $n_s$  le nombre de solides considérés, Les matrices  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$ ,  $\mathbf{C}$  et  $\mathbf{H}$  sont respectivement de taille  $4 \times (3n_s + 1)$ ,  $4 \times (3n_s + 1)$ ,  $4 \times 4$ ,  $(3n_s + 1) \times (3n_s + 1)$ . L'identification consiste en une optimisation qui ajuste le tenseur  $\mathbf{H}$  telle que l'équation de la dynamique présentée soit respectée. Cette méthode présente l'avantage de ne faire pas d'hypothèses sur les liaisons entre les segments ce qui permet d'identifier indépendamment tous les moments et produits d'inertie de chaque segment.

La dernière méthode repose sur la dynamique inverse de Newton-Euler. L'algorithme de Newton-Euler est un algorithme itératif qui parcourt l'arborescence du modèle musculo-squelettique, classiquement utilisé en dynamique inverse. Lorsque l'algorithme atteint le segment racine, la somme des efforts doit être théoriquement nulle. Or, du fait des approximations et des erreurs sur la géométrie du modèle et sur les paramètres inertiels (estimés par régression en première instance), des efforts non-physiques apparaissent pour équilibrer les équations de la dynamique sur le segment racine. Ces efforts non-physiques sont aussi appelés résidus dynamiques. On peut alors réécrire l'équation de la dynamique 3.1 telle que :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{H}_{11} & \mathbf{H}_{12} \\ \mathbf{H}_{21} & \mathbf{H}_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}}_1 \\ \ddot{\mathbf{q}}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{C}_1 \\ \mathbf{C}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\tau} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{f}_1^{ext} \\ \mathbf{f}_2^{ext} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{K}_1 & \mathbf{K}_2 \end{bmatrix}^T \boldsymbol{\lambda} + \begin{bmatrix} \boldsymbol{\epsilon}_{rd} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Les indices 1 et 2 se réfèrent respectivement à la base flottante (6 degrés de liberté) et aux autres degrés de liberté. Avec  $\boldsymbol{\epsilon}_{rd} = [F_x^{res} \ F_y^{res} \ F_z^{res} \ M_x^{res} \ M_y^{res} \ M_z^{res}]^T$  le vecteur des efforts résiduels qui contient trois composantes d'efforts linéaires et trois composantes de couples exprimées dans le repère global. Partant de l'hypothèse que les erreurs sur les paramètres inertiels sont à l'origine de ces résidus. Les auteurs ont mis en place des optimisations qui minimisent une fonction objectif quadratique qui dépend des résidus dynamiques telles que les paramètres inertiels segmentaires (PIS) soient ajustés (Reinbolt et al., 2007; Zhao et al., 2010; Chen et al., 2011; Muller et al., 2017a)

Dans cette section, différentes méthodes de personnalisation des paramètres inertiels ont été présentées. Ces méthodes ont leurs avantages et leurs inconvénients. D'une part, les méthodes volumétriques permettent des estimations précises des volumes segmentaires mais reposent sur des masses volumiques *a priori* connues. D'autre part, les méthodes mécaniques permettent d'identifier les paramètres inertiels sans mesure volumétrique et sans hypothèse sur les masses volumiques. En revanche, elles nécessitent de disposer de moyens de capture de mouvement et de mesure des efforts extérieurs, ainsi que d'une cinématique articulaire précise (Muller et al.,

2017c). Il est à noter que dans le cas de sujets pathologiques qui ont des difficultés à se mouvoir, les méthodes volumétriques sont à privilégier. En effet, les méthodes mécaniques d'identification nécessitent que le sujet soit en mesure d'effectuer des mouvements qui sollicitent chacun de ses membres dans de nombreuses configurations articulaires qui ne peuvent être atteintes. Par exemple, les utilisateurs de fauteuil roulant ne pourront pas effectuer des mouvements avec leurs membres inférieurs. Enfin, les incertitudes des paramètres inertiels peuvent jouer un rôle dans l'estimation des couples articulaires, en particulier lors de l'analyse d'activités impliquant de fortes accélérations (Fritz et al., 2019). En revanche, lorsque l'on étudie des tâches moins dynamiques comme la marche, il a été reporté que les paramètres inertiels avaient une influence mineure sur le calcul des couples articulaires (Camomilla et al., 2017b). Dans cette thèse, on se contentera d'estimer les paramètres inertiels à l'aide des tables de régression car l'assistance de la locomotion avec exosquelette ne présente pas de fortes accélérations.

### 3.2.4 Calibration Musculaire

Comme évoqué précédemment, le port d'un exosquelette doit permettre de diminuer les forces musculaires produites par son utilisateur et permettre de diminuer les efforts de contacts articulaires pour soulager les articulations (Lenzi et al., 2013; Jackson et al., 2017). Pour évaluer cette diminution, il convient d'utiliser un modèle musculaire pour estimer la contribution des muscles aux couples articulaires. On présentera la modélisation musculaire, dans cette section 3.2.4.

Par ailleurs, il est nécessaire d'obtenir des paramètres musculaires personnalisés afin de conduire des analyses musculo-squelettiques personnalisées. C'est la raison pour laquelle on présentera les méthodes de mise à l'échelle des paramètres musculaires en se basant sur des prédicteurs anthropométriques. Enfin, on présentera les méthodes calibrations musculaires qui permettent d'évaluer ces paramètres à partir de données expérimentales.

#### Qu'est-ce que le modèle musculaire ?

Des modèles de comportement du muscle ont été proposés comme le modèle de Hill (1938), de Huxley (1957) ou plus récemment, de Williams (2010). Le modèle le plus connu et le plus utilisé est le modèle de Hill (1938). Sa simplicité en fait un outil largement accepté pour la simulation musculo-squelettique (Chèze et al., 2015). Ce modèle dispose d'un lien direct avec les expériences macroscopiques sur les muscles notamment sur les relations entre la force, la longueur et la vitesse. Plus de détails sur la physiologie du muscle sont donnés à l'annexe A.

Le modèle de Hill a communément trois éléments : un ressort non-linéaire qui modélise le tendon, un élément contractile qui représente le comportement actif des fibres musculaires (actine-myosine) et un élément passif élastique qui modélise le comportement passif des tissus musculaires. Une représentation schématique de ce modèle est disponible figure 3.2.6. A partir du schéma, on peut décrire l'état du muscle. A savoir, la longueur musculaire  $l^m$  et la vitesse de contraction  $v^m = \frac{dl^m}{dt}$ . L'angle de pennation entre la ligne d'action musculaire et les fibres musculaire est noté  $\alpha$ . La longueur musculo-tendineuse totale est notée  $l^{mt}$ .

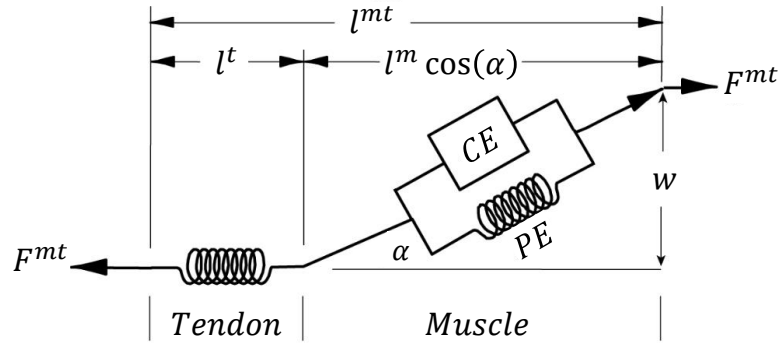


FIGURE 3.2.6 – Illustration d'un modèle Hill Classique

A chacun des compartiments du schéma, il est associé une relation caractéristique : force-longueur, force vitesse que l'on décrira plus précisément au paragraphe 3.2.4. Quatre relations caractéristiques sans dimension sont définies. Elles sont mises à l'échelle par cinq paramètres musculo-tendineux qui modélisent les propriétés musculaires macroscopiquement observées. Ces paramètres sont communs à tous les muscles mais leurs valeurs dépendent des muscles et des individus. Ainsi parmi ces paramètres on a :

- $F_0^m$  est la force maximale isométrique qu'un muscle peut produire.
- $l_0^m$  est la longueur optimale de fibre à laquelle le muscle produit sa force maximale isométrique.
- $\alpha_0^m$  est l'angle de pennation optimale à laquelle le muscle produit sa force maximale isométrique.
- $l_s^t$  est la longueur de détente du tendon à partir de laquelle la force musculaire est transmise au tendon. C'est aussi la longueur à partir de laquelle le tendon commence à agir comme un ressort non-linéaire.
- $v_{max}^m$  est la vitesse maximale de contraction d'un muscle.

Les valeurs de ces paramètres utilisées dans les modèles musculo-squelettiques de la littérature sont très largement issus de données cadavériques (Brand et al., 1982; Ward et al., 2009; Klein Horsman et al., 2007). Ces paramètres sont ceux qui nécessitent d'être mis à l'échelle du sujet pour une étude personnalisée des forces musculaires. On s'y intéressera à partir de la section prochaine 3.2.4. À présent, on présente les équations du modèle qui permettent de lier la commande et l'état du système à la force musculaire. Puis on, présentera les relations caractéristiques force-longueur et force-passive. Enfin, on proposera un éclairage sur les modèles musculaires alternatifs utilisés pour la simulation musculo-squelettique.

**Équations du modèle** D'après la figure du modèle de Hill, on a des relations qui garantissent que la physique du modèle soit cohérente. Il faut que la force tendineuse  $F^t$  et musculaires  $F^m$  soient égales pour assurer la continuité de la force. Enfin, les relations géométriques permettent de décrire les variables d'état de manière implicite. On a :

$$F^{mt} = F^t = F^m \cdot \cos(\alpha^m) \quad (3.14)$$

$$l^{mt} = l^t + l^m \cos(\alpha^m) \quad (3.15)$$

$$w^m = l_0^m \sin(\alpha_0^m) = l^m \sin(\alpha^m) \quad (3.16)$$

$$\cos(\alpha^m) = \sqrt{1 - \left(\frac{w^m}{l^m}\right)^2} \quad (3.17)$$

Avec la longueur musculo-tendineuse  $l^{mt}$ , la longueur du tendon  $l^t$ , la longueur du muscle  $l^m$  et l'angle de pennation  $\alpha^m$ . Dans l'équation 3.16,  $w^m$  est la largeur du muscle, à savoir la distance entre l'aponévrose proximale et distale. Cette équation repose sur l'observation physiologique que le ventre musculaire a une épaisseur et un volume constant (Scott and Winter, 1991). Au fur et à mesure que les fibres musculaires se raccourcissent, la largeur du muscle  $w^m$  reste constante. Ce modèle peut être appelé modèle de pennation à hauteur de parallélogramme fixe ("fixed-height-parallelogram pennation model"). Comme évoqué plus-haut, les équations du modèle permettent de relier la commande (activation  $a$ ) et l'état du système (longueur musculo-tendineuse  $l^{mt}$ , longueur musculaire  $l^m$ , longueur du tendon  $l^t$ , etc..) à la production de force. On présente ici les équations qui permettent de calculer la force musculaire puis la force tendineuse. La force musculaire totale  $F^m$  d'un muscle s'écrit comme la somme de la contribution active musculaire  $F_a^m$  et la contribution passive musculaire  $F_{pas}^m$  par référence au modèle de Hill présenté à la figure 3.2.6 :

$$F^m = F_a^m(a, l^m, v^m) + F_p^m(l^m) \quad (3.18)$$

La contribution musculaire active  $F_a^m$  dépend de l'activation du muscle  $a$  comprise entre 0 et 1, de la longueur musculaire  $l^m$  et de la vitesse de contraction  $v^m$ . On développe l'expression pour faire apparaître les paramètres musculaires et les relations caractéristiques :

$$F_a^m(a, l^m, v^m) = a \cdot F_0^m \cdot f_a^l(\tilde{l}^m) \cdot f_a^v(\tilde{v}^m) \quad (3.19)$$

avec  $f_a^l$  la relation force-longueur active,  $f_a^v$  la relation force-vitesse active, la longueur normalisée  $\tilde{l}^m = \frac{l^m}{l_0^m}$  et la vitesse de contraction normalisée  $\tilde{v}^m = \frac{v^m}{v_{max}^m}$ . De même pour la force musculaire passive  $F_p^m$ , on développe l'expression pour faire apparaître les paramètres musculaires et la relation caractéristique qui ne dépend que de la longueur musculaire  $l^m$  :

$$F_p^m(l^m) = F_0^m \cdot f_p^l(\tilde{l}^m) \quad (3.20)$$

avec  $f_p^l$  la relation force-longueur passive. De même, la force du tendon dépend de la déformation du tendon, notée  $\epsilon^t$  :

$$F^t = F_0^m \cdot f_t(\epsilon^t) \quad (3.21)$$

avec la déformation du tendon  $\epsilon^t = \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t}$

On a présenté l'ensemble des équations du modèle de Hill qui permettent de calculer la force musculaire à partir de l'activation musculaire  $a$  et de l'état du muscle. D'après ce qu'on a écrit

plus haut les relations caractéristiques sont au cœur de l'estimation des efforts musculaires. On présentera dans le prochain paragraphe les relations caractéristiques rencontrées dans la littérature.

**Relations caractéristiques des modèles de Hill** Au paragraphe précédent, on a introduit les relations caractéristiques classiques du modèle de Hill, à savoir : la relation force-longueur active du muscle  $f_a^l$ , la relation force-vitesse active du muscle  $f_p^v$ , la relation force-longueur passive du muscle  $f_p^l$  et la relation force-longueur du tendon  $f_t$ . Différentes approches et fonctions ont été utilisées pour modéliser les relations caractéristiques. On présente quelques relations rencontrées dans la littérature. Les relations seront présentées figure 3.2.7.

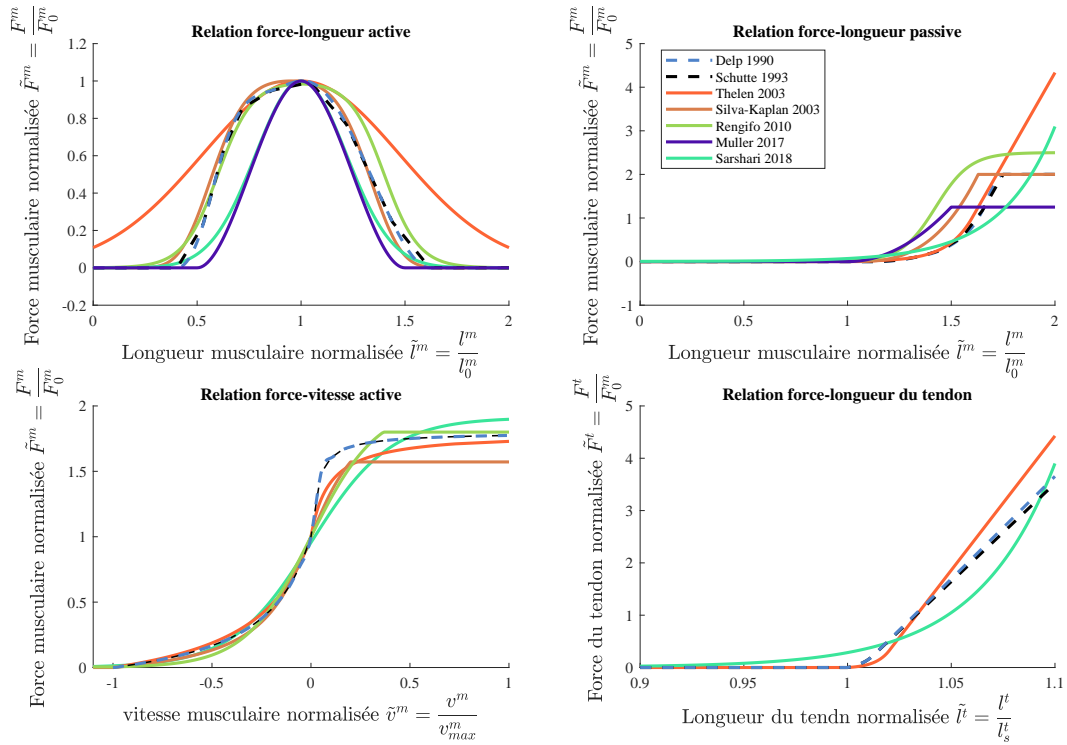


FIGURE 3.2.7 – Exemples de relations force-longueur-vitesse des modèles de type Hill.

Dans le cas de la relation force-longueur musculaire, la force musculaire atteint sa force isométrique maximale à la longueur optimale de fibre  $l_0^m$ , elle diminue pour tout raccourcissement ou allongement. Ce comportement des fibres musculaires a été généralement modélisé à partir de l'observation du comportement force-longueur à l'échelle du sarcomère (l'unité contractile du muscle). Ainsi, la fonction force-longueur active,  $f_a^l(\tilde{l}^m)$ , a été modélisée par des fonctions gaussiennes (Thelen, 2003; Silva, 2003; Venture et al., 2005; Sarshari, 2018), avec différentes valeurs de facteur de forme. D'autres auteurs ont proposé des fonctions polynomiales par morceaux pour décrire les relations force-longueur active des muscles. Les auteurs de (Schutte et al.,

1993; Winters et al., 2011) ont utilisé une fonction linéaire par morceaux pour décrire la relation force-longueur. Plusieurs études présentées ont utilisé une spline cubique pour décrire la relation (Delp, 1990; Garner and Pandey, 2003). Millard et al. (2013) a insisté sur la propriété de continuité de ses dérivées secondes.

La relation de force-longueur musculaire passive offre une résistance passive contre l'élongation. Cette résistance commence généralement quand la fibre musculaire est allongée au-delà de la longueur de musculaire optimale  $l_0^m$ . Cette relation est principalement modélisée grâce une fonction exponentielle. Certaines relations ont un seuil maximal (Delp, 1990; Schutte et al., 1993; Silva, 2003; Rengifo et al., 2010; Muller et al., 2017b), contrairement à d'autres (Thelen, 2003; Sarshari, 2018). Ce seuil permet de limiter la contribution passive à la force musculaire.

Pour la relation force-longueur tendineuse passive, la force augmente à mesure que le tendon s'étire. Delp (1990); Schutte et al. (1993) proposent une fonction linéaire par morceau qui est égale à zéro quand la déformation du tendon  $\epsilon^t$  est inférieure ou égale à zéro. Une fonction par morceau a été proposée par (Thelen, 2003). Sarshari (2018) et Millard et al. (2013) propose une relation exponentielle identifiées à partir de données expérimentales.

La relation force-vitesse musculaire active est basée sur l'observation que la force musculaire est liée au signe de la vitesse de raccourcissement ou d'allongement du muscle en régime de contraction concentrique  $v^m < 0$  ou excentrique  $v^m > 0$ . Cette capacité de production de force plus importante en excentrique repose sur la théorie de filament glissant présenté par Huxley (1957). Les relations rencontrées présentent des fonctions continues par morceaux pour les parties concentriques et excentriques.

On a présenté les différentes relations caractéristiques du modèle de Hill. On a noté des différences entre les fonctions selon les auteurs qui s'expliquent selon les usages numériques qui en sont fait. Dans le cadre de cette thèse, on utilisera un modèle classique (Muller et al., 2017b) qui permet de calculer des forces musculaires au chapitre 7.

**Modèles alternatifs pour la simulation musculo-squelettique** On a présenté le modèle de Hill complet tel qu'il est décrit dans littérature. Ce modèle est parfois encore simplifié pour alléger les coûts de calcul et parce qu'un modèle plus simple suffit à répondre à une question de recherche. On présente ici, quelques alternatives non-exhaustives dans la littérature pour la simulation musculo-squelettique. On notera que l'on néglige l'élasticité du tendon, l'angle de pennation du muscle et enfin on peut considérer le muscle comme un actionneur linéaire.

Le modèle tel que présenté par (Millard et al., 2013), est le "modèle d'équilibre muscle-tendon". Quand des simulations sont exécutées, l'équation différentielle liée à la dynamique de contraction doit être résolue, cependant ce type d'équation présente des singularités, ce qui entraîne des instabilités numériques. C'est pourquoi des modèles plus simples ont été proposés, pour pallier la résolution de l'équation différentielle. Dans certains cas, le tendon est très raide et la déformation du tendon est négligeable donc le calcul de  $l^m$  dépend directement de l'équation 3.15. Ce



modèle fait ainsi référence à un modèle musculaire avec tendon rigide. Ce choix de modélisation est fait en dépit des propriétés tendineuses dans certains cas, pour des raisons d'efficacité de calcul (Klein Horsman et al., 2007) ou pour certains muscles dans le cas où  $l_0^m > l_s^t$  (Rajagopal et al., 2016). Millard et al. (2013) montre que ce modèle avec tendon rigide n'influe que peu sur l'estimation des forces musculaires lorsque les longueurs de tendon sont faibles.

De même, l'angle de pennation est régulièrement négligé car il varie avec la configuration articulaire et il est difficile à valider. Scott and Winter (1991) ont reporté qu'une meilleure estimation des efforts musculaires étaient réalisées en négligeant les angles de pennation des muscles.

Pour le modèle de muscle simple, la production de force musculaire  $F^m$  dépend uniquement de la force maximale isométrique  $F_0^m$ , et de l'activation musculaire  $a$ . Il s'écrit simplement  $F^m = a(t)F_0^m$ . Son unique paramètre et son unique commande en font un modèle faible en coût de calcul. L'activation  $a$  est comme un bouton de contrôle qui peut monter et descendre la force. Ce modèle est implémenté dans CusToM (Muller et al., 2019b). Même s'il ne repose pas sur les relations caractéristiques qui modélisent la physiologie du muscle, des corrélations entre les activations musculaires calculées et mesurées ont été observées (Anderson and Pandy, 2001; De Groote et al., 2009; Moissenet et al., 2014). Il peut donc aussi convenir pour l'analyse musculo-squelettique.

**Bras de levier musculaires** On a présenté les modèles musculaires dans les paragraphes précédents. Dans le cadre de la modélisation musculo-squelettique, la force que développe le muscle est transmise au squelette par l'intermédiaire d'un bras de levier pour générer un couple. Le calcul des bras de levier repose sur le principe des travaux virtuels initialement proposé par An et al. (1984). Ce calcul permet ainsi de s'affranchir d'une mesure géométrique compliquée à mettre en œuvre. D'après les notations présentées dans le manuscrit, on obtient le bras de levier  $R_{ij}$  du muscle d'indice  $i$  par rapport au degré de liberté  $q_j$  tel que :

$$R_{ji}(\mathbf{q}) = \frac{\partial l^{mt,i}(\mathbf{q})}{\partial q_j} \quad (3.22)$$

D'autres méthodes de calcul de bras de levier ont été proposées pour s'adapter aux points de passage musculaires mobiles (Menon et al., 2020) et réduire les temps de calcul (Sherman et al., 2013).

### Mise à l'échelle musculaire générique par régression anthropométrique

Pour effectuer le calcul des efforts musculaires, il est nécessaire de disposer de paramètres musculaires qui soient représentatifs de notre sujet et de ses muscles. Pour cela, il est nécessaire de mettre à l'échelle pour chaque muscle les paramètres précédemment présentés à savoir la longueur optimale  $l_0^m$ , la longueur de détente du tendon  $l_s^t$ , et la force maximale isométrique  $F_0^m$ .

Impliquer des moyens d'imagerie médicale est très lourd à mettre en œuvre et parfois invasif pour la personnalisation des paramètres musculaires. Dans le cadre de cette thèse, on s'intéressera aux moyens non-invasifs de mise à l'échelle. Ainsi, lorsque l'on souhaite mettre à l'échelle

un modèle sans mesure supplémentaire, il convient de disposer de règles proportionnelles pour ajuster les paramètres musculaires des modèles musculo-squelettiques principalement basés sur des relevés cadavériques. Ces modèles proposés par la littérature servent alors de référence pour être mis à l'échelle d'un sujet.

On présentera dans les prochains paragraphes les méthodes qui permettent de mettre à l'échelle les paramètres musculaires sans mesure supplémentaire pour mettre à l'échelle la longueur optimale des fibres musculaires  $l_0^m$  et la longueur de détente du tendon  $l_s^t$  et dans un second temps la force maximale isométrique  $F_0^m$ . Ces méthodes sont particulièrement pertinentes pour réaliser des analyses musculo-squelettiques rapide et mettre à l'échelle un modèle cadavérique efficacement.

**Mise à l'échelle linéaire et non-linéaire de la longueur optimale  $l_0^m$  et la longueur de détente du tendon  $l_s^t$**  Une fois la calibration géométrique effectuée (voir section 3.2.2), des méthodes ne requérant aucune mesure supplémentaire ont été présentées dans la littérature. La méthode consiste à préserver les paramètres musculaires pour les nouvelles dimensions du modèle. Trois approches sont utilisées pour les paramètres  $l_0^m$  et  $l_s^t$  :

- Maintien du rapport  $l_0^m/l_s^t$  ;
- Maintien de l'angle pour lequel la force maximale est générée ;
- La reproduction de la plage de fonctionnement des muscles et tendons.

La première approche consiste à préserver le rapport entre la longueur optimale  $l_0^m$  et la longueur de détente du tendon  $l_s^t$ , ce qui équivaut à effectuer une régression linéaire (Delp et al., 2007), on aura donc :

$$\frac{l_{init}^{mt}(\mathbf{0})}{l_{scaled}^{mt}(\mathbf{0})} = \frac{l_{0,init}^m}{l_{0,scaled}^m} = \frac{l_{s,init}^t}{l_{s,scaled}^t} \quad (3.23)$$

Avec  $\mathbf{0}$  faisant référence à la configuration articulaire dans une position de référence du modèle, et les indices *init* et *scaled* font référence aux valeurs initiales et mises à l'échelle. Cette méthode a été récemment recommandée (Modenese et al., 2018). En revanche, elle peut entraîner une dérive de l'angle articulaire auquel le muscle produit son maximum de force. Dans la seconde approche, la longueur de détente du tendon  $l_s^t$  est ajustée telle que l'angle, où la force maximale est produite, soit conservée (Damsgaard et al., 2006). Cela permet de corriger le défaut de la première approche. En revanche, cette dernière approche ne permet pas de vérifier l'utilisation de la force sur l'ensemble de la plage articulaire. La dernière approche consiste à mettre à l'échelle les paramètres  $l_0^m$  et  $l_s^t$  dans le but de reproduire la plage de fonctionnement des longueurs musculo-tendineuses  $l^{mt}$ , i.e., pour maintenir la relation normalisée force-longueur des muscles, (Winby et al., 2008; Modenese et al., 2016). Ainsi les longueurs musculo-tendineuses

$l^{mt}$  sont exprimées de la manière suivante pour  $n$  configurations articulaires :

$$\begin{bmatrix} l_1^{mt} \\ l_2^{mt} \\ \vdots \\ l_n^{mt} \end{bmatrix}_{scaled} = \begin{bmatrix} \tilde{l}_1^m \cos(\alpha_1) & (1 + \epsilon_1^t) \\ \tilde{l}_2^m \cos(\alpha_2) & (1 + \epsilon_2^t) \\ \vdots & \vdots \\ \tilde{l}_n^m \cos(\alpha_n) & (1 + \epsilon_n^t) \end{bmatrix}_{ref} \begin{bmatrix} l_0^m \\ l_s^t \end{bmatrix}_{scaled} \quad (3.24)$$

Les termes  $\tilde{l}^m \cos(\alpha)$  et  $(1 + \epsilon^t)$  sont considérés comme constants pour le modèle de référence (*ref*) et le modèle mis à l'échelle (*scaled*) pour une configuration articulaire donnée. Le système linéaire peut être résolu au sens des moindres carrés pour obtenir  $l_0^m$  and  $l_s^t$  pour chaque unité musculo-tendineuse. Cette méthode permet ainsi de créer des modèles musculo-squelettiques cohérents avec des modèles cadavériques préalablement établis. L'intérêt de cette méthode de mise à l'échelle non linéaire réside dans le fait qu'il n'y a pas de corrélation linéaire forte entre les longueurs de segments et les longueurs de fibres musculaires (Ward et al., 2009).

Pour conclure, le choix de la méthode ne semble pas faire l'unanimité dans la littérature. La dernière méthode développée par Modenese et al. (2016) a été utilisée dans de récentes études. Elle a été recommandée (Falisse et al., 2017) puis non-recommandée (Modenese et al., 2018) au profit de la première approche présentée plus haut. Pour aller plus loin, il convient d'utiliser des approches sujet-spécifiques qu'on présentera par la suite.

**Mise à l'échelle par régression de la force maximale isométrique  $F_0^m$**  Pour mettre à l'échelle les forces musculaires par régression, des critères anthropométriques sont utilisés pour ajuster les valeurs des forces maximales isométriques. On peut les catégoriser en deux approches :

- Les règles proportionnelles arbitraires ;
- Les lois de régression identifiées.

Les règles proportionnelles arbitraires ne reposent sur aucune donnée expérimentale mais repose sur la masse  $m$  ou la taille  $h$  du sujet et les valeurs de référence du modèle musculo-squelettique considéré. On peut lister les règles suivantes :

$$F_{0,scaled}^m = F_{0,ref}^m \frac{m_{subject}^{lower\ limb}}{m_{ref}^{lower\ limb}} \quad (\text{Modenese et al., 2018}) \quad (3.25)$$

$$F_{0,scaled}^m = F_{0,ref}^m \left( \frac{m_{subject}^{tot}}{m_{ref}^{tot}} \right)^{2/3} \quad (\text{van der Krogt et al., 2016}) \quad (3.26)$$

$$F_{0,scaled}^m = F_{0,ref}^m \left( \frac{h_{subject}}{h_{ref}} \right)^2 \quad (\text{Steele et al., 2012}) \quad (3.27)$$

$$F_{0,scaled}^m = F_{0,ref}^m \frac{m_{subject}^{tot}}{m_{ref}^{tot}} \frac{l_{ref}^{mt}}{l_{subject}^{mt}} \quad (\text{Correa et al., 2011}) \quad (3.28)$$

Avec la force maximale isométrique de référence  $F_{0,ref}^m$ , la masse du membre inférieur  $m^{lower\ limb}$ , la masse totale du sujet  $m^{tot}$ . Dans ces équations, les indices *ref* et *subject* font respectivement référence aux modèles musculo-squelettiques de référence et à l'individu considéré pour la mise à l'échelle. Ces modalités de mise à l'échelle ont été comparées dans une récente étude (Moenese et al., 2018); elles ont peu affecté le calcul des forces musculaires.

Les lois de régression identifiées sont construites à partir de données expérimentales. Une loi de régression a été développée pour calculer les volumes musculaires à partir de la taille  $h$  et la masse  $m$  d'un individu (Handsfield et al., 2014). De la même manière que pour les tables anthropométriques pour les paramètres inertiels (3.2.4), on peut estimer les forces musculaires à partir de prédicteurs simples. Pour établir cette équation de régression, des acquisitions IRM ont été réalisées sur 35 muscles du membre inférieur de 24 sujets sains. Elles ont permis d'établir le volume total des muscles du membre inférieur  $V_{total}^{lower\ limb}$  tel que :

$$V_{total}^{lower\ limb} = 47\ m\ h + 1285 \quad (3.29)$$

Le volume de chaque muscle est basé sur la fraction musculaire moyenne  $\phi_m$  que représente ce muscle dans le volume musculaire total  $V_{total}^{lower\ limb}$  chez les sujets. Ainsi, ces auteurs proposent la formule suivante pour estimer la force maximale isométrique de chaque muscle :

$$F_{0,scaled}^m = \sigma_0^m \frac{\phi_m V_{total}^{lower\ limb}}{l_0^m} \quad (3.30)$$

avec la tension spécifique  $\sigma_0^m$ , reportée entre 10 et 100 N/cm<sup>2</sup>, chez les muscles mammifères. Cette équation est l'unique loi de régression disponible dans la littérature pour déterminer les forces maximales isométriques des muscles. Pour aller plus loin, Yeung et al. (2019) ont appliqué des méthodes de *machine learning* (apprentissage machine en français) pour affiner la prédiction du volume musculaire basée à partir des données de Handsfield et al. (2014). La règle de régression a identifié les meilleurs prédicteurs du volume musculaire comme étant la circonférence du mollet, la taille du membre inférieur et le genre.

Dans cette partie, les méthodes pour mettre à l'échelle la longueur optimale  $l_0^m$ , la longueur de détente du tendon  $l_s^t$ , et la force maximale isométrique  $F_0^m$  ont été présentées grâce des prédicteurs anthropométriques. Ces méthodes sont essentielles en simulation musculo-squelettique pour effectuer une analyse dans des temps raisonnables. Il est à noter que les lois de régression basées sur des données expérimentales semblent pertinentes pour la mise à l'échelle de ces paramètres (Handsfield et al., 2014; Yeung et al., 2019). De plus, le *machine learning* ouvre la voie à des nouvelles méthodes de régression prometteuses (Yeung et al., 2019; Saxby et al., 2020) pour l'extraction de prédicteurs pertinents. De plus, ces méthodes sont adaptées dans le cadre de cette thèse, car on souhaite développer un modèle musculo-squelettique générique du soldat et donc ce type de loi est particulièrement intéressant pour adapter les paramètres musculaires à la morphologie du sujet d'une population de soldat.

### Calibration musculaire sujet-spécifique

La mise à l'échelle des paramètres musculaires grâce à des prédicteurs anthropométriques ne permet pas d'offrir un calcul personnalisé des forces musculaires, notamment lorsqu'on s'intéresse à des populations spécifiques. Les soldats sont très souvent de très bons athlètes et donc on s'attend à ce que leurs paramètres musculaires soit en dehors de la norme d'un individu sain ou d'une personne âgée, ceux sur quoi les modèles musculo-squelettiques sont construits (Rajagopal et al., 2016; Arnold et al., 2010). On a donc besoin de méthodes de personnalisation des paramètres musculaires pour étudier les efforts musculaires que produisent les soldats.

Pour cela, on dispose de l'imagerie médicale et de méthodes fonctionnelles qui reposent sur la mesure des moments articulaires. Cette fois l'imagerie peut être la référence uniquement pour quelques paramètres. Les paramètres  $\alpha_0^m$ ,  $F_0^m$  et  $l_0^m$  sont les seuls mesurables. Grâce à l'imagerie, la force maximale isométrique  $F_0^m$  est estimée à partir du volume musculaire segmenté et la longueur optimale de fibre musculaire  $l_0^m$  est estimée à partir de la longueur de fibre musculaire brute et des connaissances *a priori* des longueurs optimales des sarcomères des muscles (Ward et al., 2009). En revanche, cela n'est pas vrai pour les paramètres  $v_{max}^m$  et  $l_s^t$ . Il n'y a pas de relation directe entre une caractéristique anatomique et la détermination du paramètre  $l_s^t$ . Il existe des perspectives par élastographie pour mesurer la longueur de détente du tendon  $l_s^t$  (Hug et al., 2013) mais cette technique n'est pas encore applicable sur tous les muscles et donc à la modélisation musculo-squelettique. L'utilisation de l'imagerie médicale ne peut donc que partiellement contribuer à calibrer les paramètres musculaires (Charles et al., 2019, 2020). Il est donc nécessaire de disposer de méthodes fonctionnelles pour calibrer les paramètres musculaires en exploitant d'autres données expérimentales.

Les méthodes fonctionnelles ont été développées pour calibrer les paramètres musculaires. Deux approches principales ont été développées. La première repose sur une approche par dynamique directe pilotée par des signaux électromyographiques et la mesure des couples articulaires par dynamique inverse (Lloyd and Besier, 2003). Ces méthodes consistent à ajuster les paramètres musculaires tel que le modèle de dynamique directe corresponde aux mesures de couple par dynamique inverse (Sartori et al., 2012, 2014; Pizzolato et al., 2015; Falisse et al., 2017). Cette approche a l'avantage de permettre des calibrations directement sur des données mesurées en laboratoire d'analyse de mouvement et de pouvoir générer de la co-contraction physiologique. Cependant, l'estimation des efforts musculaires repose largement sur les tâches qui ont été utilisées pour calibrer les paramètres musculaires. De plus on ne peut s'assurer que les paramètres musculaires puissent générer des efforts cohérents sur des tâches différentes de celles de calibration car la méthode est largement basée sur des efforts sous-maximaux. De plus, l'usage de l'EMG comme donnée d'entrée ne permet pas de valider le calcul des efforts musculaires comme c'est le cas dans les approches inverses.

La seconde approche consiste à mesurer les couples articulaires maximaux grâce à des mesures dynamométriques à l'aide d'un ergomètre isocinétique (Hatze, 1981; Chang et al., 1999). L'identification des paramètres musculaires repose sur une optimisation qui fait correspondre les couples maximaux théoriques des articulations d'un modèle musculo-squelettique avec les

couples expérimentaux maximaux. Grâce à ces couples expérimentaux maximaux, cela permet de faire des hypothèses sur les activations musculaires durant le mouvement et donc d'identifier les paramètres musculaires. Cette approche présente son avantage dans le cadre de cette thèse car l'utilisation de données dynamométriques est particulièrement pertinente dans une démarche de conception d'exosquelette. Cela permet d'envisager des niveaux d'assistance en fonction des capacités de génération d'efforts des soldats. C'est la raison pour laquelle, cette approche a été privilégiée. Les études principales de cette approche ont été résumées dans les tableaux 3.2.1 et 3.2.2. Le tableau 3.2.1 résume les données utilisées dans les articles, à savoir le nombre de sujets, les articulations considérées, et les essais dynamométriques réalisés. Le tableau 3.2.2 résume la partie modélisation à savoir les modèles musculo-squelettiques associés, le calcul des activations musculaires, les paramètres musculaires identifiés, et s'il y a eu une validation par comparaison des signaux EMG lors de tâches de mouvement après calibration du modèle. Ci-dessous, on présente quelques-uns des principaux travaux présentés dans ces tableaux.

Tout d'abord, De Groote et al. (2010) ont exploré la sensibilité des paramètres musculaires à des essais dynamométriques sur ergomètre isocinétique. Leur étude conclut que les essais dynamométriques contiennent assez d'information pour identifier les paramètres musculaires pour les muscles de l'articulation du genou. Le tableau contient une étude de référence pour la calibration musculaire du membre supérieur Garner and Pandy (2003). L'algorithme permet d'identifier les activations musculaires qui maximisent les couples articulaires puis minimisent la différence entre les couples théoriques et expérimentaux à différents angles articulaires. Les variables d'optimisation utilisées pour identifier les paramètres musculaires de tous les muscles sont les longueurs musculo-tendineuses maximales et minimales  $l_{max}^{mt}$  et  $l_{min}^{mt}$  à partir desquelles s'expriment les longueurs optimales  $l_0^m$  et les longueurs de détente du tendon  $l_s^t$  telles que :

$$l_0^m = \frac{l_{max}^{mt} - l_{min}^{mt}}{P_{max} - P_{min}} \quad l_s^t = \frac{l_{min}^{mt} P_{max} - l_{max}^{mt} P_{min}}{P_{max} - P_{min}} \quad (3.31)$$

avec  $P_{min} = \sqrt{(\tilde{l}_{min}^m)^2 - \sin^2(\alpha_0)}$  and  $P_{max} = \sqrt{(\tilde{l}_{max}^m)^2 - \sin^2(\alpha_0)}$ . En revanche, la méthode d'optimisation est critiquée par Van Campen et al. (2014). Selon les auteurs, cette méthode ne permet pas de vérifier si les expériences contiennent assez d'informations. Ainsi, la méthode développée par Van Campen et al. (2014) et reprise par Falisse et al. (2017) se base sur plus de connaissances *a priori* pour obtenir un ensemble de solutions physiologiquement réalisables grâce à une estimation initiale physiologique et l'introduction de nouveaux paramètres d'optimisation exprimés en fonction des paramètres musculaires. Pour chaque muscle  $i$ , les variables d'optimisation sont exprimées telles que :

$$x_i = [\tilde{l}_{rest,i}^m, \frac{l_{s,i}^t}{l_{0,i}^m}, \frac{1}{l_{0,i}^m} - c_{1,i} \frac{l_{s,i}^t}{l_{0,i}^m} - c_{2,i}, s_i] \quad (3.32)$$

Avec,  $\tilde{l}_{rest,i}^m$  la longueur musculaire normalisée en position anatomique,  $(c_{1,i}, c_{2,i})$  un couple de coefficients de régression et  $s_i$  une variable ressort.

Références	Données	S	Articulations	Données isométrique	Données isocinétique
Hatze 1981	D	4	C : Ext	24 positions	-
Chang et al. 1999	D	7	C : Fle	8 positions	-
Garner and Pandy 2003	CI	3	E : Fle/Ext, Abd/Add, Int/Ext C : Fle/Ext, Pro/Sup P : Fle/Ext, Abd/Add	116 positions	-
De Groote et al. 2010	D	3	G : Fle/Ext	10 positions	Con : 3 vitesses
Bae et al. 2010	D	8	C : Fle/Ext G : Fle/Ext Ch : Fle/Ext	5 positions 30 à 115 deg 5 positions 10 à 110 deg 5 positions -20 à 30 deg	-
Pannetier et al. 2011	D	1	H : Fle/Ext G : Fle/Ext	2 positions 45 et 60 deg 2 positions 15 et 45 deg	-
Hasson and Caldwell 2012	D	24	Ch : Fle/Ext	5 positions	Con : 9 vitesses 20 à 240 deg/s Exc : 3 vitesses 30 à 150 deg/s
Van Campen et al. 2014	DS	1*	G : Fle/Ext	5 positions -90 à -30 deg	-
Wu et al. 2016	D	6	E : Fle/Ext, Abd/Add, Int/Ext	6 positions	Con : 2 vitesses 30 à 90 deg/s
Carbone 2016	D	9	H : Fle/Ext, Abd/Add G : Fle/Ext Ch : Fle/Ext	3 positions, 0 à 60 et 0 à 30 deg 3 positions 30 à 120 deg 3 positions 0 à 30 deg	Con : 2 vitesses 60 à 120 et 30 à 60 deg/s Con : 2 vitesses 60 à 120 Con : 2 vitesses 30 à 60
Muller et al. 2017b	D	1	C : Fle/Ext	5 positions 53 à 107 deg	-
Kainz et al. 2018	DP	6 6 6	H : Fle/Ext, Abd G : Fle/Ext Ch : Fle/Ext		-
Heinen et al. 2019	D	1	H : Fle/Ext G : Fle/Ext Ch : Fle/Ext	7 positions 6 positions 7 positions	Con & Exc : 6 vitesses 50 à 300 Con & Exc : 8 vitesses 50 à 400 Con & Exc : 6 vitesses 50 à 300
Miehling 2019	D	200*	E : Fle/Ext C : Fle/Ext P : Fle/Ext H : Fle/Ext, Abd/Add, Int/Ext G : Fle/Ext Ch : Fle/Ext	Danneskiold-Samsøe et al. 2009 -	

Tableau 3.2.1 – Données expérimentales utilisées dans les études calibrations des paramètres musculaires par ergomètre isocinétique. S : sujets, "\*" sujets simulés, D : dynamomètre, DS : données simulées, DP : dynamomètre portable, CI : courbes identifiées, NS : non-spécifié, E : Épaule, C : Coude, P : Poignet, H : Hanche, G : Genou, Ch : Cheville, Con : Concentrique, Exc : Excentrique

Références	Modèle MSK	Activations musculaires	Paramètres Optimisations	Étapes Optimisations	Validation EMG
Hatze 1981	2D	100% sur les agonistes	12 paramètres par muscles	1	-
Chang et al. 1999	2D	100% sur les agonistes	$l_0^m, \sigma_0^m$	1	-
Garner and Pandy 2003	Garner and Pandy 2001	simulation directe	$F_0^m, l_0^m, l_s^t, l_{min}^m, l_{max}^m$	1	-
De Groote et al. 2010	gait 2393	100% sur les agonistes	-	-	-
Bae et al. 2010	corps-complet SIMM	NS	$F_0^m, l_0^m, l_s^t$	1	-
Pannetier et al. 2011	Delp 1990	Optimisation statique	$F_0^m$	2	-
Hasson and Caldwell 2012	Modèle de Cheville SIMM	100% sur les agonistes	7 paramètres isométriques 4 isocinétiques	2	-
Van Campen et al. 2014	gait 2393	80% sur les agonistes	$l_0^m, l_s^t$	2	-
Wu et al. 2016	Garner and Pandy 2001	Optimisation statique	$l_0^m, l_s^t, v_{max}^m$	2	X
Carbone 2016	Carbone et al. 2015	80% sur les agonistes	$F_0^m, l_0^m, l_s^t$	1	X
Muller et al. 2017b	Holzbaur et al. 2005	100% sur les agonistes	$F_0^m, l_0^m, l_s^t, l_{min}^m, l_{max}^m$	1	-
Kainz et al. 2018	gait 2392	Optimisation statique	$F_0^m$	1	X
Heinen et al. 2019	Carbone et al. 2015	Optimisation statique	$F_0^m, l_0^m, l_s^t, C_{fast}, k_1, k_2$	2	-
Miehling 2019	corps-complet Opensim	Optimisation statique	$F_0^m$	1	-

Tableau 3.2.2 – Modèles, paramètres d'optimisation, et validations utilisés dans les études calibration des paramètres musculaires par ergomètre isocinétique. NS : non-spécifié, MSK : musculo-squelettique.



Ces auteurs affirment aussi que cette méthode permet de réduire la sensibilité au bruit de mesure et le nombre de mesures expérimentales nécessaires. En revanche, cette méthode est coûteuse en temps de calcul, elle n'a été appliquée qu'à une seule articulation pour un nombre limité de muscles.

La plupart des méthodes présentées précédemment n'ont utilisé que des essais isométriques. Hasson and Caldwell (2012) ont combiné pour la première fois des essais isométriques et isocinétiques pour identifier les paramètres musculaires des muscles de la cheville. Dans un premier temps, les relations force-longueur, les longueurs de détente du tendon et deux termes de forme étaient identifiés pour définir la composante élastique en série du modèle de Hill. Dans un second temps, deux paramètres de formes et un paramètre excentrique maximal permettaient d'identifier la relation force-vitesse limité.

Deux études (Carbone, 2016; Heinen et al., 2019) ont utilisé des essais isométriques et isocinétiques pour identifier les paramètres musculaires d'un membre inférieur complet en flexion et extension (hanche, genou, cheville) pour un sujet en utilisant un modèle musculo-squelettique du membre inférieur (Carbone et al., 2015). Dans la première étude (Carbone, 2016), une optimisation globale à l'aide d'un algorithme de recuit simulé a été proposée sur les essais isocinétiques et isométriques. Les modèles sujets-spécifiques de 10 sujets ont été comparés à des modèles non-personnalisés. Les variations de longueurs optimales des muscles et de longueurs de détente du tendon ont été reportées. Il est à noter que c'est la seule étude qui a comparé les signaux EMGs avec les activités musculaires calculées par dynamique inverse pour des essais de marche à 3 vitesses différentes. Cette approche de validation de la méthode est une étape nécessaire pour des futures applications.

Dans la seconde étude (Heinen et al., 2019), une formulation similaire à Garner and Pandy (2003) est proposée pour l'identification des paramètres musculaires. Un coefficient global pour les forces maximales isométriques est identifié pour les muscles agonistes et antagonistes avec une optimisation en deux étapes. Dans les précédentes études, l'activité musculaire des muscles agonistes était arbitrairement fixée à 1 ou à 0.8 (Babault et al., 2002). Dans cette étude, un critère min/max a été utilisé pour simuler les activations musculaires (Rasmussen et al., 2001) cependant peu de précisions sont apportées quant à l'application de ce critère.

Dans cette section, on a présenté différentes méthodes de personnalisation des paramètres musculaires. Pourtant présenté comme un moyen de référence, l'imagerie ne permet pas de personnaliser l'ensemble des paramètres musculaires à savoir les paramètres de longueur de détente du tendon  $l_s^t$  et de la vitesse de contraction maximale  $v_{max}^m$ . C'est pour cela que les méthodes fonctionnelles présentent un avantage, car elle se permettent de calibrer tous les paramètres musculaires de des muscles grâce à des données expérimentales de couples articulaires. En revanche, ces méthodes requièrent un nombre important de mesures. Dans le cadre de cette thèse, si l'on souhaite calibrer les paramètres musculaires des soldats, il sera nécessaire de mettre en place des mesures sur ergomètre isocinétique en plus d'une analyse de mouvement.

### 3.2.5 Conclusion et positionnement sur les modèles biomécaniques spécifiques

Dans cette section, on a présenté une étude bibliographique des méthodes de mises à l'échelle par régression anthropométrique et par calibration sujet-spécifique des paramètres géométriques, inertiels et musculaires des modèles musculo-squelettiques. Toutes ces méthodes présentées avaient pour but de personnaliser un modèle musculo-squelettique à un sujet en vue de l'évaluation du port d'exosquelette.

Pour la partie géométrique, on a identifié que la calibration sujet-spécifique était nécessaire du fait que les méthodes de régression ne permettent pas d'estimer convenablement les paramètres géométriques d'un individu pour l'analyse musculo-squelettique. En revanche, ces dernières n'ont pas fait l'objet de validation concernant les longueurs segmentaires, les résidus de la cinématique inverse et les angles articulaires. Le chapitre 5 permettra de traiter cette question.

Pour la partie inertielle, on a identifié que les erreurs sur les paramètres inertiels influençaient peu le calcul des grandeurs dynamiques dans le cadre de tâches de locomotion du soldat comme la marche et la course. C'est la raison pour laquelle les mises à l'échelle par régression sont suffisantes. Certaines règles de régression ont été établies à partir de soldats de l'armée américaine ce qui concorde avec notre population. On utilisera donc ces règles de régression dans le cadre de cette thèse.

Pour la partie musculaire, on a identifié que des méthodes de mises à l'échelle par régression ne permettent pas de garantir une mise à l'échelle correcte des paramètres musculaires. De surcroît, l'usage de ces différentes règles de mise à l'échelle est controversé. Pour pallier cela, on proposera une mise à l'échelle sujet-spécifique qui repose sur des données dynamométriques. Les méthodes de la littérature reposent sur quelques points de mesures du fait de la complexité de l'outil. On proposera donc d'utiliser un modèle couple-angle-vitesse pour extrapoler les données mesurées et pour permettre d'obtenir plus de données d'entrée pour la calibration musculaire, on présentera ce type de modèle couple-angle-vitesse dans la section 3.3.2. On proposera un algorithme de calibration musculaire dans le chapitre 7.

### 3.3 Modèle biomécanique générique

Dans cette section, on revient sur la notion de modèle musculo-squelettique générique. On entend souvent par modèle musculo-squelettique générique, un modèle qui convient pour modéliser l'humain et qui peut être mis à l'échelle. Plusieurs modèles génériques existent, avec différentes tailles, différentes parties du corps, différentes chaînes cinématiques et différentes topologies musculaires (Arnold et al., 2010; Rajagopal et al., 2016; Carbone, 2016). Par exemple, le modèle "gait 2392" d'Opensim (Delp et al., 2007) propose un modèle avec 92 unités musculo-tendineuses, sur la base d'un individu mesurant 1,8 m et pesant 75,16 kg. Ces modèles génériques présentent donc des caractéristiques spécifiques à la morphologie d'un sujet unique. C'est la raison pour laquelle, il convient de faire une mise à l'échelle de ces modèles pour effectuer une simulation musculo-squelettique. Comme il a été rapporté précédemment, deux études ont proposé des modèles génériques basés sur des cohortes de 21 sujets cadavériques (Arnold et al., 2010) et 24 sujets par imagerie (Rajagopal et al., 2016). Cependant, le mécanisme qui permet d'en faire un modèle moyen reste peu clair. Pourtant, il existe des variations anthropométriques similaires entre les individus que ces modèles génériques ne permettent pas de saisir.

Ces représentations uniques proposées dans la littérature amènent dans cette thèse à poser la question de savoir s'il existe des modèles génériques qui peuvent représenter des groupes au sein d'une population et ainsi disposer d'un ensemble de modèles génériques pour représenter cette population. Comme il a été précisé dans les enjeux scientifiques de la section 2.3.2, il est nécessaire de disposer de ces modèles biomécaniques génériques qui peuvent représenter un ensemble d'individus dans le but de concevoir des dispositifs qui puissent s'adapter à une population et aux sous-groupes de cette population. Dans la section 3.3.1, on présentera les méthodes disponibles pour identifier des groupes anthropométriques.

De la même manière, les capacités de génération d'efforts articulaires de ces modèles dépendent des paramètres musculaires des modèles initiaux. Ces capacités permettent par exemple, l'évaluation du risque ergonomique d'une tâche (Haering et al., 2017) ou, des besoins d'assistance articulaire pour la conception d'exosquelette (Crowell et al., 2002). Une représentation courante de cette capacité d'effort au niveau articulaire peut être faite sous la forme d'une enveloppe couple-angle-vitesse. C'est à dire que le couple dépend à la fois de la vitesse et l'angle de l'articulation considérée par analogie du modèle musculaire (voir section 3.2.4). Ces capacités de génération d'effort varient pour les articulations et les individus. Il convient donc d'établir des modèles pour modéliser les capacités de génération d'une population de soldats. Dans la section 3.3.2, on présentera les modèles de représentation d'efforts articulaires couple-angle-vitesse rencontrés dans la littérature qui permettent d'expliquer les capacités de génération d'efforts articulaires.

#### 3.3.1 Caractérisation anthropométrique de population

L'anthropométrie consiste à effectuer des mesures sur un individu. Collecter sur un grand nombre de personnes, cela permet de comprendre les variations physiques humaines. Au travers des données statistiques collectées, la répartition des mesures dans la population fournit une aide pour la conception ou le dimensionnement de produit comme par exemple le choix des tailles de vête-

ments (*apparel industry, sizing*), les dimensions de véhicules. Pour la conception d'exosquelette, ces mesures sont essentielles pour anticiper les dimensions des dispositifs de contention ou les amplitudes de fonctionnement des actionneurs. Afin de choisir les bonnes dimensions pour la conception, plusieurs étapes sont nécessaires : i) il faut collecter des données sur des populations représentatives ; ii) il faut identifier les variables qui vont servir à dimensionner notre produit ; iii) il faut identifier des groupes dont les mesures sont similaires. Dans les paragraphes ci-dessous, on présentera ces trois étapes.

Il existe des bases de données anthropométriques qui ont été collectées dans différents pays et sur différentes populations. Elles permettent de capturer la variabilité anthropométrique selon l'âge, le sexe, l'ethnie, ou encore selon l'activité professionnelle. On pourra notamment citer les bases de données américaines ANSUR I (Gordon et al., 1989) et plus récemment ANSUR II (Gordon et al., 2014) qui contiennent des mesures sur 8357 sujets de l'armée américaine. On peut citer aussi la base de données internationale CAESAR qui contient 40 mesures sur 4400 sujets provenant d'Europe et des États-Unis. Ces bases de données sont composées de mesures dites 1D réalisées à l'aide d'outils classiques de l'anthropométrie (mètre ruban, pied à coulisses, etc..) et pour les plus récentes de mesures d'enveloppes corporelles 3D réalisées à l'aide de scanners. Ces dernières permettent de mieux capturer la variabilité anthropométrique et morphologique des individus par rapport à des mesures unidimensionnelles (Huysmans et al., 2020). Ces bases de données sont mises au service de la conception de produits pour la population visée.

La deuxième étape consiste à identifier les variables d'intérêts pour le dimensionnement et les valeurs qui vont représenter un groupe. Lorsque peu de mesures sont incluses, on peut identifier intuitivement les mesures pertinentes. A l'inverse, lorsqu'un nombre important de mesures est inclus dans la conception, on peut utiliser des techniques de réduction de données pour identifier les variables pertinentes. Dans le cas où l'on identifie les mesures d'intérêt, on peut par exemple choisir de dimensionner un exosquelette grâce à la hauteur de la jambe. Les 5<sup>e</sup> et 95<sup>e</sup> percentiles des mesures permettent exclure des individus de la conception. Cette méthode est très pratique lorsque l'on s'intéresse à une valeur unique ou lorsqu'on s'intéresse à deux valeurs qui n'ont pas lien entre elles dans le dimensionnement du produit (Robinette, 2012). Lorsque deux mesures sont nécessaires au dimensionnement, on peut représenter les données sur un graphique en ellipse, voir Figure 3.3.1. L'intersection entre les 5<sup>e</sup> percentile et 95<sup>e</sup> percentile permet de représenter 82 % de la population. Plus on ajoute de mesures, plus ce nombre diminue. Ainsi, la combinaison des mesures restreint la proportion de personnes concernées. Lorsque l'on a beaucoup de mesures incluses dans la conception de produit, cette méthode n'est pas adaptée.

Lorsque beaucoup de mesures sont nécessaires pour la conception, on s'intéresse à la variation anthropométrique globale selon toutes les mesures. Une alternative au choix de mesures pertinentes peut être l'utilisation de l'analyse en composantes principales (Robinette, 2012; Blanchonette, 2013; Löffler-Wirth et al., 2016; Arunachalam et al., 2020). En effet, cette dernière permet à la fois de comprendre les relations entre les mesures importantes et réduire le nombre de dimension du problème, ce qui peut rendre une base de données de mesures plus maniable selon un nombre réduit de variables. On détaillera plus amplement le principe de l'analyse en

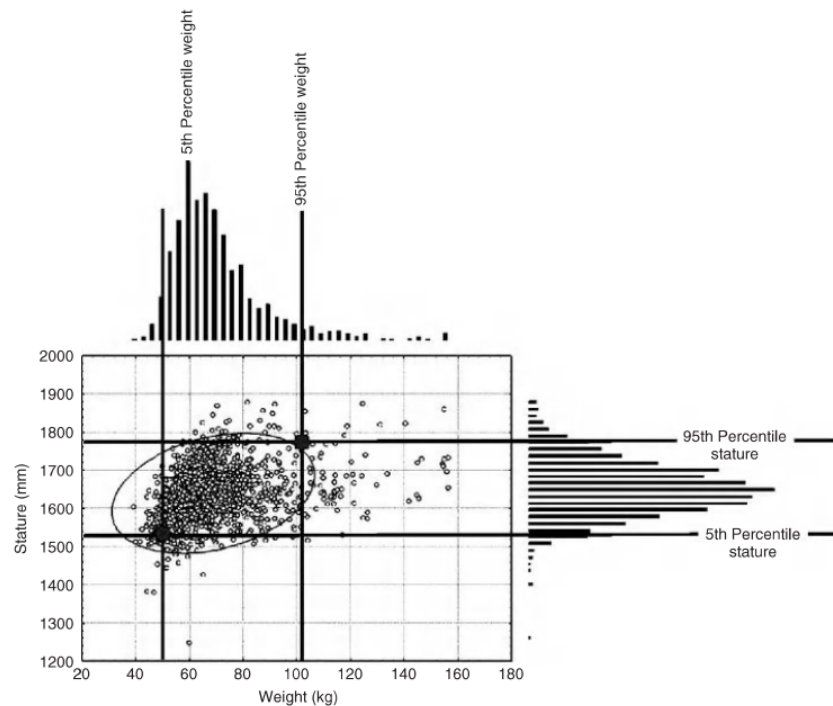


FIGURE 3.3.1 – Fréquence de distribution à deux variables (masse, taille) de la base de données CAESAR pour les femmes américaines (Robinette, 2012)

composantes principales par la suite à la section 4.1.2. De plus, l'analyse en composantes principales permet d'établir des modes de variation. Ces modes sont des combinaisons linéaires des variables, ils peuvent être associés à la taille globale ou à la largeur des individus. Ces modes permettent de manipuler plus facilement les mesures d'une base de données et d'expliquer les variations physiques de la population étudiée.

La troisième étape consiste à définir des groupes dont les mesures sont similaires. Par exemple, cette étape permet d'identifier différentes tailles de vêtements de travailleurs (Stewart et al., 2017) ou de casques pour des cyclistes (Ellena et al., 2017), en fonction des morphologies. Dans le cadre de la conception d'exosquelette, on peut envisager d'avoir besoin de différentes tailles de dispositifs ou différentes formes de contention qui épousent les membres des utilisateurs. Pour cela, les méthodes de clustering permettent de séparer des groupes d'individus de manière objective comme le k-means clustering ou la carte auto-adaptative. Ces deux exemples permettent ainsi d'identifier des besoins différents en terme de conception pour ces groupes identifiés. Grâce à ces groupes, on peut alors établir des modèles moyens de ces groupes pour réaliser une conception adaptée.

Grâce à l'anthropométrie, on a vu que l'on pouvait obtenir des modèles moyens représentatifs d'une population qui peuvent être utiles pour la conception. Ces outils peuvent aussi servir à l'établissement de modèles musculo-squelettiques qui représentent des groupes de population

particuliers. Ainsi, les méthodes présentées ici sont essentielles dans le cadre de cette thèse pour établir un modèle musculo-squelettique générique du soldat. Par exemple, Miehl (2019) a proposé des modèles musculo-squelettiques génériques qui reposent sur des données anthropométriques de la population allemande. Cet auteur a proposé 200 modèles musculo-squelettiques pour la population allemande (101 hommes et 99 femmes). La masse et la taille ont été calculées selon la distribution dans la population. Cette approche est ainsi particulièrement pertinente pour la conception de produit.

Dans cette section, on a vu que l'anthropométrie pouvait apporter des solutions pour établir des modèles génériques propres à une population. Elle apporte notamment des solutions pour les paramètres géométriques et inertiels des modèles musculo-squelettiques sur la base de données anthropométriques. Pour les paramètres musculaires, Miehl (2019) propose d'utiliser des couples articulaires maximaux issus d'une base de données pour mettre à l'échelle les paramètres musculaires de chacun de ces modèles génériques. Dans la prochaine section, on explore les représentations des efforts articulaires qui permettent de représenter des populations.

### 3.3.2 Capacité de génération d'efforts couple-angle-vitesse

Lorsque l'on cherche à caractériser les capacités de génération d'efforts articulaires, on peut mesurer le couple articulaire maximal à l'aide d'un ergomètre isocinétique afin de contrôler à la fois l'angle et la vitesse de l'articulation considérée d'un sujet. Lorsque l'on effectue la mesure, les membres sont sanglés dans la machine de manière à ce que cela ne permette que le mouvement de l'articulation considérée et le sujet est encouragé à effectuer un effort maximal. Ces mesures sont largement basées sur des analogies du fonctionnement du modèle musculaire, présenté section 3.2.4. Les relations force-longueur-vitesse sont adaptées au niveau articulaire avec des relations couple-angle-vitesse. Pour rappel, plusieurs types de mesures peuvent être effectués. Ainsi, une mesure isométrique permet d'effectuer une mesure à valeur angulaire fixe, à vitesse nulle et donc longueur musculaire constante. Une mesure isocinétique permet d'effectuer une mesure à vitesse constante sur une amplitude articulaire définie. La mesure isocinétique est dite concentrique quand les muscles du groupe musculaire responsable du couple produit se raccourcissent au cours de l'effort et elle est dite excentrique quand ces mêmes muscles s'allongent.

Des bases de données ont été collectées sur des sujets sains, détaillant des gammes de couples articulaires isométriques et isocinétiques pour différentes vitesses et angles. Ces données sont utilisées à des fins d'évaluation de la fonction musculaire dans le contexte clinique, sportif ou ergonomique. Des études ont par exemple exploré l'effet de l'âge (Dean et al., 2004; Anderson et al., 2007; Danneskiold-Samsøe et al., 2009; D'Souza et al., 2012), du genre (Hussain and Frey-Law, 2016), de l'articulation (Frey-Law et al., 2012). Ces mesures permettent de fournir des données pour analyser des populations.

Comme ces mesures sont généralement chronophages, les données récoltées sont utilisées pour alimenter un modèle afin de prédire les valeurs de couple pour les combinaisons de vitesses et de positions angulaires non-explorées durant les mesures. Ces modèles sont en fait des fonctions, appelées enveloppes, dont la sortie est le couple articulaire maximal en fonction de la vitesse et

l'angle articulaire, voir figure 3.3.2. Les paramètres des modèles varient selon les auteurs. Une première approche consiste à utiliser une équation polynomiale (Khalaf et al., 2001; Looft and Frey-law, 2015) ou logistique (Frey-Law et al., 2012; Hussain and Frey-Law, 2016) avec des paramètres non-physiques. La seconde approche consiste à modéliser la relation couple-angle avec un cosinus et couple-vitesse avec une hyperbole (Anderson et al., 2007) de manière analogue à ce qui a été reporté pour modéliser le principe de génération d'effort des muscles. En revanche, ces modélisations ne font pas l'unanimité dans la littérature, et dans une publication de Haering et al. (2019), cinq relations couple-angle ont été explorées et la relation couple-vitesse d'Anderson et al. (2007) a été comparée à une relation comprenant des paramètres plus physiologiques pour le cas du coude. Ces paramètres sont plus pertinents pour l'analyse et la modélisation puisqu'ils sont plus interprétables par le praticien.

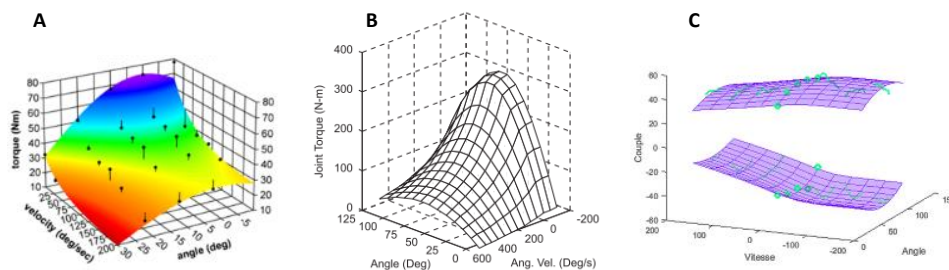


FIGURE 3.3.2 – Illustration d'enveloppes couple-angle-vitesse de la littérature. (A) Extension de cheville (Hussain and Frey-Law, 2016), (B) Extension du genou (Anderson et al., 2007), (C) Flexion-Extension du coude (Haering et al., 2019).

Enfin, la modélisation couple-angle-vitesse trouve son intérêt en simulation de mouvement. Elle permet de modéliser les actionneurs articulaires de manière physiologique dans des simulations du mouvement humain. Par exemple, plusieurs études ont construit des modèles de dynamique directe pilotés par des couples physiologiques pour générer des mouvements optimaux tel que le saut en hauteur (King et al., 2006), la manutention (Millard et al., 2017), la locomotion en fauteuil roulant (Brown and McPhee, 2020), ou le swing de golf (Inkol et al., 2020).

Dans le cadre de cette thèse, ces enveloppes de couples articulaires maximaux sont des outils très pertinents pour le dimensionnement de l'actionnement des exosquelettes d'assistance à la locomotion dans le respect des capacités de génération d'efforts des soldats. C'est pourquoi, il conviendrait de disposer d'une base de données de couples articulaires maximaux du membre inférieur spécifique à la population de soldats pour la conception d'exosquelettes. De plus, les données dynamométriques ont été présentées dans la section 3.2.4 comme des données permettant de personnaliser les paramètres musculaires. Ces enveloppes musculaires sont donc particulièrement d'intérêt pour compléter les couples expérimentaux et fournir des points de données supplémentaires pour une optimisation des paramètres musculaires.

### 3.3.3 Conclusion et positionnement sur les modèles biomécaniques génériques

Dans cette section, on a présenté une étude bibliographique des modèles biomécaniques génériques avec un focus sur l'anthropométrie et la capacité de génération d'efforts articulaires.

Pour la partie caractérisation anthropométrique, il a été identifié qu'un nombre de données importants permet d'identifier les variables représentatives de la variabilité morphologique au sein d'une population et d'identifier des sous-groupes similaires à l'aide de techniques de clustering. Dans le cadre de cette thèse, on s'appuiera donc sur ce type de données pour proposer des lois de régression génériques et identifier des modèles génériques représentatifs de sous-groupes de la population de soldats. On traitera ces deux aspects dans le chapitre 4.

Pour la partie caractérisation des capacités de génération d'efforts articulaires, les enveloppes de couples articulaires maximaux ont été identifiées comme un outil pertinent pour la conception des exosquelettes d'assistance à la locomotion du soldat. Il conviendrait de caractériser les capacités de génération d'efforts des soldats à l'aide de données dynamométriques. On traitera cet aspect dans le chapitre 6.

## 3.4 Données expérimentales

Les différentes contributions proposées dans cette thèse s'appuient sur des données expérimentales. Dans cette section, le matériel expérimental considéré pour traiter les problématiques associées à cette thèse est présenté. Les données seront plus amplement présentées dans les chapitres qui suivent.

Tout d'abord, une base de données anthropométriques des personnels militaires des armées françaises a été mise à disposition par la Direction générale de l'armement (DGA). L'enquête anthropométrique ABCD (Anthropométrie, Biomécanique, Connexes et Dérivées) contient des données sur 1230 sujets, 459 femmes et 771 hommes respectivement. Des données démographiques et anthropométriques y sont reportées pour chaque sujet. Ces données nous permettront de traiter les aspects de modélisation générique anthropométrique au chapitre 4.

Dans le cadre de la calibration géométrique sujet-spécifique, on a identifié qu'il était nécessaire d'estimer convenablement les paramètres géométriques d'un individu pour l'analyse musculo-squelettique. En revanche, les méthodes de calibration géométrique n'ont pas fait l'objet de validation concernant les longueurs segmentaires, les résidus de la cinématique inverse et les angles articulaires. Une base de données de radiographies biplanaires et de captures de mouvement a été mise à disposition par l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak pour traiter de la calibration géométrique sujet-spécifique. Vingt-six sujets ont participé à une étude impliquant de la capture de mouvement avec un système optoélectronique (système Vicon<sup>TM</sup>; Nexus 2; Oxford Metrics, UK) où les sujets ont réalisé des mouvements fonctionnels des articulations du membre inférieur et des cycles de marche. En parallèle, ces sujets équipés de



marqueurs ont effectué des radiographies biplanaires EOS (EOS® Imaging, Paris, France), permettant une reconstruction tridimensionnelle des os des membres inférieurs. Ces données ont permis de calculer les longueurs segmentaires de référence pour évaluer la qualité de la calibration géométrique dans le chapitre 5.

Dans le cadre de la caractérisation des capacités de génération d'effort et de la calibration musculaire, un protocole expérimental a été conçu et approuvé par le Comité de Protection des Personnes Sud-Ouest Outre-Mer I (CPP SOOM I, France no. 2018-A00484-51). Quarante-trois sujets ont été recrutés pour cette expérience. Dix-sept militaires aptes au combat ont été recrutés parmi les personnels et élèves des écoles de St-Cyr Coëtquidan à Guer et les personnels du 2<sup>e</sup> régiment du matériel de Bruz. Vingt-six hommes civils sportifs ont été ajoutés à cette cohorte. Les expériences se sont déroulées au laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S). Le protocole expérimental a été divisé en deux parties : une partie capture du mouvement et une partie mesure dynamométrique.

La partie capture de mouvement avait pour but de mesurer le mouvement, les efforts extérieurs et l'activité électrique des muscles du membre inférieur au cours de tâches de locomotion simple. Ces données ont été collectées afin de valider le développement d'une méthode de calibration musculaire grâce à l'utilisation des activités musculaires mesurées par électromyographie. Différents mouvements ont été enregistrés : des mouvements sollicitant les amplitudes articulaires appelés « Range of motion » (RoM), des cycles de marche, des cycles de course, des mouvements de changements de direction à 45 degrés et des sauts depuis un marchepied. Des essais de marche avec un sac à dos de 10, 20 et 30 kg ont été aussi demandés aux sujets militaires. Pour chaque sujet, le temps expérimental était d'environ 1 h 30.

La partie mesure dynamométrique était réalisée à l'aide d'un ergomètre isocinétique Con-Trex MJ® (CMV AG, Dübendorf, Suisse) pour les degrés de liberté en flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche. Cette étape avait pour but de collecter des données de capacité de génération d'efforts articulaires du soldat puis de servir à la personnalisation des paramètres musculaires du modèle musculo-squelettique du soldat. Les plages articulaires de mesure des différentes articulations étaient alors divisées en cinq, pour mesurer cinq couples maximaux isométriques en flexion et en extension. Des mesures de couples maximaux isocinétiques concentriques ont été aussi réalisées sur l'ensemble de la plage articulaire. Un total de 48 essais sur l'ergomètre était inclus pour chaque sujet représentant un temps expérimental d'environ 2 h 30. Ces données seront utilisées dans le chapitre 6 et le chapitre 7.

### 3.5 Conclusion générale du chapitre

Cette thèse propose des contributions pour la modélisation musculo-squelettique générique et spécifique en vue du support de l'activité physique du soldat, que ce soit au niveau anthropométrique, géométrique et musculaire. Pour développer l'ensemble de ces méthodes, des données expérimentales ont été rassemblées. L'ensemble des contributions développées dans la suite du manuscrit s'appuie sur les données expérimentales présentées dans la précédente section.



## Modèles génériques et mise à l'échelle générique du soldat français

Ce chapitre présente une méthode de mise à l'échelle de modèle générique et la conception d'une loi de régression à partir d'une base de données anthropométriques des personnels militaires des armées françaises.

La première partie traite la méthode d'identification de groupes représentatifs de la population de soldats et utilise les centroïdes des groupes identifiés pour générer des modèles cinématiques représentatifs de cette population.

La seconde partie traite de la conception d'une loi de régression générique à partir des données anthropométriques. L'algorithme conçu grâce aux vecteurs à machine de support (séparateurs à vaste marge) permet de retenir 6 mesures principales pour prédire d'autres mesures clés de la base de données anthropométriques.

## 4.1 Modèles génériques du soldat français

Les modèles musculo-squelettiques disponibles permettent de modéliser le corps humain. Dans la littérature, les modèles disponibles ne sont pas représentatifs d'une population. Ils sont souvent issus de données cadavériques et les sujets sont souvent des personnes âgées (Klein Horsman et al., 2007; Arnold et al., 2010; Carbone et al., 2015; Bayoglu et al., 2017).

Ainsi, des méthodes de mise à l'échelle sujet-spécifique ont été proposées pour étudier une personne en particulier que ce soit pour les paramètres géométriques (Lund et al., 2015), inertiels (Futamura et al., 2017) ou musculaires (Van Campen et al., 2014) d'un modèle musculo-squelettique. En revanche, dans le cadre de la conception de produit, on ne peut se permettre de réaliser une étude pour chaque personne de cette population. C'est pourquoi, il convient d'avoir un nombre restreint de modèles et représentatif de la population objectif.

Pour modéliser ces populations, il faut des bases de données représentatives de ces mêmes populations. Par exemple, des bases de données anthropométriques ont été collectées dans les armées (américaines ANSUR I, II, australiennes et françaises) pour la conception et le dimensionnement de produits militaires comme le dimensionnement de vêtements, d'environnements de travail ou de véhicules. Ainsi, ce type de bases de données a le potentiel pour identifier les dimensions géométriques représentatives de la population étudiée.

Comme il a été expliqué dans l'état de l'art à la section 3.3.1, la conception a souvent été basée sur les percentiles. Cette approche est très pratique lorsque l'on souhaite utiliser une mesure indépendamment. En revanche, si l'on souhaite obtenir des relations entre les différentes mesures alors les percentiles conviendront à peu d'individus (Robinette, 2012). Aujourd'hui, il existe des méthodes sophistiquées qui permettent d'identifier des groupes à l'aide de méthodes d'apprentissage non-supervisées. L'analyse en composantes principales permet d'identifier des variables principales qui expliquent la variance dans les données ce qui permet de garder des relations entre les mesures ainsi cette technique est très utile en anthropométrie (Arunachalam et al., 2020). Par ailleurs, contrairement à l'usage des percentiles, l'utilisation du k-means clustering permet d'identifier des groupes en se reposant sur des critères objectifs pour séparer des groupes de population, i.e. il ne suffit pas de prendre la moyenne des mesures pour avoir un individu moyen représentatif de la population.

Cependant, l'anthropométrie seule ne permet pas d'évaluer des quantités biomécaniques qui peuvent aider à la conception. Il y a donc un intérêt à utiliser la modélisation musculo-squelettique pour la conception car elle permet d'accéder aux efforts développés dans les articulations et les muscles, et dans le cadre de l'utilisation d'un exosquelette, de savoir si le corps est assisté efficacement. Grâce à des données anthropométriques identifiées comme représentatives d'une population, on peut alors envisager d'utiliser ces données pour mettre à l'échelle la chaîne cinématique d'un modèle musculo-squelettique. De plus, les mesures anthropométriques sont souvent redondantes par nature, on pourra alors s'inspirer de méthodes fonctionnelles (Reinbolt et al., 2005; Puchaud et al., 2020b) qui reposent sur l'optimisation pour mettre à l'échelle notre

modèle.

Dans le cadre de cette thèse, on propose dans un premier temps d'utiliser une base de données anthropométriques de l'armée française pour identifier des groupes anthropométriques représentatifs de la population de soldats français à l'aide de techniques d'apprentissage non-supervisées. Dans un second temps, on utilisera les individus moyens de ces groupes identifiés pour mettre à l'échelle des modèles cinématiques corps entier à l'aide d'une méthode d'optimisation qui exploitera la redondance des mesures anthropométriques. Des modèles cinématiques génériques du soldat français seront ainsi générés.

#### 4.1.1 Base de données anthropométriques

La base de données anthropométriques ABCD issue d'une enquête sur le personnel militaire français contient 1230 sujets, 459 femmes et 771 hommes respectivement. Cette base de données appartient à la Direction générale de l'armement (DGA) du ministère français de l'armée. Dans la base de données, les données démographiques (âge, genre, ethnie) et 122 mesures anthropométriques sont stockées pour chaque sujet. Ces mesures ont été effectuées sur le torse, les membres supérieurs, les membres inférieurs, la tête, les mains et les pieds. Les procédures de mesure ont été suivies conformément aux normes ISO et standards (ISO Central Secretary, 2008; Marfell-Jones et al., 2012). Des mesures ont été réalisées en faisant varier la position du sujet (assis, debout, etc.), l'orientation de segments particuliers (tête, bras, jambe, etc.) et le plan de mesure (ex : Dorsal).

Pour cette étude, on a sélectionné un sous-ensemble de 26 mesures clés pour leur faible écart-type par rapport à la moyenne ( $<0,1$ ) et leur potentiel pour la mise à l'échelle de modèles. En effet, ces mesures sont représentatives des longueurs et largeurs des segments du sujet. Des mesures comme la taille des oreilles ont été exclues. De plus, de forts écarts-types à la moyenne signifiaient que la mesure était sujette à de fortes erreurs instrumentales et ou expérimentales, possiblement liées à la précision des appareils de mesures et à des erreurs de palpation. Ces mesures retenues sont donc pertinentes pour mettre à l'échelle un modèle cinématique corps complet du soldat. Ces mesures sont listées dans le tableau 4.1.1. Ces mesures ont été effectuées dans trois configurations articulaires, voir figure 4.1.1 : position debout bras tendus le long du corps, position debout bras tendus vers le haut, position assis bras tendus à l'horizontale .

#### 4.1.2 Réduction de dimension par analyse en composantes principales

L'objectif de l'analyse en composantes principales (ACP) est de réduire la dimension de l'ensemble des données en conservant la majeure partie de la variance initiale. C'est une procédure mathématique qui transforme des paramètres corrélés en un nombre plus petit de groupes de paramètres non corrélés appelés composantes principales (Duby and Robin). La première composante principale explique autant que possible la variance des données, et chaque composante

N°	Nom de la mesure	Unité
1	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure gauche	mm
2	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure droite	mm
3	Hauteur du grand trochanter gauche	mm
4	Hauteur du grand trochanter droit	mm
5	Hauteur de la rotule	mm
6	Distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral	mm
7	Hauteur du creux poplité	mm
8	Distance du condyle fémoral latéral à la malléole latérale	mm
9	Distance bitrochanter	mm
10	Longueur maximale du pied	mm
11	Hauteur vertex - siège (assis redressé)	mm
12	Hauteur C7 assis sur un siège	mm
13	Hauteur acromiale assis sur un siège	mm
14	Distance biacromiale	mm
15	Largeur du bassin	mm
16	Distance antéro-postérieure du thorax	mm
17	Distance de l'épicondyle du coude à la 3 <sup>e</sup> tête métacarpienne	mm
18	Distance du plan postérieur à la pointe de la main	mm
19	Distance de l'acromion à l'épicondyle	mm
20	Distance de l'épicondyle au styloïde radial	mm
21	Hauteur fonctionnelle d'atteinte du membre supérieur	mm
22	Taille	mm
23	Hauteur C7	mm
24	Hauteur de l'acromion	mm
25	Hauteur du manubrium	mm
26	Masse	kg

Tableau 4.1.1 – Liste des mesures conservées pour cette étude



FIGURE 4.1.1 – Configurations articulaires associées aux mesures sélectionnées conformément aux standards de mesures anthropométriques (ISO Central Secretary, 2008). En orange, les positions anatomiques utilisées pour modéliser les points de mesures anthropométriques

suivante explique autant que possible la variance restante.

Concrètement, l'ACP est liée à un problème aux valeurs propres. On considère  $\mathbf{X}$  une matrice  $n \times m$  avec  $n$  sujets et  $m$  mesures. On va chercher à exprimer les sujets de  $\mathbf{X}$  dans une nouvelle base dite principale, pour cela on cherche la décomposition aux valeurs propres de  $\mathbf{X}^T \mathbf{X}$  avec  $\mathbf{W}$  la matrice des vecteurs propres de taille  $m \times m$  et les valeurs propres  $\lambda_j$ . Chaque colonne de  $\mathbf{W}$  est une composante principale. La plus grande composante est définie grâce à sa valeur propre associée qui est la plus grande, elle devient donc la première colonne de  $\mathbf{W}$ . La seconde colonne de  $\mathbf{W}$  est associée à la composante dont la valeur propre est la deuxième plus grande. Ainsi, les colonnes de  $\mathbf{W}$  sont ordonnées selon les valeurs des valeurs propres  $\lambda_j$ . Le score  $\mathbf{T}$  s'écrit comme :

$$\mathbf{T} = \mathbf{X} \mathbf{W} \quad (4.1)$$

Comme les colonnes de  $\mathbf{W}$  sont ordonnées, les dernières colonnes de  $\mathbf{W}$  n'expliquent plus qu'une toute petite partie de la variance dans les données. On peut alors faire l'approximation que les données sont principalement expliquées par un nombre  $r$  de composantes principales, et on peut tronquer  $\mathbf{W}$ . On peut choisir de n'utiliser que les premières colonnes  $r$  de  $\mathbf{W}$  et écrire

la base tronquée  $W_r$  tel que :

$$W = \left[ \underbrace{w_1 \ w_2 \ \dots \ w_r}_{W_r} \ \dots \ w_m \right] \quad (4.2)$$

Avec  $W_r$  une matrice  $m$  par  $r$ . Ainsi, on peut écrire la matrice des scores tronqués  $T_r$  :

$$T_r = X W_r \quad (4.3)$$

Dans le cadre de l'analyse de nos données anthropométriques, l'objectif est d'identifier les principales caractéristiques responsables de la variabilité anthropométrique dans la population de soldats français. Les données ont été standardisées. La standardisation des données donne un poids égal à toutes les variables dans le calcul des distances. Cette égalité de traitement des variables évite tout effet d'échelle. Pour la variable  $j$ , on retire la moyenne  $\bar{X}_j$  à toutes les données  $X_{ij}$  et on divise par l'écart-type sur les données  $\sigma_{X_j}$ . Quand on applique la standardisation, on dit alors que l'on a réalisé une analyse en composantes principales normées. Ainsi, pour chaque  $X_{ij}$ , on a calculé :

$$\tilde{X}_{ij} = \frac{X_{ij} - \bar{X}_j}{\sigma_{X_j}} \quad (4.4)$$

Avec  $\tilde{X}_{ij}$ , la valeur standardisée associée à la mesure  $X_{ij}$ . Plusieurs critères permettent de sélectionner le nombre de composantes principales  $r$  de manière objective. Le premier critère consiste à fixer un seuil arbitraire, par exemple 90 ou 95%. D'autres critères plus objectifs permettent de choisir le nombre de composantes principales. Le critère de Kaiser a été choisi pour cette étude. Il permet de retenir les composantes principales dont l'inertie est supérieure à l'inertie moyenne. Les inerties étant les valeurs propres  $\lambda_j$  de la matrice de covariance. Le nombre de composantes principales a été choisi selon le critère de Kaiser :

$$\lambda_j > \bar{\lambda} \quad (4.5)$$

Avec  $\bar{\lambda}$ , la moyenne des valeurs propres.

#### 4.1.3 K-means Clustering

Une approche de K-means clustering a été appliquée aux scores des composantes principales sélectionnées dans le but d'identifier des sous-groupes au sein de la population de soldat (Ding and He, 2004). Cet algorithme est considéré comme une méthode d'apprentissage non supervisé (Imad Dabbura, 2018). Cet algorithme est un algorithme très populaire en raison de sa simplicité. L'algorithme de K-means est un algorithme itératif qui partitionne l'ensemble de données en sous-groupes distincts  $C_1, \dots, C_K$ , dit clusters, dont le nombre  $K$  est prédéfini. On désigne ensuite  $K$  centres des clusters  $\mu_1, \dots, \mu_K$ , appelés centroïdes. Ces centroïdes sont les moyennes arithmétiques de tous les points de données qui appartiennent aux différents clusters, d'où :  $C_i = \{\text{ensemble des points les plus proches du centre } \mu_i\}$ . Chaque point de données  $x^j$  appartient à un unique cluster. Dans le cas de cette étude, un point de données  $x^j$  correspond aux scores  $T_r$  pour un sujet  $j$  de notre base de données, ce sera donc un vecteur de dimension  $r$



selon le nombre de composantes principales qui sera retenue.

L'algorithme tente de rendre les points de données  $\mathbf{x}^j$  intra-clusters aussi similaires que possible tout en gardant les clusters  $C_i$  aussi différents que possible. Il attribue les points de données  $\mathbf{x}^j$  à un cluster  $C_i$  de telle sorte que la somme des carrés des distances entre les points de données  $\mathbf{x}^j$  et le centroïde du groupe  $\boldsymbol{\mu}_i$  soit au minimum. Moins il y a de variation au sein des clusters, plus les points de données sont homogènes. Ces centroïdes  $\boldsymbol{\mu}_i$  sont dans un premier temps désignés aléatoirement. L'approche suivie pour résoudre le problème est dit "Expectation-Maximization". C'est un problème de minimisation en deux parties. L'étape E (Expectation) consiste à attribuer les points de données  $\mathbf{x}^j$  au cluster le plus proche. L'étape M (Maximization) consiste à calculer le centroïde de chaque sous-groupe. La fonction objectif est :

$$J = \sum_j^m \sum_i^K \alpha_{ji} \|\mathbf{x}^j - \boldsymbol{\mu}_i\|^2 \quad (4.6)$$

où  $\alpha_{ji} = 1$  pour un point  $\mathbf{x}^j$  s'il appartient au cluster  $C_i$ , sinon  $\alpha_{ji} = 0$  et  $\boldsymbol{\mu}_i$  est le centroïde du cluster  $C_i$ . En fait,  $J$  est différencié d'abord par rapport  $\alpha_{ji}$  et puis les groupes sont mis à jour (étape E). Ensuite,  $J$  est différencié par rapport à  $\boldsymbol{\mu}_i$  et les centroïdes sont recalculés après la mise à jour des clusters de l'étape précédente (étape M). Par conséquent, l'étape E est :

$$\begin{aligned} \frac{\partial J}{\partial \alpha_{ji}} &= \sum_p^m \alpha_{pi} (\mathbf{x}^j - \boldsymbol{\mu}_i) \\ \text{Avec, } \boldsymbol{\mu}_i &= \frac{\sum_p^m \alpha_{ji} \mathbf{x}^j}{\sum_p^m \alpha_{ji}} \end{aligned} \quad (4.7)$$

En d'autres termes, il attribue le point de données  $\mathbf{x}^j$  au cluster le plus proche, évalué par la somme de la distance au carré du centroïde  $\boldsymbol{\mu}_i$ . Et l'étape M est :

$$\begin{aligned} \frac{\partial J}{\partial \boldsymbol{\mu}_i} &= 2 \sum_j^m \sum_i^K \|\mathbf{x}^j - \boldsymbol{\mu}_i\|^2 \\ \text{avec, } \alpha_{pi} &= \begin{cases} 1 & \text{si } i = \operatorname{argmin}_j \|\mathbf{x}^j - \boldsymbol{\mu}_i\|^2 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \end{aligned} \quad (4.8)$$

Ce qui se traduit par le calcul du centroïde  $\boldsymbol{\mu}_i$  de chaque cluster après les nouvelles affectations des points  $\mathbf{x}^j$ . L'algorithme s'arrête suivant un critère d'arrêt fixé par l'utilisateur : soit le nombre limite d'itérations est atteint, soit l'algorithme a convergé, c'est-à-dire qu'entre deux itérations les classes formées restent les mêmes, soit l'algorithme a "presque" convergé, c'est-à-dire que l'inertie intra-classe ne s'améliore quasiment plus entre deux itérations.

Ainsi, l'approche par k-means clustering a été appliquée aux scores des composantes principales sélectionnées à l'étape précédente. Un nombre maximum d'itération a été fixé à 10000 avec 1000 estimations initiales aléatoires des centroïdes pour assurer une convergence vers un

optimum global. L'algorithme a été appliqué pour plusieurs nombres de clusters prédéfinis  $K = 2$  à 5.

Pour choisir le  $K$ , il est nécessaire d'analyser la structure des clusters. Pour cela il existe l'indicateur de silhouette. On peut l'analyser pour interpréter le niveau de structure des clusters. L'analyse de la silhouette peut être utilisée pour déterminer le degré de séparation entre les clusters. Pour chaque point de donnée  $x^j$ , la distance moyenne avec tous les points de données du même cluster noté  $a^j$  est calculée. La distance moyenne de tous les points de donnée  $x^j$  dans le cluster le plus proche est noté  $b^j$ . Ce qui conduit au coefficient  $Sil$  :

$$Sil = \frac{b^j - a^j}{\max(a^j, b^j)} \quad (4.9)$$

$\bar{Sil}$	Interprétation
0.71 - 1.00	Une structure solide a été trouvée
0.51 - 0.70	Une structure raisonnable a été trouvée
0.25 - 0.50	La structure est faible et pourrait être artificielle.
$\leq 0.25$	Aucune structure substantielle n'a été trouvée

Tableau 4.1.2 – Évaluation de la qualité du k-means clustering selon (Kaufman and Rousseeuw, 1990)

En faisant la moyenne des valeurs de silhouette de chaque point de donnée  $x^j$  appartenant au cluster  $C_i$ , on peut obtenir une silhouette moyenne  $\bar{Sil}$  pour l'ensemble du cluster. Une interprétation subjective de cette valeur a été proposée par les auteurs de (Kaufman and Rousseeuw, 1990) pour évaluer la qualité du regroupement, comme le montre le tableau 4.1.2. Les centroïdes de ces clusters seront utilisés comme moyennes anthropométriques pour représenter les sous-groupes de la population de soldats incluse de la base de données.

#### 4.1.4 Mise à l'échelle du modèle biomécanique

Un modèle biomécanique comportant 18 segments rigides (bassin, tronc inférieur, tronc supérieur, tête, clavicules, bras, avant-bras, mains, cuisses, jambes et pieds) a été utilisé. Ils étaient reliés par 17 articulations équivalentes à 41 degrés de liberté (3 pour l'articulation pelvis/tronc inférieur, 3 pour l'articulation tronc inférieur/tronc supérieur, 3 pour le cou, 3 pour chacune des articulations tronc supérieur/clavicules, 3 pour chaque épaule, 2 pour chaque coude, 2 pour chaque poignet, 3 pour chaque hanche, 1 pour chaque genou et 2 pour chaque cheville). La taille générique du modèle était de 1,80 m. Au total, 23 positions anatomiques (y compris le sol) ont été placées dans les repères des segments du modèle en fonction des sites de mesure de la base de données qui sont illustrés figure 4.1.2. Chacune des mesures clés a été modélisée comme une distance entre des marqueurs puis projeté ou normée conformément à la manière dont a été réalisée la mesure anthropométrique. Les modélisations de ces mesures sont indiquées au tableau

## 4.1.3.

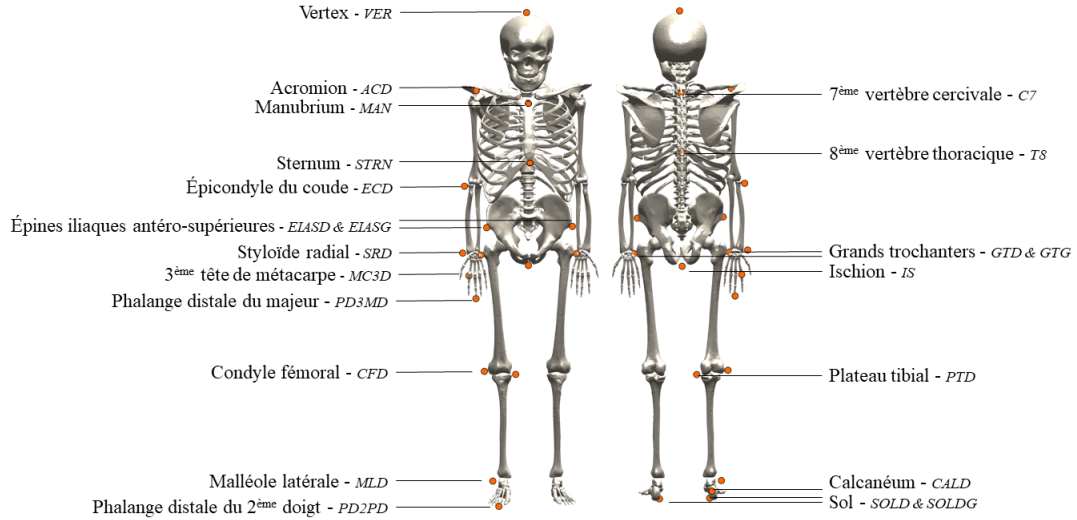


FIGURE 4.1.2 – Schéma des positions anatomiques placées sur le modèle pour modéliser les distances conformément aux mesures anthropométriques réalisées selon les standards de mesures anthropométriques (ISO Central Secretary, 2008). Les repères anatomiques ont été placés uniquement d'un côté car l'optimisation a été contrainte pour que les segments opposés soient symétriques.

Les longueurs des segments de ce modèle ont été initialisées par un coefficient homothétique  $k_0$  qui est le rapport entre la taille des sujets (issus des centroïdes) et la taille du modèle générique. Les valeurs génériques, c'est-à-dire les longueurs des segments et les positions anatomiques, ont été mises à l'échelle de manière isométrique, ce qui garantit une estimation initiale plus proche de la solution finale car le modèle et le sujet seront dans un premier temps à la même taille.

Un schéma d'optimisation a été appliqué pour mettre le modèle à l'échelle avec les mesures anthropométriques  $d_i^{exp}$  correspondant à chaque centroïde sélectionné comme précisé dans la section 4.1.3 avec  $i$  correspondant à l'une des 25 mesures. La masse a été exclue de cette étape, car ce n'est pas un paramètre géométrique. La méthode de Puchaud et al. (2020b) permettait de modifier la taille des segments en se basant sur des positions anatomiques dans l'espace et des modèles de géométrie directe de ces positions anatomiques. Cette méthode a ainsi été adaptée pour ajuster la taille des segments à partir de distances qui correspondent aux mesures anthropométriques. Les distances modélisées  $d_i^{mod}$  entre les positions anatomiques, fixées dans les repères des segments, ont été écrites comme des fonctions symboliques avec pour variables les vecteurs de coefficients homothétiques de segments  $\mathbf{k}$  et les angles articulaires  $\mathbf{q}$ . Le vecteur des angles articulaires prenait trois valeurs possibles qui se réfèrent aux trois configurations articulaires. Une configuration articulaire  $\mathbf{q}_i$  a été attribuée à chacune des 25 mesures modélisées  $d_i^{mod}$ . Le problème de minimisation suivant a été résolu en optimisant les coefficients homothétiques des segments  $\mathbf{k}$  par une méthode de points intérieurs adaptée pour minimiser les fonctions

N°	Nom de la mesure	$d_{mod}(\mathbf{q}_i, \mathbf{k})$
1	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure gauche	$ (\mathbf{p}_{EIASG} - \mathbf{p}_{SOLG}) \cdot \mathbf{y} $
2	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure droite	$ (\mathbf{p}_{EIASD} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
3	Hauteur du grand trochanter gauche	$ (\mathbf{p}_{GTG} - \mathbf{p}_{SOLG}) \cdot \mathbf{y} $
4	Hauteur du grand trochanter droit	$ (\mathbf{p}_{GTD} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
5	Hauteur de la rotule	$ (\frac{1}{2}(\mathbf{p}_{CFS} + \mathbf{p}_{PTD}) - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
6	Distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral	$\ (\mathbf{p}_{GTD} - \mathbf{p}_{CFD})\ _2$
7	Hauteur du creux poplité	$ (\mathbf{p}_{PTD} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
8	Distance du condyle fémoral latéral à la malléole latérale	$\ (\mathbf{p}_{MLD} - \mathbf{p}_{CFD})\ _2$
9	Distance bitrochanter	$ (\mathbf{p}_{GTD} - \mathbf{p}_{GTG}) \cdot \mathbf{z} $
10	Longueur maximale du pied	$ (\mathbf{p}_{CALD} - \mathbf{p}_{PD2PD}) \cdot \mathbf{x} $
11	Hauteur vertex - siège (assis redressé)	$ (\mathbf{p}_{IS} - \mathbf{p}_{VER}) \cdot \mathbf{y} $
12	Hauteur C7 assis sur un siège	$ (\mathbf{p}_{IS} - \mathbf{p}_{C7}) \cdot \mathbf{y} $
13	Hauteur acromiale assis sur un siège	$ (\mathbf{p}_{IS} - \mathbf{p}_{ACD}) \cdot \mathbf{y} $
14	Distance biacromiale	$\ \mathbf{p}_{ACD} - \mathbf{p}_{ACG}\ _2$
15	Largeur du bassin	$ (\mathbf{p}_{EIASD} - \mathbf{p}_{EIASG}) \cdot \mathbf{z} $
16	Distance antéro-postérieure du thorax	$ (\mathbf{p}_{STRN} - \mathbf{p}_{T8}) \cdot \mathbf{x} $
17	Distance de l'épicondyle du coude à la 3 <sup>e</sup> tête métacarpienne	$\ (\mathbf{p}_{ACD} - \mathbf{p}_{MC3D})\ _2$
18	Distance du plan postérieur à la pointe de la main	$ (\mathbf{p}_{T8} - \mathbf{p}_{PD3MD}) \cdot \mathbf{x} $
19	Distance de l'acromion à l'épicondyle	$\ (\mathbf{p}_{ACD} - \mathbf{p}_{ECD})\ _2$
20	Distance de l'épicondyle au styloïde radial	$\ (\mathbf{p}_{SRD} - \mathbf{p}_{ECD})\ _2$
21	Hauteur fonctionnelle d'atteinte du membre supérieur	$ (\mathbf{p}_{SOLD} - \mathbf{p}_{MC3D}) \cdot \mathbf{y} $
22	Taille	$ (\mathbf{p}_{VER} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
23	Hauteur C7	$ (\mathbf{p}_{C7} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
24	Hauteur de l'acromion	$ (\mathbf{p}_{ACD} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $
25	Hauteur du manubrium	$ (\mathbf{p}_{MAN} - \mathbf{p}_{SOLD}) \cdot \mathbf{y} $

Tableau 4.1.3 – Modélisation des distances par rapport aux points anatomiques. La masse du sujet ne figure pas dans ce tableau car ce n'est pas un paramètre géométrique. Les vecteurs  $\mathbf{x}$ ,  $\mathbf{y}$ ,  $\mathbf{z}$  sont les vecteurs de la base monde.

de coût quadratiques :

$$\begin{aligned}
 \min_{\mathbf{k}} \quad & \Phi(\mathbf{k}) = \sum_{i=1}^{N_d} \|d_i^{exp} - d_i^{mod}(\mathbf{q}_i, \mathbf{k})\|^2 \\
 \text{s.t.} \quad & \forall j \in \llbracket 1; N_s \rrbracket, \left| \frac{k_j}{k_0} - 1 \right| < 0.20 \\
 & k_{cuisse_{droite}} = k_{cuisse_{gauche}} \\
 & k_{jambe_{droite}} = k_{jambe_{gauche}} \\
 & k_{pied_{droit}} = k_{pied_{gauche}} \\
 & k_{clavicule_{droite}} = k_{clavicule_{gauche}} \\
 & k_{bras_{droit}} = k_{bras_{gauche}} \\
 & k_{avant-bras_{droit}} = k_{avant-bras_{gauche}} \\
 & k_{main_{droite}} = k_{main_{gauche}}
 \end{aligned} \tag{4.10}$$

Où  $d_i^{exp}$  et  $d_i^{mod}(\mathbf{q}_i, \mathbf{k})$  sont les centroïdes et les distances modélisées,  $N_d$  est le nombre de mesures,  $N_s$  est le nombre de segments rigides du modèle biomécanique. L'optimisation est arrêtée lorsque la variation entre deux itérations est inférieure à 0,1 %.

#### 4.1.5 Résultats et discussion

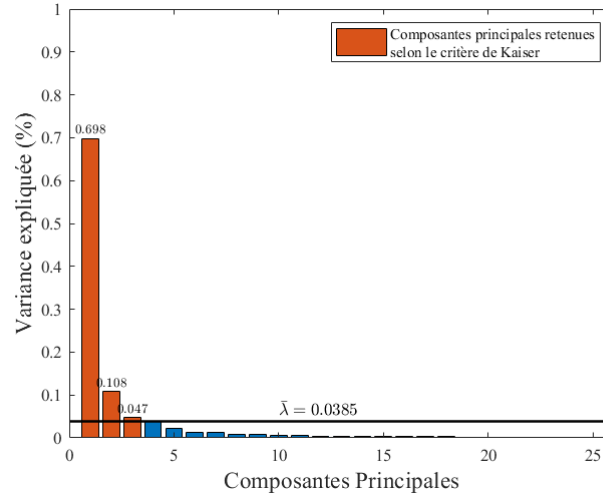


FIGURE 4.1.3 – Éboulis des valeurs propres de l'analyse en composantes principales.

Selon le critère de Kaiser, trois composantes principales représentaient 85,3 % de la variance des données, voir figure 4.1.3. Des modes de variation ont été observés dans les composantes principales, voir tableau 4.1.4. La première composante était principalement corrélée aux mesures

de hauteur verticale et à la masse. La deuxième composante était corrélée aux "largeurs" telles que la distance bitrochanter ou du bassin, le diamètre antéro-postérieur du thorax et la masse. La troisième composante était corrélée à trois mesures en position assise et à la distance entre le condyle fémoral et la malléole externe.

N°	Nom de la mesure	Composantes principales			Clusters		
		1	2	3	$C_1$	$C_2$	$C_3$
	Nombre de sujets par cluster				331	499	370
1	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure gauche (mm)	0,907			891	963	1033
2	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure droite (mm)	0,906			890	963	1032
3	Hauteur du grand trochanter gauche (mm)	0,807			830	890	948
4	Hauteur du grand trochanter droit (mm)	0,798			830	890	948
5	Hauteur de la rotule (mm)	0,847			442	479	514
6	Distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral (mm)	0,265		0,291	410	429	448
7	Hauteur du creux poplité (mm)	0,822			386	421	453
8	Distance du condyle fémoral latéral à la malléole latérale (mm)	0,840			381	412	442
9	Distance bitrochanter (mm)		0,669		332	338	348
10	Longueur maximale du pied (mm)	0,758			237	256	274
11	Hauteur vertex - siège (assis redressé) (mm)	0,701		0,186	851	895	937
12	Hauteur C7 assis sur un siège (mm)	0,633		0,195	614	648	681
13	Hauteur acromiale assis sur un siège (mm)	0,534		0,180	554	585	613
14	Distance biacromiale (mm)	0,545			365	391	417
15	Largeur du bassin (mm)	0,187	0,686		288	301	317
16	Distance antéro-postérieure du thorax (mm)		0,694		233	239	248
17	Distance de l'épicondyle du coude à la 3 <sup>e</sup> tête métacarpienne (mm)	0,812			314	341	367
18	Distance du plan postérieur à la pointe de la main (mm)	0,793			772	834	893
19	Distance de l'acromion à l'épicondyle (mm)	0,777			304	329	353
20	Distance de l'épicondyle au styloïde radial (mm)	0,771			240	260	280
21	Hauteur fonctionnelle d'atteinte du membre supérieur (mm)	0,909			1881	2024	2159
22	Taille (mm)	0,962			1603	1713	1817
23	Hauteur C7 (mm)	0,965			1364	1464	1559
24	Hauteur de l'acromion (mm)	0,956			1307	1402	1493
25	Hauteur du manubrium (mm)	0,961			1294	1389	1478
26	Masse (kg)	0,525	0,393		60,39	71,39	83,36

Tableau 4.1.4 – Résultats du traitement par ACP et par k-means clustering. Pour les résultats de la ACP on y présente les corrélations entre les composantes principales et les mesures. Les corrélations sont affichées seulement quand elles sont supérieures à 0,150. Les valeurs des centroïdes des clusters pour  $K = 3$ , sont présentées, ces valeurs sont représentatives d'un sujet moyen de ces clusters.

Pour les  $K$  allant de 2 à 3, les clusters avaient une structure raisonnable selon l'évaluation de la qualité de clusters par les silhouettes, voir figure 4.1.4. Les moyennes des silhouettes se situaient entre 0,51 et 0,70. Pour,  $K > 3$ , au moins un des groupes présentait une structure faible, c'est-à-dire que les moyennes des silhouettes étaient inférieures à 0,51. Ainsi, le nombre de clusters

choisis pour cette étude était  $K = 3$ . Les valeurs des mesures associées aux centroïdes des clusters  $C_1$ ,  $C_2$  et  $C_3$  sont présentées dans le tableau 4.1.4. On y trouve les 26 mesures clés initiales dont la masse. Par exemple, les centroïdes 1, 2 et 3 présentaient respectivement une largeur de bassin de 288, 301 et 317 mm.

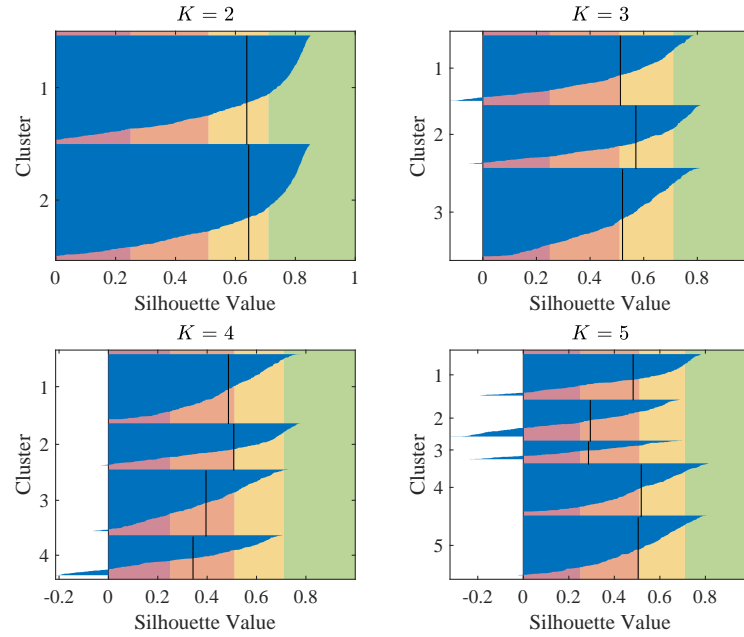


FIGURE 4.1.4 – Étude de la moyenne des silhouettes des clusters pour  $K = 2, \dots, 5$ . La valeur de la silhouette  $Sil$  pour chaque point de mesure est présentée en bleu. Les barres verticales noires indiquent les valeurs de  $\bar{Sil}$  pour chaque cluster. En vert, jaune, orange, rouge, on retrouve les quatre zones qui font respectivement référence à l'interprétation subjective du k-means (Kaufman and Rousseeuw, 1990).

Les optimisations de l'équation 4.10 pour la mise à l'échelle du modèle biomécanique ont permis de réduire les erreurs quadratiques moyennes (RMSE) entre les distances modélisées et les distances des centroïdes. Pour chaque cluster  $C_{1,2,3}$ , les RMSE initiales étaient de 47 mm, 45 mm et 43 mm. Après optimisation, les RMSE étaient respectivement de 23 mm, 24 mm et 25 mm. Les trois modèles sont représentés à la figure 4.1.5.

Ainsi, un sous-ensemble de mesures de la base de données ABCD de l'armée française a été présenté avec une approche numérique pour proposer des modèles génériques basés sur la population en utilisant l'analyse en composantes principales (ACP), la méthode de clustering k-means et une méthode de mise à l'échelle basée sur l'optimisation. L'ACP a permis de réduire le nombre de variables du problème pour ensuite réaliser une identification des clusters parmi ces trois nouvelles composantes retenues.

L'obtention d'une première composante principale liée à la taille des segments est cohérent avec

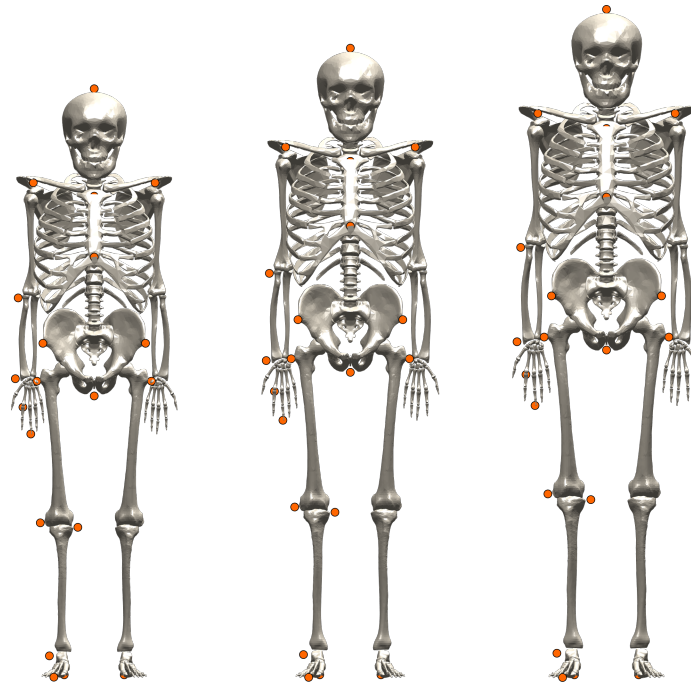


FIGURE 4.1.5 – Trois modèles génériques mis à l'échelle grâce à la méthode d'optimisation

ce qui est obtenu dans la littérature (Arunachalam et al., 2020). L'utilisation de la masse dans l'analyse en composantes principales était pertinente. On a constaté que les mesures de hauteur et de largeur des 1<sup>re</sup> et 2<sup>de</sup> composantes principales étaient corrélées à la masse. Même si la masse n'était pas impliquée dans la mise à l'échelle du modèle cinématique, cette masse peut intervenir dans l'estimation des paramètres inertiels (Dumas et al., 2007). Il était donc important d'utiliser cette masse pour identifier les variabilités dans l'anthropométrie puis distinguer des groupes grâce au clustering.

Le k-means clustering a exhibé trois clusters anthropométriques au sein de cette base de donnée. Ces clusters pourraient être utilisés pour aider à la conception de produits. Ici, le choix du nombre de clusters  $K$  repose sur un critère subjectif (Kaufman and Rousseeuw, 1990). La structure des clusters étant de moins en moins solide quand  $K$  augmente. Ces clusters sont principalement séparés selon la première composante principale. Des clusters sont apparus selon la deuxième composante principale à partir de  $K = 5$  mais ces clusters ne présentaient pas une structure forte.

Dans le cadre du prototypage virtuel, le critère de sélection du nombre de cluster  $K$  pourrait s'appuyer sur un critère économique pour la conception. En effet, on peut envisager de choisir plusieurs tailles d'un produit en fonction d'une connaissance *a priori* du nombre de tailles que l'on souhaite (Stewart et al., 2017).

La méthode de mise à l'échelle a permis de mettre à l'échelle des modèles cinématiques 3D du



corps entier en utilisant la redondance de mesures anthropométriques 2D et a permis d'éviter l'utilisation de mesures 3D pour générer des modèles. En revanche, le nombre de mesures demeure encore très important et nécessite un temps non-négligeable de mesure et une formation avancée en anthropométrie pour recueillir les mesures.

Ces modèles génériques pourraient être utiles pour réduire le nombre de modèles représentatifs d'une population par rapport à Miehl (2019). Avec la méthode présentée, il suffit d'utiliser seulement les trois modèles cinématiques pour réaliser le prototypage virtuel de produits tels que des véhicules, des exosquelettes ou des sacs à dos.

En perspective, couplés à de la synthèse de mouvement, ces modèles représentatifs d'une population pourraient être utilisés pour de la conception de produits pour une population donnée à partir d'une gamme de modèles génériques. Celle-ci pourrait être réalisée à l'aide de modèles statistiques du mouvement (Rasmussen, 2019; Moissenet et al., 2019) ou d'approches par contrôle optimal (Dembia et al., 2019). Cette perspective est tout à fait envisageable dans le cadre de la conception des exosquelettes militaires où la locomotion a largement été étudiée et modélisée. Afin de réaliser ces simulations biomécaniques, nos modèles nécessiteront alors d'être complétés par des bases de données de couples maximaux pour spécifier leurs propriétés musculaires.

## 4.2 Loi de mise à l'échelle générique du soldat

Les protocoles anthropométriques sont lourds et prennent beaucoup de temps. Ils comprennent de nombreuses mesures qui impliquent que les expérimentateurs soient formés pour les réaliser. Il est donc nécessaire de simplifier ces protocoles pour les réaliser en un temps réduit. Réduire le nombre de mesures nécessaires et identifier l'ensemble minimal de mesures pour estimer correctement celles qui ne sont pas mesurées, peuvent être d'un grand intérêt dans de tels cas.

Ainsi, des lois de régression ont été conçues pour prédire des mesures en fonction d'autres mesures. La plupart des méthodes de régression anthropométrique ont été basées sur des régressions linéaires ou multi-linéaires pour prédire les paramètres anthropométriques (Dempster, 1955; Drillis et al., 1964), les paramètres inertiels (Dumas et al., 2007; Merrill et al., 2019) ou les volumes musculaires (Handsfield et al., 2014) avec une quantité limitée de données. Ces régressions ont trouvé une application en biomécanique pour mettre à l'échelle des modèles musculo-squelettiques. Ces modèles musculo-squelettiques combinés à la dynamique des corps poly-articulés fournissent des informations précieuses et des indications générales pour comprendre les mouvements humains normaux et pathologiques.

Avec une base de données plus importante, l'apprentissage machine supervisé peut entraîner des algorithmes plus efficaces pour prédire des mesures avec des algorithmes sophistiqués tels que la machine à vecteur de support pour la régression (MVSF) (Smola and Schölkopf, 2004). Ces outils pourraient produire des prévisions anthropométriques rapides à l'aide de modèles statistiques basés sur des populations (Yeung et al., 2019). Ces méthodes présentent également un potentiel pour la réduction de dimension en anthropométrie.

Ainsi, on se propose dans le cadre de cette thèse de développer des machines à vecteurs de support pour la régression afin d'extraire un ensemble minimal de mesures capables d'estimer un ensemble complet de mesures anthropométriques pour la mise à l'échelle géométrique des modèles musculo-squelettiques. La méthode a été appliquée à une base de données anthropométriques du personnel militaire français, voir tableau 4.1.1.

#### 4.2.1 Critères d'évaluation

Afin d'évaluer la performance des modèles de prédiction développés, le coefficient de corrélation de Pearson  $r$ , l'erreur quadratique moyenne (RMSE), l'erreur absolue moyenne (MAE), le RMSE normée (NRMSE) et l'erreur moyenne absolue en pourcentage (MAPE) ont été utilisés comme critères d'évaluation. Ces critères ont été appliqués pour mesurer l'écart entre les valeurs réelles de la base de données et les valeurs prédites à l'aide de MVSRS. Ils sont donnés dans les équations suivantes :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})(\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})^2}} \quad (4.11)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (4.12)$$

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - \hat{y}_i| \quad (4.13)$$

$$NRMSE = \frac{RMSE}{y_{max} - y_{min}} \quad (4.14)$$

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|y_i - \hat{y}_i|}{y_i} \quad (4.15)$$

où  $y$  représente les mesures réelles,  $\hat{y}$  représente les mesures estimées et  $n$  représente le nombre total de mesures. Les critères 4.12 et 4.13 indiquent les erreurs dans l'unité des mesures et les critères 4.14 et 4.15 indiquent les erreurs relatives en pourcentage pour comparer les performances des modèles entre différentes mesures dont les amplitudes et les unités sont différentes.

#### 4.2.2 Machine à vecteur de support pour la régression

Les machines à vecteur de support (SVM) constituent une méthode populaire pour la classification et la régression qui fait partie des méthodes supervisées du machine learning. L'une de ses implémentations repose sur les SVM insensibles à l'épsilon ( $\epsilon$ -SVM) aussi connues sous le nom de L1-Loss  $|y - f(x)| < \epsilon$ . L'idée de base est de trouver une fonction  $f(x)$  capable de

transformer des données d'entrée  $\mathbf{x}$  en donnée objectif  $y$  qui ne varie pas plus que  $\epsilon$  pour chaque point de mesure et qui reste la plus plate possible (Smola and Schölkopf, 2004). On suppose que l'on a un jeu de données  $\mathbf{x}$  multivariées de  $N$  observations avec  $y_n$  les réponses associées. On cherche une fonction linéaire qui satisfait les observations  $y_n$  telle que :

$$f(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) \mathbf{x}_i^t \mathbf{x} + b \quad (4.16)$$

Avec les multiplicateurs de Lagrange  $(\alpha_n, \alpha_n^*)$  issue de l'optimisation. Certains problèmes de régression ne peuvent pas être résolus avec un modèle linéaire. Dans ce cas, on peut étendre la formulation avec un noyau non-linéaire en remplaçant le produit scalaire  $\mathbf{x}_1^t \mathbf{x}_2$  par une fonction non-linéaire  $G(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$  tel que :

$$f(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) G(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}) + b \quad (4.17)$$

On choisira ici une fonction noyau gaussienne, pour résoudre le problème de régression afin de traiter des données anthropométriques distribuées selon des lois de répartition. Pour plus de détails sur les machines à vecteurs de support, on se référera à l'annexe B.

#### 4.2.3 Algorithme de sélection d'un ensemble de mesures minimales avec les machines à vecteurs de support pour la régression

La machine à vecteurs de support pour la régression a été présentée dans la section précédente. Dans le cadre de cette étude, une fonction gaussienne a été choisie pour le noyau de la MVSR, car on a essayé de prédire des répartitions statistiques. Dans l'ensemble de nos données d'entraînement, une ou plusieurs mesures peuvent être utilisées comme vecteur d'entrée de la MVSR pour prédire une autre mesure du même ensemble de données. L'entrée doit être choisie parmi les 122 mesures de la base de données. Par exemple, on peut utiliser la taille et la distance grand trochanter condyle fémorale pour prédire la hauteur du grand trochanter, voir figure 4.2.1. Le but sera de retenir un jeu de mesures capable de prédire 26 mesures clés à l'aide de 26 MVSRs.

L'objectif de l'algorithme était de sélectionner ce sous-ensemble de mesures  $\mathbf{x}_n$  parmi les 122 mesures de la base de données pour prédire les 26 mesures clés avec une corrélation spécifiée en utilisant 26 MVSRs, voir figure 4.2.2. Les 122 mesures ont toutes été considérées comme des données d'entrée potentielles pour les 26 mesures clés. Ainsi, 122 MVSRs ont été entraînées pour prédire chaque mesure clé (122×26). La corrélation de Pearson  $r$  a été utilisée comme critère de convergence. Une validation croisée à 10 échantillons (10-fold) a été utilisée, i.e., l'ensemble de données a été divisé en 10 sous-ensembles. Chaque combinaison des 90 % des sous-ensembles (1107 sujets à chaque fois) a été utilisée pour l'entraînement des MVSRs et chaque 10% des sous-ensembles (123 sujets à chaque fois) a été respectivement utilisé pour vérifier les performances de l'entraînement des MVSRs.

L'algorithme de sélection des prédicteurs est illustré à la figure 4.2.2. La mesure avec laquelle les MVSRs présentaient les meilleures corrélations  $r$  en moyenne (entre les mesures réelles et

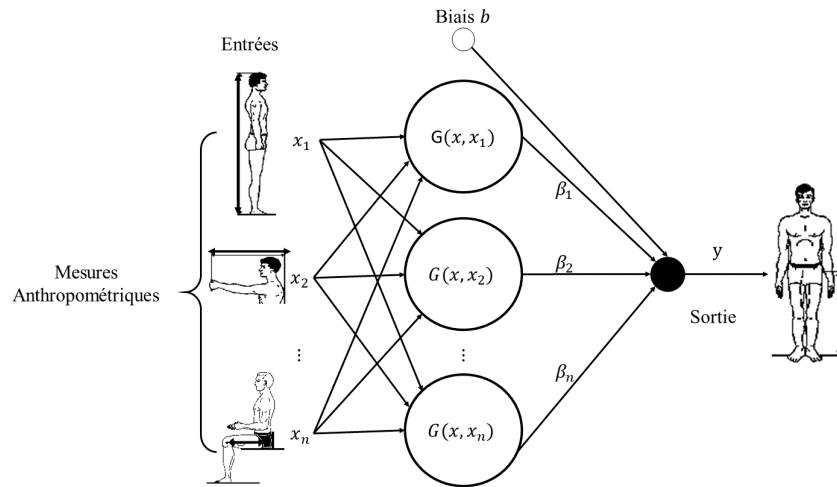


FIGURE 4.2.1 – Illustration du principe de l'architecture de la machine à vecteurs de support utilisant une fonction noyau non-linéaire appliquée à notre problème d'anthropométrie, adaptée de Haykin (2008). Ici, on montre le cas où la taille, la distance du plan postérieur à la pointe de la main et la distance grand trochanter condyle fémorale servent de prédicteurs pour estimer la hauteur du grand trochanter.

prédites) au sein des 26 mesures clés, a été sélectionnée comme le premier prédicteur commun aux 26 MVSRs. Puis, tant que toutes les corrélations  $r$  des prédictions des 26 MVSRs de la base de données d'entraînement avec les mesures réelles restaient inférieures à un seuil  $\varepsilon$ , un nouveau prédicteur commun était ajouté pour entraîner les 26 MVSRs. Ce nouveau prédicteur était sélectionné car sa corrélation moyenne dans les mesures clés restantes en dessous du seuil  $\varepsilon$ . Le seuil  $\varepsilon$  a été fixé à 0,8 pour l'étude, considéré comme une corrélation statistiquement forte pour une telle taille d'échantillon de données normalement distribuées (Hulley et al., 2007).

#### 4.2.4 Résultats et discussion

Pour le seuil fixé à 0,8 l'algorithme s'est arrêté avec une corrélation  $r$  minimale de 0,85 pour la MVSR prédisant l'épaisseur antéro-postérieure du thorax (mesure n° 16). Six mesures ont été incluses dans les 26 MVSR : hauteur du manubrium, masse, distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral, distance bitrochanter, hauteur de l'acromion assis sur un siège et la largeur biacromiale. Ces mesures étaient toutes incluses dans l'ensemble des mesures clés. Elles sont illustrées à la figure 4.2.3. On peut utiliser 20 MVSRs pour prédire les 20 mesures restantes.

Pour les 20 autres mesures prédites, les corrélations moyennes  $r$  pour les données d'entraînement et les données de test étaient de  $0,94 \pm 0,05$  et  $0,92 \pm 0,06$ . Les RMSEs moyennes étaient respectivement de  $12,47 \pm 7,48$  mm et de  $14,71 \pm 8,24$  mm. Les MAEs moyennes étaient respectivement de  $9,39 \pm 5,39$  mm et  $10,77 \pm 6,74$  mm. Les NRMSEs moyennes pour les données d'entraînement et les données de test étaient respectivement de  $0,05 \pm 0,03$  et  $0,06 \pm 0,03$ . Les MAPEs moyennes pour les données d'entraînement et les données de test étaient respectivement

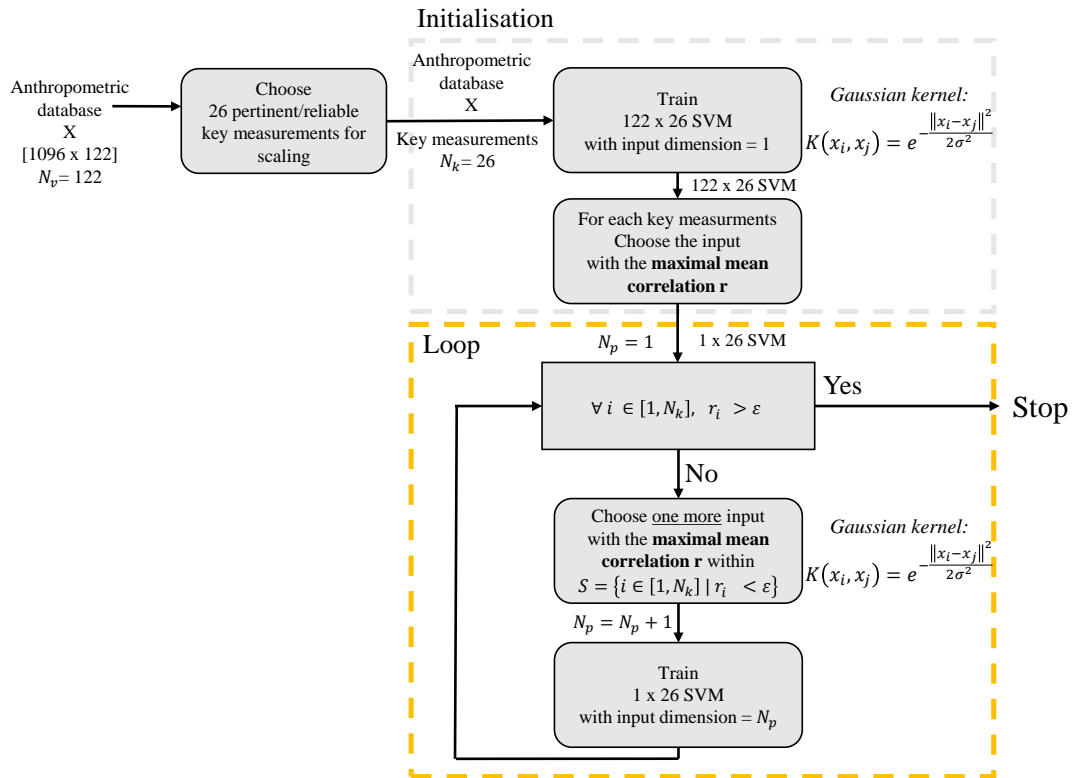


FIGURE 4.2.2 – Schéma de l’algorithme de sélection du sous-ensemble de mesures minimal. Le seuil  $\varepsilon$  a été fixé à 0.8 dans le cadre de cette étude. La phase d’initialisation consistait à choisir le meilleur prédicteur pour toutes les mesures à prédire. La seconde phase consistait à ajouter de manière itérative des prédicteurs pour les mesures insuffisamment prédites au regard de la corrélation de Pearson  $r$ .

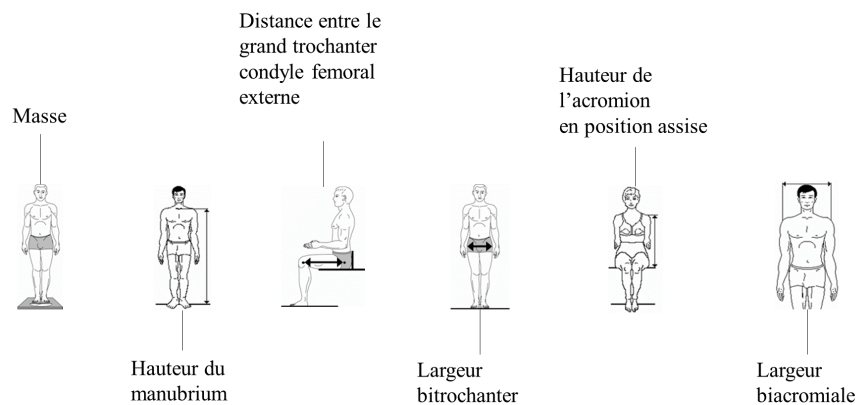


FIGURE 4.2.3 – Illustration des 6 prédicteurs des machines à vecteur de support pour la régression qui permettent de prédire les 26 mesures clés choisies initialement au tableau 4.1.1.

de  $0,02 \pm 0,01$  et  $0,02 \pm 0,01$ . Pour plus de détails, tous les résultats sont présentés dans le tableau 4.2.1.

Par exemple, la corrélation de 0,99 et 0,98 pour les données d'entraînement et de test sur la hauteur de la 7<sup>e</sup> cervicale. Il semble que cette mesure soit la mieux prédite, voir figure 4.2.4. En revanche, la mesure la moins bien prédite est la distance antéro-postérieure du thorax avec 0,86 et 0,82 de corrélation sur les données d'entraînement et de test. On a observé que les petites mesures sont moins bien prédites que les grandes mesures. Par exemple, la RMSE et la MAE sont du même ordre de grandeur pour la hauteur C7 et la hauteur du poplité (n° 23 et 7) mais la corrélation de Pearson  $r$ , la NRMSE et la MAPE sont plus faibles pour la hauteur C7.

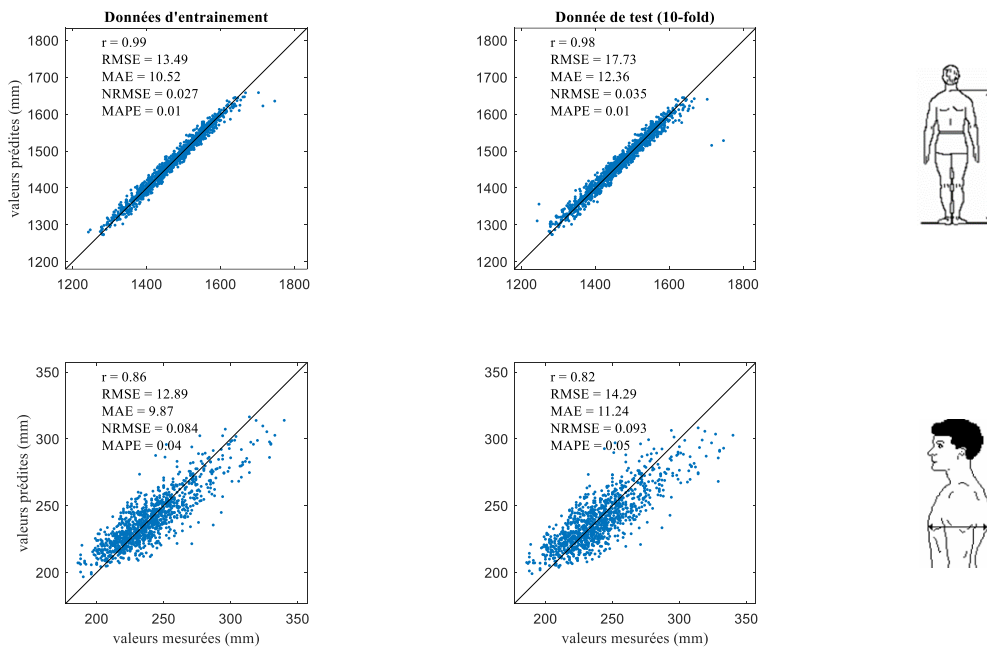


FIGURE 4.2.4 – Analyse de corrélation linéaire entre les valeurs mesurées et les valeurs prédites, en haut, pour la hauteur C7, en bas pour la distance antéro-postérieure du thorax.

Dans cette section, on a exploré l'utilisation des machines à vecteur de support pour la régression (MVSr) afin de développer des méthodes permettant de prédire des quantités anthropométriques à partir d'un nombre réduit de mesures. Un sous-ensemble de 26 mesures de la base de données a été choisi pour leur utilisation potentielle pour la mise à l'échelle musculo-squelettique. Les MVSrs entraînées ont réussi à réduire l'ensemble de mesures nécessaires de 26 à 6. Ce nouvel sous-ensemble minimal de mesures couplé aux MVSrs permet de prévoir l'anthropométrie complète d'un sujet, illustré à la figure 4.2.3. Ainsi, les 6 mesures couplées au 20 MVSrs restants permettent de prédire les 20 mesures.

N°	Nom de la mesure	Données	$r$	RMSE (mm)	MAE (mm)	NRMSE (%)	MAPE (%)
1	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure gauche	Training	0,96	18,07	14,02	0,05	0,01
		Testing	0,94	20,65	15,98	0,06	0,02
2	Hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure droite	Training	0,96	17,89	13,84	0,05	0,01
		Testing	0,94	20,51	15,81	0,06	0,02
3	Hauteur du grand trochanter gauche	Training	0,95	16,97	12,97	0,05	0,01
		Testing	0,94	19,41	14,72	0,05	0,02
4	Hauteur du grand trochanter droit	Training	0,95	17,14	13,09	0,05	0,01
		Testing	0,93	19,95	15,17	0,06	0,02
5	Hauteur de la rotule	Training	0,92	13	10,06	0,06	0,02
		Testing	0,89	14,74	11,53	0,07	0,02
6	Distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral	-	-	-	-	-	-
7	Hauteur du creux poplité	Training	0,92	11,75	8,98	0,06	0,02
		Testing	0,90	13,29	10,35	0,07	0,02
8	Distance du condyle fémoral latéral à la malléole latérale	Training	0,91	11,49	8,81	0,07	0,02
		Testing	0,89	12,9	9,98	0,07	0,02
9	Distance bitrochanter	-	-	-	-	-	-
10	Longueur maximale du pied	Training	0,89	8,39	6,44	0,09	0,03
		Testing	0,85	9,37	7,35	0,10	0,03
11	Hauteur vertex - siège (assis redressé)	Training	0,94	14,55	11,21	0,06	0,01
		Testing	0,92	16,40	12,67	0,07	0,01
12	Hauteur C7 assis sur un siège	Training	0,90	14,53	10,17	0,06	0,02
		Testing	0,88	15,99	11,56	0,07	0,02
13	Hauteur acromiale assis sur un siège	-	-	-	-	-	-
14	Distance biacromiale	-	-	-	-	-	-
15	Largeur du bassin	Training	0,91	12,4	9,28	0,06	0,03
		Testing	0,88	14,23	10,72	0,07	0,04
16	Distance antéro-postérieure du thorax	Training	0,85	13,12	10,1	0,09	0,04
		Testing	0,82	14,32	11,17	0,09	0,05
17	Distance de l'épicondyle du coude à la 3 <sup>e</sup> tête métacarpienne	Training	0,88	11,38	8,63	0,08	0,03
		Testing	0,86	12,58	9,77	0,09	0,03
18	Distance du plan postérieur à la pointe de la main	Training	0,90	25,35	19,77	0,08	0,02
		Testing	0,87	28,28	22,5	0,09	0,03
19	Distance de l'acromion à l'épicondyle	Training	0,87	11,64	9,09	0,08	0,03
		Testing	0,83	12,88	10,23	0,08	0,03
20	Distance de l'épicondyle au styloïde radial	Training	0,86	9,67	7,27	0,09	0,03
		Testing	0,83	10,57	8,15	0,10	0,03
21	Hauteur fonctionnelle d'atteinte du membre supérieur	Training	0,95	36,5	28,06	0,05	0,01
		Testing	0,94	41,86	31,92	0,06	0,02
22	Taille	Training	0,99	13,05	10,02	0,02	0,01
		Testing	0,98	17,69	11,89	0,03	0,01
23	Hauteur C7	Training	0,99	13,47	10,55	0,03	0,01
		Testing	0,98	17,39	12,37	0,03	0,01
24	Hauteur de l'acromion	Training	0,99	13,59	10,20	0,03	0,01
		Testing	0,98	17,46	11,94	0,03	0,01
25	Hauteur du manubrium	-	-	-	-	-	-
26	Masse	-	-	-	-	-	-
<b>Moyenne</b>		Training	<b>0,94</b>	<b>12,47</b>	<b>9,39</b>	<b>0,05</b>	<b>0,02</b>
<b>(Ecart-type)</b>			<b>(0,05)</b>	<b>(7,48)</b>	<b>(5,39)</b>	<b>(0,03)</b>	<b>(0,01)</b>
		Testing	<b>0,92</b>	<b>14,71</b>	<b>10,77</b>	<b>0,06</b>	<b>0,02</b>
			<b>(0,06)</b>	<b>(8,24)</b>	<b>(6,74)</b>	<b>(0,03)</b>	<b>(0,01)</b>

Tableau 4.2.1 – Critères d'évaluation pour chaque mesure prédite avec les MVSRs pour les données d'entraînement et les données de test. '-' indique que la mesure servait de prédicteur pour les autres mesures.

Le choix des prédicteurs a été fait de manière itérative et de manière objective par rapport à leur corrélation moyenne avec tous les prédicteurs. Il est à noter que la masse des sujets est utilisée comme prédicteur de mesures comme dans le cas des régressions pour le calcul des inerties (Dumas et al., 2007) et des volumes musculaires (Handsfield et al., 2014). Tous les prédicteurs des MVSRs se trouvaient parmi les mesures clés à prédire du tableau 4.1.1. En effet, ces mesures clés sont représentatives de la longueur et de la largeur des segments et donc se trouvent corrélées les unes aux autres. Des mesures tels que la largeur de l'oreille ou le périmètre du poignet semblent intuitivement moins corrélées aux mesures clés représentatives des dimensions du squelette d'un sujet.

Au regard des critères d'évaluations, les valeurs les mieux prédites sont la taille, la hauteur C7 et la hauteur de l'acromion. Ces dimensions sont très proches des prédicteurs de la hauteur du manubrium, ce qui peut expliquer pourquoi leurs prédictions sont performantes. En revanche, les prédictions de la hauteur fonctionnelle d'atteinte du membre supérieur présentent les plus grandes erreurs RMSE et MAE, jusqu'à 41,86 mm de RMSE pour les données de test. Ces erreurs s'expliquent en partie car c'est la plus grande mesure à prédire. En valeurs relatives, on note jusqu'à 10 % de NRMSE pour la prédiction de la longueur maximale du pied et la distance de l'épicondyle du styloïde radial avec les données de test. Ces fortes erreurs relatives peuvent s'expliquer par le fait que les mesures qui servent à prédire sont de plus grandes amplitudes que les mesures prédites. Cela peut aussi s'expliquer par le fait qu'aucune mesure proche du segment mesuré ne soit utilisée comme prédicteur.

Les erreurs de prédiction peuvent être expliquées par trois sources d'erreurs. La première une source d'erreur instrumentale liée à la précision des outils de mesures anthropométriques, de l'ordre du cm. La seconde erreur est expérimentale et liée à la palpation (Della Croce et al., 2005) de l'expérimentateur dont on sait que l'erreur peut aller jusqu'à 20 mm pour l'identification de la position d'un repère anatomique. Enfin, la dernière source d'erreur est liée aux configurations articulaires du sujet. En effet, les mesures qui incluent plusieurs segments du corps humain dépendent de la configuration articulaire. Par exemple, la taille inclut tous les segments exceptés ceux des membres supérieurs. Ainsi, les différentes postures anthropométriques ne permettent pas de garantir les mêmes angles articulaires entre les sujets, introduisant ainsi une variabilité dans les mesures.

Pour une meilleure prédiction, on aurait pu faire le choix d'augmenter le seuil de corrélation minimum  $r$ , fixé à 0,8 pour cette étude. Dans le cas où le seuil était fixé à 0,9, un sous-ensemble de 14 mesures aurait été requis pour prédire les 26 mesures clés. Douze de ces mesures étaient incluses dans les mesures clés parmi lesquelles on retrouvait les mesures des prédicteurs présentés dans le cas où  $r$  était de 0.8 avec en plus la distance antéro-postérieure du thorax, la hauteur C7, la hauteur de l'acromion, la longueur maximum du pied et la taille du sujet. Deux autres prédicteurs ne faisait pas partie des mesures clés à savoir la demi grande envergure fonctionnelle du membre supérieur et la hauteur du genou. Un total de 14 mesures est alors prédit en fonction de 14 autres pour une corrélation minimale  $r$  de 0,92 pour la distance épicondyle - styloïde radial. Donc, augmenter le seuil de corrélation de Pearson  $r$  augmente le nombre de mesures à



effectuer pour utiliser les MVSRs.

D'un point de vue méthodologique, les performances des machines à vecteur de support pour la régression pourraient être comparées à d'autres approches telles que la régression multilinéaire, les réseaux de neurones artificiels. En revanche, on sait que sur des bases de données de taille moyenne comme celle dont on dispose ici, les machines à vecteur de support pour la régression sont les plus performantes (Sheta et al., 2015) et qu'il faut a priori plus de données pour appliquer les réseaux de neurones artificiels.

En perspective, une telle approche peut être utile pour la conception de produits tels que les exosquelettes (Zoss et al., 2006), permettant le développement de méthodes de mise à l'échelle basées sur l'anthropométrie. On pourra envisager d'étendre le cahier des charges de l'exosquelette à l'aide de ce nombre réduit de mesures et/ou de procéder à un nombre réduit de mesure pour choisir la taille d'un exosquelette pour un individu. La méthode pourrait également être appliquée à la prédiction de repères anatomiques non-palpables tels que le centre de l'articulation de la hanche (Hara et al., 2016).

Enfin, ces valeurs fournies par les MVSRs pourraient être utilisées pour la mise à l'échelle géométrique de modèle musculo-squelettique par des techniques d'optimisation comme présenté à la précédente section 4.1, diminuant ainsi le nombre de mesures expérimentales à effectuer pour mettre à l'échelle le modèle corps complet. De plus, cette méthode est intéressante pour les systèmes de capture de mouvement sans marqueur, en particulier pour les centrales inertielles (Roetenberg et al., 2009) qui s'appuient principalement sur l'anthropométrie pour la mise à l'échelle des chaînes cinématiques. Cette méthode pourrait alors permettre de mettre à l'échelle la chaîne cinématique à l'aide d'un nombre réduit de mesures dans le cadre de l'utilisation des centrales inertielles.

Ce travail pourra être étendu au coût en temps et à la fiabilité de chaque mesure. En effet, la variabilité intra- et inter- expérimentateurs est un biais de mesure qui peut diminuer la puissance de la méthode. Enfin, cette étude ouvre la perspective de définir un sous-ensemble idéal de mesures qui serait capable de prédire les paramètres d'un modèle musculo-squelettique complet tels que l'anthropométrie, les paramètres inertiels des segments du corps et les paramètres musculaires (volumes, angles de pennation, forces isométriques maximales, etc...).

### 4.3 Conclusion générale du chapitre

Un des objectifs de la thèse était de développement de modèles génériques du soldat de l'armée française. Pour cela, on s'est appuyé sur un ensemble de 26 mesures clés pour la mise à l'échelle de modèles musculo-squelettiques de la base de données anthropométriques des personnels de l'armée française.

On a présenté une méthode objective pour générer trois modèles cinématiques génériques re-

présentatifs de la population de soldat de l'armée française. Pour cela, on a utilisé une base de données anthropométriques de l'armée française pour identifier des sous-groupes représentatifs de soldats français à l'aide de techniques d'apprentissage non-supervisé à savoir l'analyse en composantes principales et le k-means clustering. Ainsi, 3 composantes principales ont été extraites au regard du critère de Kaiser et 3 clusters ont été identifiés avec des structures raisonnables. Les individus moyens de ces groupes identifiés ont servi à mettre à l'échelle un modèle cinématique corps entier à l'aide d'une méthode d'optimisation qui a utilisé la redondance des mesures anthropométriques. Des modèles cinématiques génériques du soldat français ont été ainsi générés.

Un autre objectif était de proposer une loi de mise à l'échelle générique pour un sous-ensemble de mesures anthropométriques. À partir de notre base de données, on a créé un algorithme qui utilise les machines à vecteurs de support pour la régression (MVSR). Des prédicteurs étaient ajoutés de manière itérative jusqu'à ce qu'un seuil de corrélation soit satisfait. Ainsi, 6 mesures anthropométriques étaient incluses dans 20 MVSRs : hauteur du manubrium, masse, distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral, distance bitrochanter, hauteur de l'acromion assis sur un siège et la largeur biacromiale. Ces 6 mesures étaient toutes initialement incluses dans l'ensemble des 26 mesures clés, ainsi ces 6 dernières n'étaient plus à être prédites. En matière de précision, les corrélations de Pearson  $r$  était en moyenne de 0.92 sur les données d'entraînement. L'erreur moyenne quadratique était en moyenne de 14.71 mm sur les mesures prédites. Enfin, l'erreur moyenne quadratique normée ne dépassait pas 10 %. Ces machines à vecteurs de support pourront alors être utilisées pour prédire des mesures anthropométriques à partir d'un sous-ensemble restreint de 6 mesures.

Les modèles génériques développés dans ce chapitre constituent une étape importante de la phase de modélisation d'une population. Ces méthodes permettent de faire le choix de modèles représentatifs pour la conception et d'estimer rapidement des dimensions à partir d'un set de mesures réduit. Ces outils sont essentiels pour le prototypage virtuel d'exosquelette. En revanche, pour l'évaluation sujet-spécifique, on a besoin de modèles personnalisés au sujet de l'étude. C'est cette approche qui sera développée dans les prochains chapitres.

## Mise à l'échelle spécifique du membre inférieur

Dans ce chapitre, on présente les travaux sur une mise à l'échelle personnalisée à partir de données de capture de mouvement. La précision de ces méthodes de calibration est essentielle pour garantir le calcul de la cinématique.

Plusieurs approches reposant sur un modèle générique et de l'optimisation sont présentées et comparées avec une référence reconstruite grâce aux radiographies biplanaires du système EOS. Les longueurs segmentaires, les erreurs cinématiques et les angles articulaires des méthodes ont été évalués pour s'assurer de la cohérence de la méthode avec la référence.

## 5.1 Introduction

Comme il a été évoqué dans l'état de l'art, il est nécessaire de disposer de modèles musculo-squelettiques sujet-spécifiques, notamment pour l'évaluation et l'analyse musculo-squelettique personnalisée et dans le cadre de l'évaluation des exosquelettes. La précision des analyses musculo-squelettiques repose sur la qualité de la mise à l'échelle du modèle. La mise à l'échelle géométrique est fondamentale pour l'évaluation des paramètres géométriques puis pour le calcul des angles articulaires. De plus, les paramètres géométriques sont nécessaires pour calculer les trajectoires musculaires et les bras de levier musculaires (van den Bogert et al., 2013). Par conséquent, une méthode de mise à l'échelle devrait fournir des paramètres géométriques précis pour garantir une cinématique inverse correcte.

Il a été présenté précédemment (section 3.2.2) que les mises à l'échelle géométriques de référence reposaient sur des techniques d'imageries tels que l'IRM (Halonen et al., 2017; Kainz et al., 2016, 2017), EOS® (Clément et al., 2015), ou le CT-scans (Bartels et al., 2015; Marra et al., 2015). Cependant, l'acquisition et le post-traitement des données d'imagerie prennent beaucoup de temps et empêchent tout protocole de routine. De plus, dans le cadre de l'évaluation des exosquelettes, il n'est pas envisageable d'utiliser des moyens si importants pour personnaliser un modèle musculo-squelettique. C'est la raison pour laquelle il convient d'utiliser des moyens plus rapidement déployables comme la capture opto-électronique.

Les mises à l'échelle basées sur l'optimisation (van den Bogert et al., 1994; Reinbolt et al., 2005, 2007; Andersen et al., 2010b; Muller et al., 2015; Lund et al., 2015), présentent l'avantage de limiter les effets des erreurs expérimentales de placement de marqueurs et d'artefact de tissus mous (ATM) pour l'identification des longueurs segmentaires et des positions locales des marqueurs. La mise à l'échelle basée sur l'optimisation s'appuie sur des essais dynamiques Lund et al. (2015). Utilisée dans des logiciels de calcul musculo-squelettique comme OpenSim (Delp et al., 2007), AnyBody (Damsgaard et al., 2006) et CusToM (Muller et al., 2019b). La mise à l'échelle basée sur l'optimisation consiste à minimiser sur un intervalle de temps sélectionné l'erreur des moindres carrés entre les marqueurs expérimentaux et leurs positions sur le modèle cinématique prédéfini tout en ajustant les paramètres géométriques. De plus, cette optimisation garantit une faible erreur cinématique (distance moyenne entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs du modèle sur les échantillons d'un essai) après exécution d'une cinématique inverse. Cependant, les paramètres géométriques optimisés ne peuvent pas être directement validés sans images médicales. C'est pourquoi, il convient de comparer ces méthodes avec des méthodes de référence par imagerie afin de pouvoir les mettre œuvre.

On a précédemment relevé quelques études qui ont proposé des validations directes des longueurs de segments mises à l'échelle à partir de données optoélectroniques grâce à l'imagerie médicale comme Kainz et al. (2017) et Bartels et al. (2015). Ces études ont respectivement mis en évidence des différences entre la mise à l'échelle et l'imagerie médicale jusqu'à 30 et 100 mm pour la longueur du fémur. Cependant, ces études ne se sont appuyées que sur une seule approche de mise à l'échelle et n'ont pas étudié les effets de la mise à l'échelle géométrique sur

les angles articulaires.

Par conséquent, l'objectif de cette étude était d'identifier la méthode de mise à l'échelle basée sur des données optoélectroniques offrant le meilleur compromis entre des paramètres géométriques précis (longueur des segments, orientation des axes de joint, coordonnées des marqueurs) et des sorties de cinématiques inverses cohérentes (angles articulaires et erreur cinématique). Pour 26 sujets, cinq méthodes de mise à l'échelle ont été appliquées à un modèle de membre inférieur : deux mises à l'échelle basées sur l'imagerie médicale, une mise à l'échelle linéaire et deux mises à l'échelle basées sur l'optimisation. Les erreurs cinématiques et les angles articulaires ont été évalués sur des mouvements fonctionnels de la hanche et du genou et sur la marche. L'hypothèse principale de l'étude était que les méthodes de mise à l'échelle basées sur l'optimisation devraient fournir le meilleur compromis entre la précision des paramètres géométriques par rapport aux méthodes basées sur l'imagerie et assurer une meilleure cohérence cinématique.

## 5.2 Matériel et Méthodes

### 5.2.1 Données expérimentales

Des données optoélectroniques et radiographiques biplanaires ont été collectées à partir de plusieurs études, qui ont toutes reçu des approbations éthiques (Comité de Protection des Personnes, 2006-A00386-45, 2015-A01760-49, 2018-A00173-52). Vingt-six sujets (quatre femmes et vingt-deux hommes, âge :  $24,3 \pm 11,1$  ans, taille :  $176,2 \pm 7,6$  cm, masse :  $67,3 \pm 9,4$  kg, IMC :  $21,6 \pm 2,14$  m/kg<sup>2</sup>) ont été équipés d'un ensemble de 30 marqueurs réfléchissants : 14 ont été placés sur des repères anatomiques des membres inférieurs, adaptés des recommandations de l'ISB (Wu et al., 2002) ; quatre ancillaires composés de quatre marqueurs ont été fixés sur les jambes et les cuisses (Figure 5.2.1). Ces ancillaires n'ont été utilisées que dans une procédure de solidification pour reconstruire des trajectoires incomplètes de marqueurs occultés (Söderkvist and Wedin, 1993). Ils n'ont pas été utilisés pour la cinématique inverse puisqu'il a été démontré qu'ils avaient une influence mineure sur les angles articulaires calculés (Kainz et al., 2016).

Les sujets équipés de marqueurs ont effectué des radiographies biplanaires EOS (EOS® Imaging, Paris, France), permettant une reconstruction tridimensionnelle du bassin, des fémurs, des tibias et des fibulas selon un protocole validé (Chaibi et al., 2012), voir Figure 5.2.2. Ces données ont été utilisées pour calculer les modèles de référence (modèles basés sur l'imagerie) présentés dans la section 5.2.2.

Les mouvements fonctionnels des articulations de la hanche et du genou ont été enregistrés pour les jambes droites et gauches : flexion/extension du genou ; flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne et externe de la hanche (Camomilla et al., 2006). Les sujets étaient en position debout et les mouvements étaient capturés par un système de capture de mouvements à 12 caméras (système Vicon<sup>TM</sup> ; Nexus 2 ; Oxford Metrics, UK) à 100 Hz. Parmi les 26 sujets, 6 sujets ont effectué deux cycles de marche.

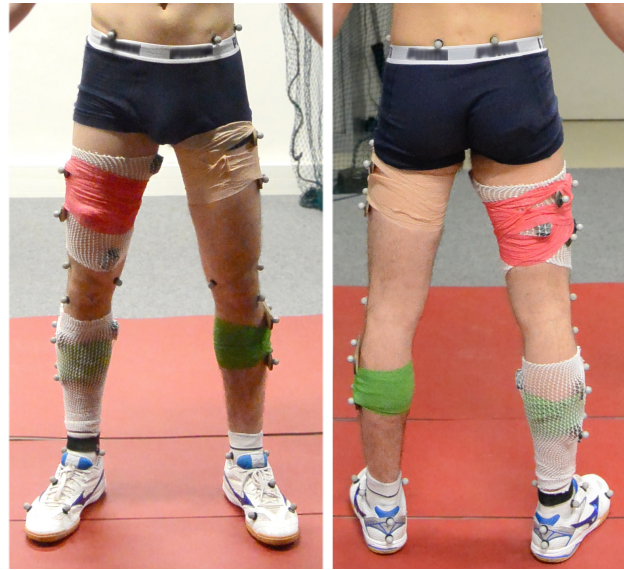


FIGURE 5.2.1 – Sujet équipé de 30 marqueurs réfléchissants (14 marqueurs simples et 16 marqueurs sur des ancillaires placés à la fois sur les cuisses et les jambes). Un marqueur technique a été placé sur la crête iliaque gauche uniquement à des fins de labellisation. Les marqueurs du pied n'ont pas été inclus dans cette étude. Les marqueurs ont été placés par des expérimentateurs qualifiés qui ont reçu une formation en anatomie palpatoire.

Les trajectoires des marqueurs ont été lissées à l'aide d'une moyenne mobile à fenêtre centrale de cinq images. Deux passages ont été effectués en sens inverse pour minimiser le déphasage. Les trajectoires incomplètes ont été comblées en utilisant une interpolation par spline  $C^2$  (inférieures à 15 échantillons, soit 0,15 s) ou en utilisant une procédure de solidification basée sur les autres marqueurs du même segment corporel (supérieures à 15 échantillons).

### 5.2.2 Mise à l'échelle géométrique

Pour chaque sujet, cinq méthodes de mise à l'échelle géométrique issues de la littérature ont été appliquées sur un modèle générique. Cinq modèles par sujets ont été créés : deux modèles basés sur l'imagerie médicale (non-traité et optimisées) qui ont été considérés comme références, un modèle linéaire et deux modèles optimisés. La figure 5.2.3 fournit les acronymes et un résumé des méthodes de mise à l'échelle appliquées. Les modèles linéaires et optimisés ont été calibrés en utilisant des algorithmes implémentés dans CusToM (Muller et al., 2019b), une librairie de calcul Matlab open-source dédiée à la simulation musculo-squelettique basée sur la dynamique inverse.

#### Modèle générique

Un modèle cinématique prédéfini des membres inférieurs à 14 degrés de liberté (DDL) a été utilisé pour les données de capture de mouvement et les données EOS. Il est adapté d'un modèle musculo-squelettique des jambes disponible dans le dépôt de modèles géré par AnyBody (Delp,

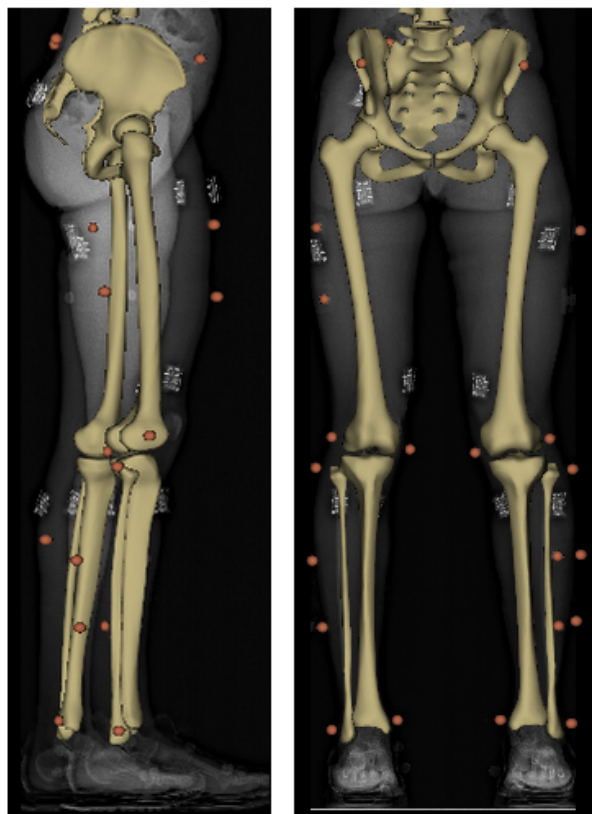


FIGURE 5.2.2 – Radiographies d'un sujet équipé de 30 marqueurs et de quatre ancillaires de quatre marqueurs. Les radiographies ont été acquises avec EOS. La reconstruction des os (bassin, fémurs, tibias et fibulas) est également montrée. Le sujet est placé en position debout "pieds décalés" pour simplifier la reconnaissance des structures osseuses. Cette position debout a été préalablement validée (Chaibi et al., 2012).

1990; Lund et al., 2018) et implémenté dans CusToM. Le modèle avait 6 DDL entre le repère monde et le bassin, 3 DDL en rotation aux centres des articulations de la hanche (CAH), et 1 DDL en rotation (pivot) aux centres des articulations du genou (CAG) comme dans de précédentes études (Andersen et al., 2010b; Reinbolt et al., 2005). Le modèle cinématique était composé de 5 segments (bassin, deux fémurs et deux jambes), sans pied — se terminant au niveau des centres articulaires de la cheville (CAC). Les conventions de l'ISB (Wu et al., 2002) ont été suivies pour les orientations des repères des segments. L'axe Z de la cuisse a été utilisé comme axe de l'articulation du genou. Dans ce modèle, les paramètres géométriques ajustables étaient les longueurs des segments, les orientations des axes articulaires et les positions des marqueurs du modèle. Selon le type de méthode de mise à l'échelle appliquée par la suite, tout ou partie de ces paramètres ont été ajusté.

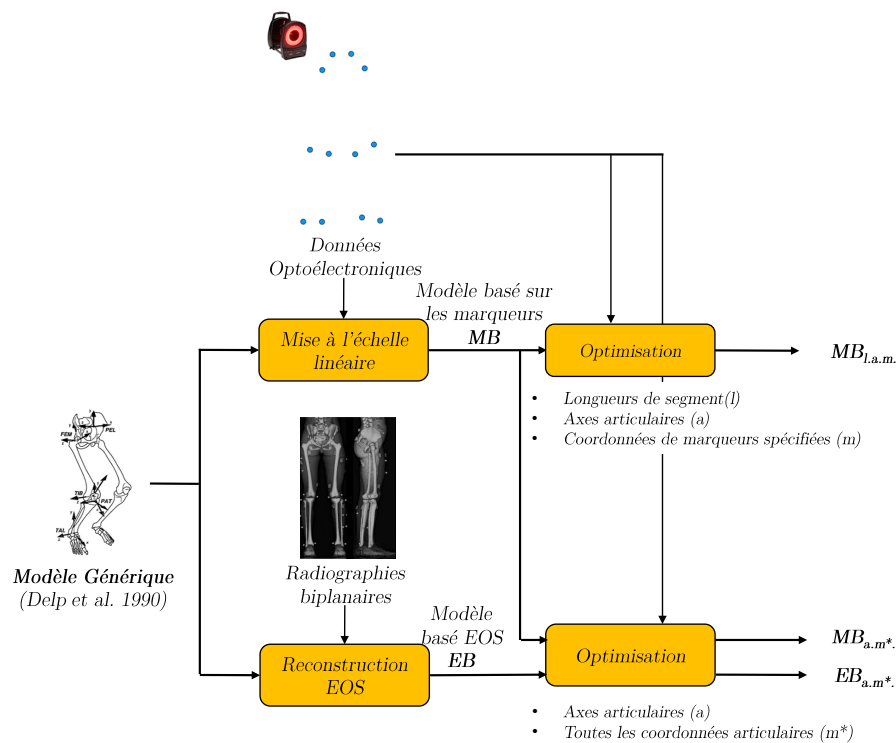


FIGURE 5.2.3 – Résumé des étapes de mise à l'échelle appliquées à chaque modèle. Le lecteur peut se référer aux paragraphes de la sections 5.2.2 pour plus de détails sur les étapes de mises à l'échelle.

### Mise à l'échelle linéaire

Le modèle générique a été mis à l'échelle linéairement, on appellera cette méthode mise à échelle linéaire basée sur les marqueurs. Les facteurs homothétiques ont été calculés à partir du rapport entre les longueurs segmentaires expérimentales et les longueurs segmentaires du modèle. Les longueurs segmentaires expérimentales ont été estimées à partir des marqueurs expérimentaux. Les longueurs segmentaires du modèle générique ont été estimées à partir de la position des marqueurs sur le modèle. Les longueurs expérimentales et les longueurs du modèle du pelvis ont été calculées avec les épines iliaques supérieures postérieures droite et gauche (RPSIS, LPSIS) et les épines iliaques supérieures antérieures droite et gauche (RASIS, LASIS). Quatre distances ont été calculées : RASIS-LASIS, RPSIS-LPSIS, RASIS-RPSIS et LASIS-LPSIS. La moyenne des quatre rapports entre les longueurs expérimentales et les longueurs du modèle a été utilisée comme facteur homothétique du bassin. Les longueurs expérimentales des fémurs ont été calculées à partir des CAHs (Harrington et al., 2007) et du milieu des marqueurs épicondyles médial et latéral. Pour la jambe, des marqueurs expérimentaux placés sur les épicondyles du genou et les malléoles ont été utilisés pour estimer les positions des articulations du genou et de la cheville. Il en résulte un modèle basé sur les marqueurs noté MB, présenté dans la figure 5.2.3.



### Mise à l'échelle basée sur l'imagerie

Une méthode de mise à l'échelle basée sur l'imagerie a été appliquée avec les données EOS. Un modèle basé sur EOS (EB) a été construit et considéré comme une référence pour chaque sujet (Melhem et al., 2016). Les reconstructions 3D des os des membres inférieurs ont été extraites des radiographies biplanaires. Les fémurs, les tibias et les fibulas ont été reconstruits sur la base d'un modèle paramétrique et d'inférences statistiques (Chaibi et al., 2012). Les régions ont ensuite été automatiquement segmentées sur les os. Les CAHs ont été identifiés avec une sphère des moindres carrés s'ajustant sur les régions de la tête fémorale du maillage 3D (Pillet et al., 2014). Deux autres sphères des moindres carrés étaient ajustées sur les aspects postérieurs médiaux et latéraux des condyles fémoraux. Les CAGs ont été définis comme le barycentre des centres de ces deux sphères et l'axe de l'articulation du genou par la ligne les traversant (Sauret et al., 2016). Enfin, les régions des malléoles des fibulas et des tibias ont été sélectionnées sur les modèles osseux paramétriques. La moyenne des deux barycentres de ces régions a été utilisée pour créer un point intermédiaire considéré comme les centres articulaires de la cheilles (CAC), voir figure 5.2.4.

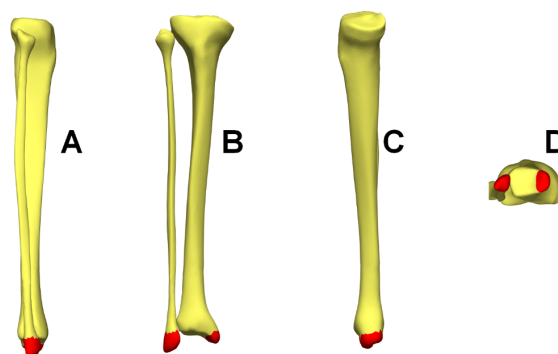


FIGURE 5.2.4 – Le tibia et la fibula reconstruits à partir des radiographies biplanaires EOS. Les malléoles sont en rouge. A : vue latérale, B : vue frontale, C : vue médiale, D : vue de dessous.

De plus, EOS a permis de placer les marqueurs dans les repères des segments à partir de la reconstruction des os. Le positionnement des marqueurs a été effectué en ajustant manuellement des sphères de 14 mm de diamètre sur les radiographies biplanaires pour qu'elles correspondent aux contours des marqueurs. La reproductibilité de cette procédure a été précédemment déterminée à 0,35 mm (Sauret et al., 2016). Les CAHs ont été exprimés dans le système de coordonnées du pelvis exprimé à partir de la position des marqueurs externes du bassin mesurés sur les radiographies (Wu et al., 2002). Les positions des marqueurs placés sur les fémurs et les tibias ont été exprimées dans les repères des segments, conformément aux recommandations de l'ISB.

### Mise à l'échelle basée sur l'optimisation

Pour obtenir les trois derniers modèles de l'étude, deux types de mise à l'échelle basées sur l'optimisation ont été appliquées. Tout d'abord, la mise à l'échelle par optimisation a consisté

à optimiser les facteurs homothétiques des segments, les orientations des axes des articulations des genou et les coordonnées locales des marqueurs du modèle MB (Tableau 5.2.1). Elle a abouti au calcul du modèle optimisé, désigné par  $MB_{l,a,m}$ , avec les paramètres optimisés désignés par les indices suivants : longueurs des segments  $l$ , axes des articulations  $a$  et coordonnées locales des marqueurs du modèle  $m$ .

Repère anatomique palpés pour le placement de marqueurs	Segment	coordonnée x optimisée	coordonnée y optimisée	coordonnée z optimisée
Épine iliaque postérieure supérieure	Pelvis	Oui	Non	Oui
Épine iliaque antérieure et supérieure	Pelvis	Oui	Non	Oui
Épicondyle du fémur latéral	Fémur	Non	Non	Non
Épicondyle du fémur médial	Fémur	Oui	Non	Oui
Tête de fibula	Jambe	Oui	Non	Oui
Malléole latérale	Jambe	Non	Non	Non
Malléole médiale	Jambe	Oui	Non	Non

Tableau 5.2.1 – Les coordonnées locales des marqueurs ont été optimisées (Wu et al., 2002) avec une mise à l'échelle  $MB_{l,a,m}$ . Les sept marqueurs sont placés sur les côtés droits et gauches. Les coordonnées x, y, z sont respectivement antéro-postérieures, longitudinales et médio-latérales. Avec  $MB_{a,m*}$  et  $EB_{a,m*}$ , toutes les coordonnées sont optimisées. Les ancillaires marqueurs sur les cuisses et les jambes n'ont pas été pris en compte dans la mise à l'échelle géométrique et la cinématique inverse.

Ensuite, une autre méthode de mise à l'échelle basée sur l'optimisation a été appliquée aux modèles MB et EB. Elle consistait à n'optimiser que les orientations des axes articulaires et les coordonnées locales des marqueurs spécifiées dans le tableau 5.2.1. Elle a permis de calculer le modèle optimisé basé sur les marqueurs, désigné par  $MB_{a,m*}$  et  $EB_{a,m*}$ , avec les paramètres optimisés désignés par des indices : les axes articulaires  $a$  et les coordonnées locales de tous les marqueurs ( $m^*$ ).

Pour toutes les méthodes, les mouvements fonctionnels des articulations de la hanche et du genou présentés dans la section 5.2.1 ont été utilisés comme données d'entrée de l'optimisation. Selon Lund et al. (2015), les essais dynamiques sont pertinents pour la mise à l'échelle géométrique, en particulier pour étudier les mouvements impliquant de grandes amplitudes articulaires. La méthode  $MB_{l,a,m}$  a été effectuée en utilisant le modèle MB comme estimation initiale (voir section 5.2.2). Les méthodes  $MB_{a,m*}$  et  $EB_{a,m*}$  ont utilisé respectivement les modèles MB et EB comme estimation initiale (voir section 5.2.2).

Les mises à l'échelle basées sur l'optimisation se composaient de plusieurs étapes (Muller et al., 2015) :

- $N_f$  échantillons espacés de manière égale dans le temps ont été extraits des données des

mouvements fonctionnels des articulations de la hanche et du genou. Le nombre d'échantillons  $N_f$  a été fixé à 100 d'après des expériences antérieures pour un bon compromis entre la convergence et le temps de calcul ;

- une première étape de cinématique inverse (Lu and O'Connor, 1999) a été réalisée sur les échantillons sélectionnés (avec les modèles MB ou EB) en utilisant un algorithme de point intérieur pour obtenir une première estimation des angles articulaires  $\mathbf{q}$  ;
- ensuite, une étape d'optimisation des paramètres a été réalisée pour identifier les facteurs homothétiques  $\mathbf{k}$ , les rotations  $\alpha$  des axes articulaires (voir annexe C) et les variations des coordonnées locales du marqueur  $\Delta\mathbf{p}$ . Toutes les variables ont été normalisées entre  $[-1,1]$  (Reinbolt et al., 2005).

Lors de cette dernière étape, les paramètres ont été optimisés en minimisant l'erreur cinématique cumulée (ECC), désignée par  $\Phi$ , dans l'équation 5.1. L'ECC est la somme cumulée des erreurs quadratiques entre les positions des marqueurs expérimentaux  $\mathbf{X}_{exp,m}$  et les positions des marqueurs du modèle  $\mathbf{X}_{mod,m}^{R_{global}}$  sur les échantillons sélectionnés  $N_f$  :

$$\Phi = \sum_f^{N_f} \sum_m^{N_m} \|\mathbf{X}_{exp,m}(t_f) - \mathbf{X}_{mod,m}^{R_{global}}(\mathbf{q}(t_f), \mathbf{k}, \alpha, \Delta\mathbf{p})\|^2 \quad (5.1)$$

où  $N_m$  est le nombre de marqueurs dans le modèle. La minimisation était contrainte comme le montre l'équation (5.2) :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{k}, \alpha, \Delta\mathbf{p}} \quad & \Phi(\mathbf{q}(t_f), \mathbf{k}, \alpha, \Delta\mathbf{p}) \\ \text{s.t.} \quad & \forall s \in \llbracket 1; N_s \rrbracket, \left| \frac{k_s}{k_s^0} - 1 \right| < 20 \% \\ & \forall a \in \llbracket 1; N_\alpha \rrbracket, \alpha_{a,min} < \alpha_a < \alpha_{a,max} \\ & \forall lc \in \llbracket 1; N_{lc} \rrbracket, |\Delta p_{lc}| < 0.05 \text{ m} \end{aligned} \quad (5.2)$$

où  $N_s$  est le nombre de solides,  $N_\alpha$  est le nombre de paramètres associés à la rotation des axes d'articulation et  $N_{lc}$  est le nombre de coordonnées locales de marqueurs optimisés. Les coordonnées locales des marqueurs à optimiser sont adaptées de (Andersen et al., 2010b) et assurent le système d'équation soit déterminé pour un seul échantillon, c'est-à-dire, le nombre d'équations est égale au nombre de variables à identifier pour une seule image de la capture de mouvement. Les facteurs homothétiques étaient autorisés à varier de  $\pm 20\%$  pour la mise à l'échelle  $\text{MB}_{l.a.m}$  et ils n'ont pas varié pour  $\text{MB}_{a.m^*}$  et  $\text{EB}_{a.m^*}$ . Les variations des coordonnées locales des marqueurs ont été contraintes de varier de  $\pm 5$  cm. Les axes de l'articulation du genou (orientés selon l'axe Z) ont été optimisés avec une séquence de rotation X-Y dans le repère local du fémur. Les rotations ont été contraintes à  $\pm 20^\circ$  autour de l'axe X et à  $\pm 30^\circ$  autour de l'axe Y. Enfin, la cinématique inverse et l'optimisation des paramètres ont été successivement exécutées en boucle jusqu'à ce que la variation moyenne de l'ECC entre les boucles  $i-1^e$  et  $i^e$  soit inférieure à 1%.

### 5.2.3 Évaluation des modèles et analyse statistique

Les modèles ont été évalués grâce à trois grandeurs : les paramètres géométriques (longueurs des segments, rotations des axes d'articulation, les coordonnées locales des marqueurs), les erreurs cinématiques et les angles articulaires.

Les longueurs des segments des modèles MB/MB<sub>a.m\*</sub> et MB<sub>l.a.m</sub> ont été comparées aux modèles de référence EB/EB<sub>a.m\*</sub> et à la littérature (Bartels et al., 2015; Kainz et al., 2017) : à savoir la distance entre les CAHs (CAH de droite à gauche), les longueurs du fémur (CAH à CAG) et les longueurs de la jambe (CAG à CAC). Un test non paramétrique de Friedman a vérifié si les longueurs des segments des cinq modèles parmi les sujets étaient significativement différentes ( $p < 0,05$ ). Un post-hoc HSD de Tukey a évalué les différences entre les modèles par rapport aux modèles EB. Les rotations X et Y des axes communs et les variations des coordonnées locales des marqueurs ont été quantifiées sur les modèles MB<sub>l.a.m</sub>, MB<sub>a.m\*</sub> et EB<sub>a.m\*</sub>.

Les angles articulaires des mouvements fonctionnels de la hanche et du genou et les cycles de marche ont été calculés à l'aide de la cinématique inverse, également appelée optimisation cinématique multicorps ("*multibody kinematic optimization*", Lu and O'Connor 1999; Begon et al. 2017), avec les marqueurs mentionnés dans le tableau 5.2.1. Ils avaient un facteur de pondération de 1. Les erreurs cinématiques résultantes des mouvements fonctionnels ont été comparées pour les cinq modèles. Comme pour les longueurs des segments, les mêmes tests statistiques ont été appliqués pour les erreurs cinématiques.

Pour les cycles de marche, les angles articulaires des hanches et des genoux obtenus avec tous les modèles ont été comparés aux résultats du modèle EB<sub>a.m\*</sub>, considérés comme une référence. Des tests ANOVA à une voie utilisant la librairie statistique *spm1d* (Pataky et al., 2013) sur la durée des essais de marche ont été calculés pour comparer chaque condition de modèle considérée comme une mesure répétée. En cas de différence significative, des t-test à deux voies ( $p < 0,05$ ) entre les modèles et la référence EB<sub>a.m\*</sub> ont été appliqués pour identifier quand il y avait des différences significatives au cours du cycle de marche.

## 5.3 Résultats

### 5.3.1 Paramètres géométriques

Les longueurs des segments sont présentées dans le Tableau 5.3.1. Les distances par rapport au modèle EB sont présentées dans la figure 5.3.1. Des différences significatives ont été constatées entre les modèles pour chaque longueur ( $p < 0,05$  et  $p < 0,001$ ). En effet, pour le fémur droit, les distances moyennes entre les modèles MB et MB<sub>l.a.m</sub> avec le modèle EB étaient respectivement de  $4,0 \pm 13,8$  mm et  $8,4 \pm 12,5$  mm. Pour le fémur gauche, les modèles MB et MB<sub>l.a.m</sub> présentaient des distances moyennes de  $0,88 \pm 16,3$  mm et  $5,1 \pm 13,3$  mm.

L'erreur moyenne des distance inter-hanches avec le modèle EB se situait entre  $-10,8 \pm 19,9$  mm

Distances	Test de Friedman	MB / MB <sub>a.m*</sub>		MB <sub>l.a.m</sub>		EB / EB <sub>a.m*</sub>	
Fémur droit	*	435,8	(26,8)	440,2**	(23,3)	431,8	(23,3)
Fémur gauche	*	434,0	(27,3)	438,2*	(23,5)	433,1	(22,7)
Inter-Hanches	***	162,7	(19,8)	177,4	(18,4)	173,5	(9,7)
Jambe droite	***	419,6	(24,8)	431,5***	(24,3)	415,7	(23,1)
Jambe gauche	***	418,5	(25,2)	431,1***	(24,1)	414,7	(22,7)

Tableau 5.3.1 – Longueur des segments (moyenne et écart-type) pour cinq modèles : MB, MB<sub>l.a.m</sub>, MB<sub>a.m\*</sub>, EB et EB<sub>a.m\*</sub>. Le test de Friedman a révélé les différences significatives entre les modèles et le post-hoc HSD de Tukey a révélé les différences significatives avec le modèle EB. \*, \*\*, \*\*\* indiquaient les valeurs p respectivement  $< 0,05$ ,  $< 0,005$ ,  $< 0,001$ .

(MB) et  $4,0 \pm 18,5$  mm (MB<sub>l.a.m</sub>). Les longueurs des jambes droites et gauches présentaient des erreurs similaires à celles des fémurs. Le post-hoc a révélé que les longueurs des fémurs et des jambes des modèles MB<sub>l.a.m</sub> étaient significativement différentes du modèle EB. Cependant, la distance entre les hanches des modèles MB/ MB<sub>a.m\*</sub> et MB<sub>l.a.m</sub> n'était pas significativement différente du modèle EB.

Les orientations initiales des axes médio-latéraux des genoux ont été optimisées dans trois modèles : MB<sub>l.a.m</sub>, MB<sub>a.m\*</sub> et EB<sub>a.m\*</sub>. La moyenne et l'écart-type associés aux rotations X et Y sont présentés dans le tableau 5.3.2. Les ajustements des orientations des axes étaient d'environ  $-2^\circ$  à  $2^\circ$ . Les écarts types des modèles MB<sub>l.a.m</sub> étaient plus élevés que ceux des autres modèles ( $3,22^\circ$  à  $4,06^\circ$ ).

Modèles basés sur l'optimisation	MB <sub>a.m*</sub>				MB <sub>l.a.m</sub>				EB <sub>a.m*</sub>			
	x		y		x		y		x		y	
Axe du genou droit	0,44	(2,26)	-2,06	(2,68)	1,21	(3,59)	-0,54	(4,06)	1,94	(1,83)	-2,02	(2,1)
Axe du genou gauche	-0,54	(2,14)	1,85	(2,6)	-1,84	(3,22)	0,87	(3,57)	-0,81	(1,84)	0,81	(2,16)

Tableau 5.3.2 – Rotations du plan frontal X et du plan transversal Y (moyenne et écart-type) des axes de rotation du genou droit et gauche pour trois modèles : MB<sub>l.a.m</sub>, MB<sub>a.m\*</sub>, EB<sub>a.m\*</sub>.

En moyenne, les variations des coordonnées locales des marqueurs des modèles MB<sub>l.a.m</sub>, MB<sub>a.m\*</sub>, EB<sub>a.m\*</sub> étaient respectivement de  $5,6 \pm 12,7$  mm,  $12,3 \pm 9,8$  mm,  $6,3 \pm 7,8$  mm.

### 5.3.2 Erreurs cinématiques

Dans l'ensemble, la cinématique inverse des mouvements fonctionnels de la hanche et du genou a entraîné des erreurs cinématiques différentes selon les modèles (Figure 5.3.2). Les modèles MB présentaient les erreurs cinématiques les plus importantes ( $27,4 \pm 3,7$  mm). Les modèles

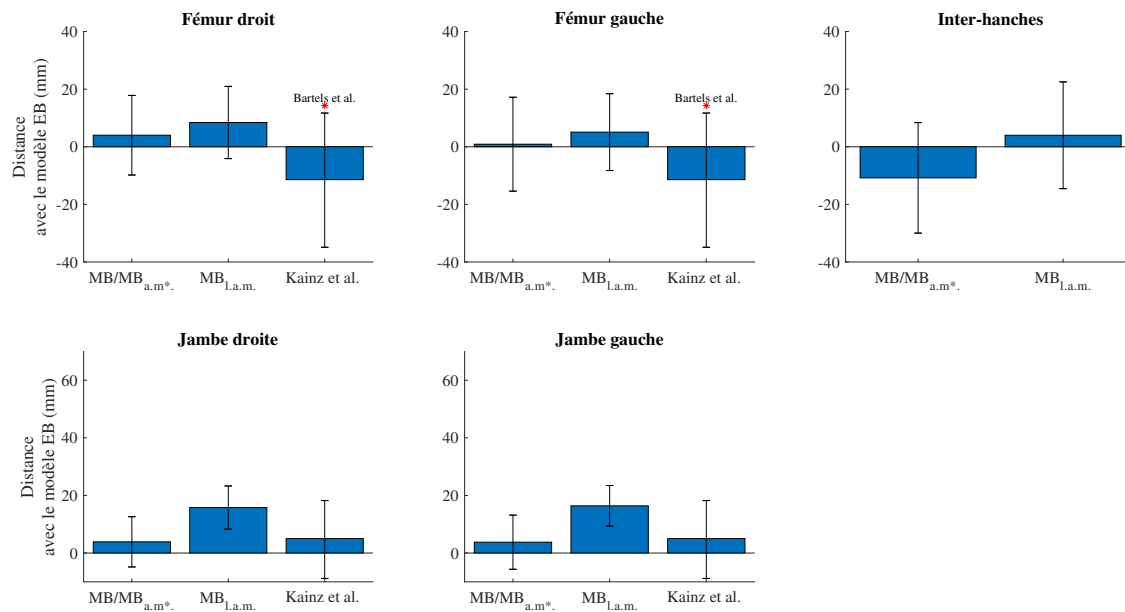


FIGURE 5.3.1 – Distance (moyenne et écart-type) entre les longueurs de segments (fémurs, jambes, distances entre les hanches) issues du modèle de référence (EB) et les longueurs de segments issues des modèles MB, MB<sub>a.m.</sub>\* et MB<sub>l.a.m.</sub>. Les résultats de la littérature sont présentés (Kainz et al., 2017; Bartels et al., 2015). Les résultats de Kainz et al. 2017 renvoient à la figure 1 de l'article.

MB<sub>l.a.m.</sub> et MB<sub>a.m.</sub>\* présentait des erreurs cinématiques moins importantes ( $11,0 \pm 1,6$  mm et  $6,5 \pm 1,2$  mm). Les erreurs cinématiques associées au modèle EB étaient plus élevées que les modèles optimisés ( $8,9 \pm 3,1$  mm) et les modèles EB<sub>a.m.</sub>\* avaient l'erreur cinématique la plus faible ( $5,4 \pm 0,8$  mm).

Le test de Friedman a révélé des différences significatives. Les erreurs cinématiques des modèles MB étaient significativement plus élevées que celles des modèles MB<sub>l.a.m.</sub>, MB<sub>a.m.</sub>\*, EB et EB<sub>a.m.</sub>\*. De même, les erreurs cinématiques des modèles EB<sub>a.m.</sub>\* étaient significativement plus faibles que celles des modèles MB<sub>l.a.m.</sub> et EB. Toutefois, aucune différence significative n'a été constatée pour les erreurs cinématiques des modèles MB<sub>a.m.</sub>\* par rapport aux modèles EB et EB<sub>a.m.</sub>\*. Enfin, les modèles MB<sub>a.m.</sub>\*, EB et EB<sub>a.m.</sub>\* présentait des erreurs cinématiques similaires.

### 5.3.3 Angles articulaires

Parmi les six sujets qui ont effectué deux cycles de marche chacun, des différences significatives d'angles articulaires ont été identifiées entre les modèles, en particulier au niveau de l'articulation de la hanche (Figure 5.3.3). Les angles de flexion de la hanche droite et gauche calculés avec le modèle EB<sub>a.m.</sub>\* étaient significativement différents de ceux résultant des mo-

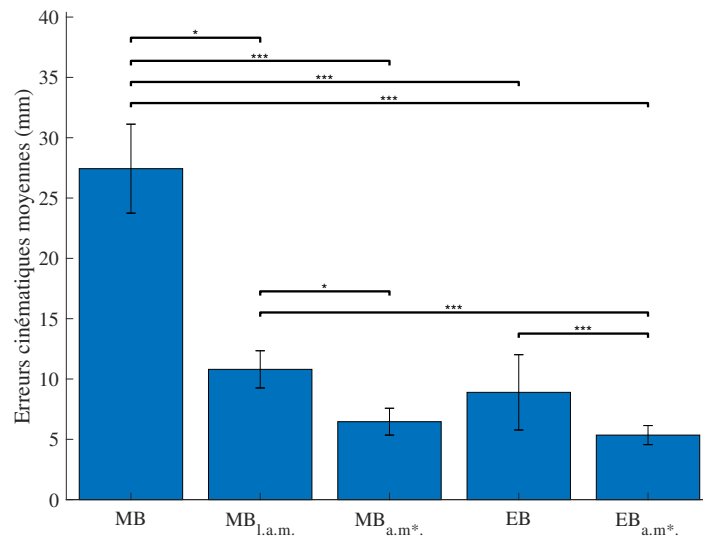


FIGURE 5.3.2 – Erreurs cinématiques (moyenne et écart-type) des mouvements fonctionnels de la hanche et du genou avec cinq modèles : MB, MB<sub>l.a.m.</sub>, MB<sub>a.m.\*</sub>, EB et EB<sub>a.m.\*</sub>. \*, \*\*, \*\*\* indiquaient respectivement les valeurs p suivantes < 0,05, < 0,005, < 0,001 par rapport au post-hoc.

dèles MB, MB<sub>l.a.m.</sub> et EB. Les modèles EB étaient également significativement différents des modèles EB<sub>a.m.\*</sub> pour la flexion du genou droit et gauche. Les différences entre les angles sont apparues à différents instants du cycle de marche, en fonction de l'articulation considérée.

## 5.4 Discussion

L'hypothèse principale de l'étude était que les mises à l'échelle basées sur l'optimisation doivent offrir le meilleur compromis entre la précision des paramètres géométriques par rapport à celles basées sur l'imagerie. On faisait aussi l'hypothèse que la mise à l'échelle basée sur l'optimisation doit aussi assurer la meilleure cohérence cinématique en réduisant l'erreur cinématique. Pour étudier cette hypothèse, 5 méthodes de mise à l'échelle ont été appliquées à un modèle de membre inférieur sur 26 sujets avec un modèle cinématique générique de 14 DDL des membres inférieurs. Les reconstructions EOS de la cohorte, considérées comme la référence basée sur l'imagerie (Melhem et al., 2016), ont constitué une opportunité d'évaluer les méthodes de mise à l'échelle géométrique basées sur des données optoélectroniques. Les modèles basés sur l'EOS (EB et EB<sub>a.m.\*</sub>) ont été considérés comme une référence pour les paramètres géométriques. Seuls les modèles EB<sub>a.m.\*</sub> ont été pris en compte pour les angles articulaires.

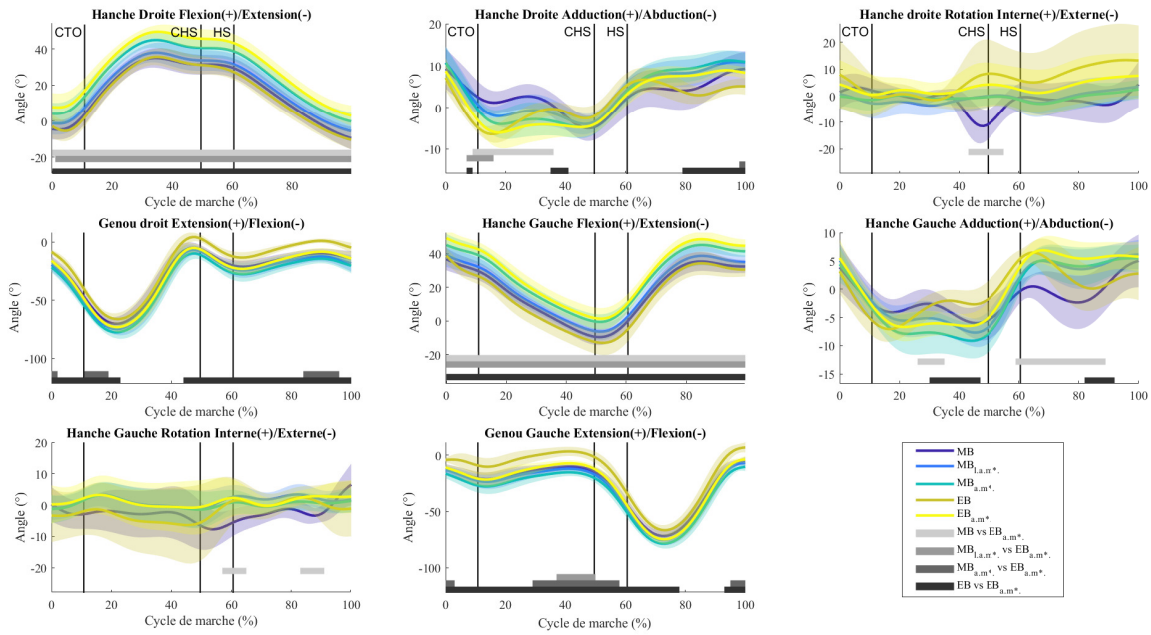


FIGURE 5.3.3 – Angles moyens (et écarts types) de la hanche et du genou sur 12 essais de marche effectués par 6 sujets pour chacun des 5 modèles pour un cycle de marche. La ligne bleue foncée représente le modèle MB. Les lignes bleues claires et vertes représentent respectivement les modèles  $MB_{l.a.m.}$ ,  $MB_{a.m.*}$ . Les modèles EB et  $EB_{a.m.*}$  sont représentés en orange et jaune. Le long de l'axe des x, les rectangles de différents niveaux de gris montrent les différences significatives entre 2 modèles ( $p < 0,05$ ) après ANOVA à une voie et correction SPM-Bonferroni. Les barres verticales représentent les événements de la marche. CTO : Décollage du pied contra-latéral. CHS : Appui talon contra-latéral. TO : Décollage du pied.

#### 5.4.1 Paramètres géométriques

L'optimisation des longueurs et des marqueurs induit simultanément un overfitting (sur-ajustement) des paramètres géométriques. En effet, les longueurs du fémur gauche et droit ont été évaluées au mieux par la méthode basée sur les marqueurs (MB) qui n'optimise pas les longueurs des segments. Cependant, plusieurs études ont affirmé que l'optimisation de tous les paramètres géométriques est meilleure pour estimer les longueurs des segments (Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2010b; Lund et al., 2015). Elles ont fait état de variations de longueurs de segments allant jusqu'à 80, 67,1 et 10 mm entre les approches basées sur l'optimisation et celles basées sur une mise à l'échelle linéaire - voir le tableau 5.4.1. Cependant, aucune de ces études n'a validé directement les longueurs de segments optimisées.

L'étude actuelle a montré des différences significativement plus faibles entre les longueurs de fémur des modèles MB et de la référence EB. Dans la littérature (Bartels et al., 2015; Kainz et al., 2017), les études présentaient des différences allant jusqu'à 100 mm avec des mesures



Variation de longueur maximale reportée	Reinbolt et al. 2005	Andersen et al. 2010b	Lund et al. 2015	La présente étude
Valeurs (mm)	67,1	10	80	14,7
Paramètre géométrique	Position de la hanche droite	Longueur du pied gauche	Position de la hanche droite	Distances entre les hanches

Tableau 5.4.1 – Variations maximales de longueurs reportées parmi les méthodes de mises à l'échelle.

provenant de CT-scan. Cela peut s'expliquer par les cohortes de ces études qui étaient en partie pathologiques (arthrose et infirmité motrice cérébrale). Dans l'étude actuelle, les 26 sujets étaient en bonne santé et pratiquaient une activité physique régulière.

L'optimisation des axes articulaires était nécessaire pour prendre en compte des variabilités anatomiques entre les sujets (Eckhoff et al., 2003). Cela a entraîné des changements dans les orientations des axes articulaires du genou en dessous de  $5^\circ$ . Ces faibles changements peuvent indiquer que les erreurs cinématiques étaient principalement dues à des longueurs inadéquates.

L'optimisation des coordonnées locales des marqueurs des modèles était mise en place pour limiter les effets des ATMs et de l'incertitude du placement des marqueurs. Cette dernière source d'erreur était atténuée grâce la formation des expérimentateurs (Della Croce et al., 2005). Dans le dernier paragraphe de la section 5.3.1, les changements de coordonnées locales des marqueurs après optimisation étaient conformes à la littérature car ils étaient inférieurs ou égaux aux ordres de grandeur que les ATMs rapportés : 20 mm pour la jambe, 30 mm pour la cuisse et 9 mm pour le bassin (Leardini et al., 2005; Camomilla et al., 2017a).

Le choix d'essais dynamiques en tant qu'entrées pour l'optimisation a eu un impact sur les résultats, puisque les essais dynamiques sont censés être soumis aux ATM par le mouvement du corps. En effet, les essais statiques auraient donné des résultats pertinents proches de la configuration statique mais auraient pu présenter des erreurs cinématiques plus importantes pour des amplitudes articulaires plus importantes. Par conséquent, dans cette étude, les essais dynamiques ont été préférés aux essais statiques car les mouvements à évaluer étaient des mouvements, impliquant de grandes amplitudes articulaires.

#### 5.4.2 Erreurs cinématiques

Les erreurs cinématiques qui résultent des modèles  $MB_{l.a.m}$ ,  $MB_{a.m*}$ , EB et  $EB_{a.m*}$  étaient conformes aux résultats de la littérature sur les approches basées sur l'optimisation (Reinbolt et al., 2005, 2007; Andersen et al., 2010b; Muller et al., 2015; Lund et al., 2015) - voir tableau 5.4.2. Cependant, les modèles MB présentaient des erreurs cinématiques plus importantes que celles de la littérature. Il ne suffit donc pas de régler uniquement la longueur des segments pour mettre le modèle à l'échelle, principalement en raison des erreurs de positionnement des marqueurs expérimentaux et des ATMs.

A l'inverse, les méthodes  $MB_{l.a.m}$  et  $MB_{a.m*}$  ont été robustes à la minimisation des erreurs cinématiques sur les 26 sujets, malgré diverses sources d'erreurs (Begon et al., 2017) : erreurs de

Etude / Méthode	Erreur cinématique moyenne (mm)
Reinbolt et al. 2005	7,8
Andersen et al. 2010b	5,5
Muller et al. 2015	8,6
Lund et al. 2015	4,5
$MB_{l.a.m}$	10,8
$MB_{a.m^*}$	6,5
EB	8,8
$EB_{a.m^*}$	5,3

Tableau 5.4.2 – Erreurs cinématiques moyennes après la cinématique inverse.

mesure, longueur des segments, DDL du modèle. Cependant, le modèle  $MB_{l.a.m}$  a mésestimé les longueurs de segments par rapport aux modèles MB et  $MB_{a.m^*}$  qui étaient plus proches des modèles de référence  $EB_{a.m^*}$ .

Par conséquent, la méthode la plus appropriée à appliquer dans la mise à l'échelle géométrique basée sur les marqueurs est une optimisation des coordonnées locales des marqueurs qui permet une meilleure localisation des marqueurs et minimise les effets d'ATM. Ces résultats sont conformes à la méthode de mise à l'échelle d'Opensim.

### 5.4.3 Angles articulaires

Les modèles  $MB_{a.m^*}$  et  $EB_{a.m^*}$  ont présenté des angles articulaires similaires. Ceci est intéressant car dans ces modèles, les longueurs des segments étaient très similaires. Cela indique que l'optimisation des coordonnées locales du marqueur a eu un effet similaire sur le calcul des angles articulaires pour les deux méthodes, alors que  $MB_{l.a.m}$  a conduit à des résultats différents. Les faibles erreurs cinématiques de  $MB_{a.m^*}$  et  $EB_{a.m^*}$  ne signifient pas nécessairement que les angles articulaires étaient précis ou que les ATMs étaient entièrement compensés (Bonnet et al., 2017). La précision cinématique ne peut être réellement évaluée qu'avec des broches intra-corticales (Andersen et al., 2010a) ou des données fluoroscopiques biplanaires (Gasparutto et al., 2015; Richard et al., 2017). Toutefois, la cohérence entre les deux résultats et la faible erreur cinématique suggèrent que l'hypothèse principale de l'étude, à savoir que les méthodes de mise à l'échelle basées sur l'optimisation offrent le meilleur compromis entre la précision des paramètres géométriques par rapport aux méthodes basées sur l'imagerie et assurent la meilleure cohérence cinématique, n'est pas vérifiée. Il semble plus pertinent d'utiliser  $MB_{a.m^*}$  au lieu de  $MB_{l.a.m}$  pour mettre le modèle à l'échelle dans une étude musculo-squelettique.

#### 5.4.4 Limites méthodologiques

L'étude présente plusieurs limites qu'il convient de noter. Tout d'abord, les méthodes basées sur l'optimisation peuvent conduire à l'overfitting (sur-ajustement). Elle tend à répandre les erreurs expérimentales et les erreurs de modélisation sur les paramètres géométriques optimisés, à savoir les longueurs des segments, les coordonnées locales des marqueurs et les axes de rotation articulaires. Pour assurer un bon équilibre entre des longueurs de segment correctes et de faibles erreurs cinématiques, il faut des contraintes bien choisies et des estimations initiales correctes. Les méthodes basées sur l'optimisation sont robustes et garantissent la réduction des erreurs cinématiques, mais les résultats de l'étude montrent qu'il est préférable d'exclure les longueurs de segments des membres inférieurs de toute mise à l'échelle basée sur l'optimisation.

Sur le plan calculatoire, un sujet a été mis à l'échelle en moins de 4 minutes pour  $N_f = 100$  échantillons (ordinateur portable 3,10 GHz, 32 Go de RAM). Ce temps de calcul peut être réduit en travaillant sur le choix et le nombre d'échantillon à inclure dans l'optimisation. L'étude est également limitée par la façon dont la mise à l'échelle a été définie : les facteurs homothétiques ont été appliqués uniformément dans les trois directions des segments. Cela a notamment des conséquences sur la mise à l'échelle des grands os comme le bassin. Une solution peut être de déclarer trois facteurs homothétiques par segment et de les optimiser séparément (Rasmussen et al., 2005; Delp et al., 2007). Les poids des marqueurs dans l'optimisation pourrait faire l'objet d'une sélection en fonction de la confiance accordée à ces marqueurs (Trinler and Baker, 2018). Des fonctions non linéaires pourraient également être utilisées pour améliorer les propriétés de mise à l'échelle avant une optimisation comme dans  $MB_{a.m*}$ , comme cela a été fait dans Lund et al. (2015); Zhang et al. (2016); Nolte et al. (2019). Une autre amélioration pourrait consister à utiliser une base de données de modèles extraits d'IRM et à obtenir une estimation initiale plus précise, comme cela a été proposé dans (Ding et al., 2019; Klemm et al., 2019).

La mise à l'échelle des pieds est un autre point qui n'a pas été traité dans cette étude. Les données provenant des images biplanaires EOS ne permettent pas encore de reconstruire les os des pieds. Enfin, le modèle de genou a été limité à un degré de liberté en rotation et sa validité fait toujours l'objet de controverses (Gasparutto et al., 2015; Clément et al., 2015) : selon Kainz et al. (2016), les modèles de genou ont une influence sur les angles articulaires calculés. À l'avenir, des modèles plus complexes pourraient être évalués pour confirmer l'utilisation de  $MB_{a.m*}$  pour la mise à l'échelle.

### 5.5 Conclusion générale du chapitre

Un des objectifs de la thèse était de développer une méthode de mise à l'échelle géométrique personnalisée pour l'analyse musculo-squelettique. La méthode devait s'appuyer sur les moyens de mesure opto-electroniques afin de pouvoir facilement déployer la méthode pour l'analyse en laboratoire. Pour évaluer la performance de la mise à l'échelle basée sur l'optimisation, on s'est appuyé sur une base de donnée de 26 sujets qui ont réalisé des radiographies biplanaires qui

permettaient d'établir une référence et des captures de mouvement opto-electroniques.

Cette étude a permis d'identifier une méthode de mise à l'échelle basée sur des données opto-électroniques offrant le meilleur compromis entre des paramètres géométriques précis (longueurs de segments, orientation des axes de joint, coordonnées de marqueurs) et des sorties cinématiques cohérentes (angles articulaires et erreur cinématique). L'hypothèse principale de l'étude était que les méthodes de mise à l'échelle basées sur l'optimisation devaient offrir le meilleur compromis entre la précision des paramètres géométriques par rapport aux méthodes basées sur l'imagerie et assurer la meilleure cohérence cinématique inverse. Les résultats ne l'ont pas confirmé, car les longueurs de segment optimisées obtenues avec  $MB_{l.a.m}$  étaient sensiblement différentes de celles obtenues avec les mesures de référence EOS, et ont entraîné une erreur cinématique plus élevée.

La mise à l'échelle  $MB_{a.m}^*$  qui est basée sur les marqueurs puis qui optimise les coordonnées locales des marqueurs et les axes articulaires, a donné la mise à l'échelle et les angles articulaires les plus cohérents par rapport à ceux obtenus à partir des mesures EOS. Cette étude est intéressante car cette mise à l'échelle est la première étape à appliquer à un modèle dans toute analyse musculo-squelettique personnalisée. Grâce à cette étude on a établi, une méthode de mise à l'échelle par optimisation qui peut être utilisée pour l'analyse musculo-squelettique. Un tel outil est nécessaire pour l'évaluation d'exosquelette en laboratoire. Pour compléter le travail sur la partie géométrique des modèles, on s'intéressera à la partie musculaire des modèles dans le prochain chapitre.

## Identification des enveloppes couple-angle-vitesse

Les capacités de génération d'efforts articulaires sont un indicateur important pour la définition du cahier des charges d'exosquelette d'assistance. Ces efforts articulaires peuvent être modélisés à l'aide de relations couple-angle-vitesse d'effort à partir de données dynamométriques. Ces données sont collectées à l'aide d'un ergomètre isocinétique.

Dans le cadre de la modélisation générique du soldat, on présentera dans ce chapitre l'identification des relations couple-angle-vitesse pour les données dynamométriques de 43 sujets issus d'une population de militaires aptes au combat et de civils sportifs. On analysera la pertinence d'un modèle de la littérature pour modéliser les données expérimentales.

## 6.1 Introduction

Dans le cadre de la modélisation générique du soldat, on souhaite aussi obtenir assez de données pour construire des lois de régression sur les capacités de génération d'efforts des soldats. Il est donc nécessaire de recueillir suffisamment de données de couples articulaires maximaux pour prétendre modéliser les relations couple-angle-vitesse d'une population de soldats. De plus, ces dernières peuvent être un outil pertinent pour la quantification du niveau d'assistance dans le cadre de la conception d'exosquelette du membre inférieur pour l'aide à la locomotion et pour préciser des choix d'actionnement. En effet, comme ces enveloppes témoignent des capacités de génération d'efforts articulaires d'un sujet, on peut à partir de celles-ci établir des seuils d'assistance pour garantir une assistance qui prévient la fatigue de son utilisateur.

Pour pourvoir représenter les capacités maximales de génération d'efforts d'une population de soldats, il convient de disposer de suffisamment de sujets. Par exemple, Anderson et al. (2007) ne disposaient que de 14 sujets de moins de 25 ans pour représenter leur population alors que D'Souza et al. (2012) ont récolté des données sur 40 sujets minimum par classe d'âge. En revanche, aucune étude sur les capacités de générations d'efforts des soldats n'a été réalisée. La collecte de mesures dynamométriques impose un temps d'expérimentation important. C'est la raison pour laquelle la collecte de données dynamométriques pour une population est un travail ambitieux et nécessaire pour préciser les capacités de génération d'efforts des soldats.

Les soldats d'active peuvent être considérés comme des individus sains, en bonne condition physique et sportive. Ces caractéristiques sont comparables à des personnes civiles qui ont une pratique d'activité physique régulière. On peut donc conjointement effectuer des campagnes de mesures sur des civils sportifs et des soldats pour obtenir des enveloppes couple-angle-vitesse de cette population.

Comme présenté dans l'état de l'art, différents modèles ont été proposés pour identifier les enveloppes couple-angle-vitesse. Notamment des approches logistiques et polynomiales (Looft and Frey-law, 2015) dont les paramètres n'ont pas de sens physique. Des modèles plus physiologiques ont également été proposés. Ces derniers reposent sur une relation couple-angle et une relation couple-vitesse séparées (King et al., 2006; Anderson et al., 2007; Haering et al., 2017) et leurs paramètres correspondent à des concepts physiologiques et biomécaniques. Par exemple, le modèle d'Anderson et al. (2007) permet d'identifier pour une articulation le couple maximal isométrique ou la vitesse angulaire à 75 % du couple maximal à partir de points de mesures isométriques et isocinétiques. Haering et al. (2017) a choisi d'identifier la puissance maximale articulaire, un critère pertinent pour l'analyse sportive. On préférera donc l'usage de ces derniers modèles, plus pertinents dans le cadre de l'analyse et la simulation biomécanique.

L'objectif de ce chapitre est donc de présenter l'analyse de l'identification d'un modèle couple-angle quadratique (Rassier et al., 1999) et d'un modèle couple-vitesse hyperbolique (Anderson et al., 2007). Les enveloppes de couple-angle-vitesse seront établies à partir d'une population de soldats et de civils sportifs en se basant sur des mesures par dynamométrie des articulations de

la cheville, du genou et de la hanche. On analysera la pertinence de cette modélisation.

## 6.2 Matériels et Méthodes

### 6.2.1 Population

Vingt-six hommes civils en bonne santé et justifiant d'une activité physique supérieure à 4 heures par semaine, ont donné leur accord pour participer à l'étude qui a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes (CPP SOOM I, France no. 2018-A00484-51), voir tableau 6.2.1. De plus, dix-sept militaires aptes au service (susceptibles de porter un exosquelette sur le champ de bataille) ont participé à l'étude. Les deux populations n'étaient pas significativement différentes en terme de d'âge, taille, masse et IMC. Le test de Mann-Whitney U indiquait une p-value à  $p = 0,054$  pour les taux de masses grasses (mesurées avec le bioimpédancemètre Tanita DC-360) et une différence significative ( $p = 0,002$ ) en termes d'activité physique reportée. Une quantité d'activité physique minimale était un pré-requis pour minimiser les risques de blessure que peut engendrer un effort maximal lors d'un test dynamométrique.

	Population	Age (année)	Taille (m)	Masse (kg)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Masse Grasse (%)	Activité Physique (h/semaine)
Moyenne	Civile	25.9	1.78	74.8	23.4	13.1	5.73
	Militaire	25.5	1.74	72.2	23.8	10.4	8.71
	Totale	25.8	1.77	73.8	23.5	11.8	6.91
Écart-type	Civil	4.56	0.08	11.7	2.39	0.06	2.45
	Militaire	6.47	0.05	7.54	2.25	0.04	2.89
	Totale	5.33	0.07	10.3	2.32	0.05	2.99

Tableau 6.2.1 – Données descriptives des populations

### 6.2.2 Protocole expérimental

Le protocole expérimental consistait en des mesures en régime isométrique et des mesures isocinétiques en régime concentrique en flexion-extension pour la cheville, le genou et la hanche. L'ensemble des sujets a participé à des mesures dynamométriques avec leur jambe dominante avec le dynamomètre isocinétique Con-Trex MJ® (CMV AG, Dübendorf, Suisse). Des mesures ont été effectuées pour la cheville, le genou et la hanche. Après un échauffement de 10 min sur tapis de course à vitesse de confort, l'installation du sujet dans l'ergomètre isocinétique était réalisée conformément aux recommandations du constructeur. Pour la cheville, le sujet était en position assise sur le fauteuil. Le creux du genou reposait sur un coussin surélevé induisant une flexion de hanche. Le pied reposait dans le butoir et les malléoles étaient alignées avec l'axe du dynamomètre. Pour le genou, l'axe du dynamomètre était aligné avec les épicondyles du genou en flexion à 90°, et le sujet était en position assise dans l'ergomètre. Pour la hanche, le sujet était allongé sur le dos sur la table du dynamomètre. L'axe du dynamomètre était aligné avec l'axe de

flexion de la hanche (3 cm au-dessus du grand trochanter). Des sangles serrées immobilisaient les segments non concernés par le mouvement étudié. Les configurations sont illustrées sur la figure 6.2.1.

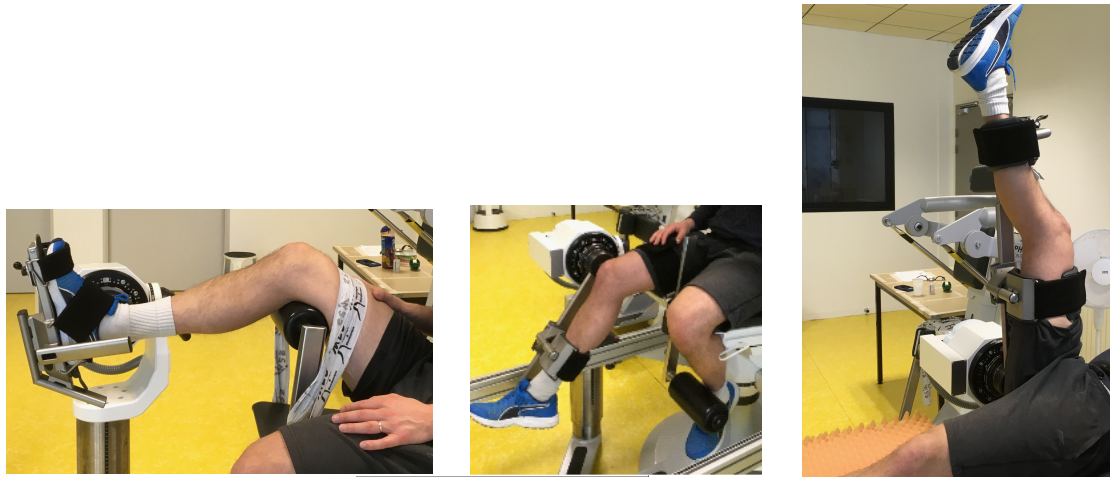


FIGURE 6.2.1 – Configurations articulaires (cheville à gauche, genou au centre, hanche à droite) dans l’ergomètre isocinétique.

L’amplitude de mouvement du dynamomètre était réglée pour respecter les butées articulaires mécaniques du sujet et le seuil de douleur du sujet. Des mesures goniométriques ont été utilisées pour faire correspondre la mesure angulaire de l’ergomètre avec l’angle articulaire du sujet. La masse des segments était prise en compte sur la plage articulaire du sujet afin de retirer la contribution du poids au couple résultant et de n’évaluer que la contribution musculaire au couple mesuré.

Après des essais de familiarisation sur la machine isocinétique, il était demandé aux sujets de réaliser des efforts maximaux volontaires en flexion et en extension pour ces 3 articulations (cheville, genou, hanche). Afin de mesurer la variation du couple maximal en fonction de l’angle articulaire, l’amplitude articulaire était divisée en cinq. Ces cinq valeurs angulaires étaient utilisées pour effectuer 5 mesures isométriques réparties à espacement égal. Un effort maximal isométrique de 4 secondes était demandé pour chacune des valeurs angulaires randomisées en flexion et en extension. Pour chaque articulation, les valeurs de couple des 5 essais isométriques en flexion et en extension ont été enregistrées. Au total, 30 mesures isométriques ont été réalisées pour les trois articulations.

Pour chaque articulation, des mesures isocinétiques à vitesse constante ont été conduites. Un effort maximal concentrique en flexion et en extension était demandé pour trois vitesses, voir tableau 6.2.2. Une mesure passive était préalablement enregistrée pour chaque articulation afin que les contributions passives à la mesure du couple soient retirées à la mesure du couple généré par les muscles. Trois cycles de flexion-extensions étaient effectuées pour chaque vitesse. Toutes



les acquisitions étaient échantillonnées à 256 Hz soit la fréquence d'acquisition maximale de la machine.

Articulation	Mouvement	Vitesses (deg/s)		
		1	2	3
Cheville	Flexion/Extension	30	75	120
Genou	Flexion/Extension	60	120	180
Hanche	Flexion/Extension	60	90	120

Tableau 6.2.2 – Vitesses des mesures isocinétiques pour des contractions concentriques pour les trois articulations : cheville, genou et hanche.

Les participants ont été verbalement encouragés à produire des valeurs de couple maximal. Pour garantir un effet minimal de la fatigue, une minute et respectivement deux minutes de repos étaient accordées aux sujets entre chaque effort pour les essais isométriques et respectivement isocinétiques.

### 6.2.3 Traitement des données

Le traitement des données a été effectué depuis l'export des données brutes recueillies par l'ergomètre isocinétique. Pour les données isométriques, on souhaitait mesurer le pic de couple recueilli. Celui-ci était identifié comme la valeur maximale enregistrée pendant l'effort de 4 secondes. Un traitement manuel a été effectué sur les données brutes pour les essais doublons et les essais où le sujet mobilisait une autre articulation lors de l'essai. Dans le premier cas, les essais doublons ont été supprimés en conservant les essais avec le pic de couple le plus important. Dans le second cas, les données étaient tronquées pour ne garder que la partie pertinente des données.

Pour les données isocinétiques, certaines mesures de couples présentaient des pics de couples inexplicables dans les données brutes qui ne provenait pas de l'action du sujet sur la machine. Ces mesures ont été exclues. Certaines mesures de couples présentaient des phénomènes vibratoires. Une étude de la densité spectrale de puissance des signaux a été conduite pour identifier le contenu fréquentiel principal résultant de l'action musculaire. Les signaux sans phénomène vibratoire présentaient tous 95 % de leur densité spectrale en dessous de 2 Hz. De manière classique (Morcelli et al., 2016), un filtre butterworth d'ordre 4 sans déphasage à 2 Hz a été appliqué à toutes les mesures isocinétiques pour retirer les phénomènes vibratoires et ne garder que le signal issu de l'action des muscles. Les phases à vitesse constante ont ensuite été identifiées sur les signaux bruts grâce à une routine MATLAB personnalisée.

A partir des données brutes, les phases isocinétiques ont été extraites pour chaque vitesse et chaque articulation. On souhaitait obtenir les valeurs de couple sur l'ensemble de plage articulaire isocinétique (à vitesse constante). Trois phases isocinétiques par flexion et par extension

étaient retenues, ces valeurs étaient moyennées pour obtenir des valeurs moyennes de couple sur la plage articulaire isocinétique. À ces couples moyens étaient soustraits les couples mesurés des essais passifs pour n'obtenir finalement que le couple dû à la contribution musculaire.

Une fois les traitements de données effectués, un bilan sur les données disponibles a été réalisé. Ce bilan permet d'évaluer si le nombre d'essais était suffisant pour effectuer l'identification des courbes couple-angle-vitesse, pour chaque sujet et chaque articulation. Pour effectuer l'identification des courbes couple-angle à partir des essais isométriques, il était nécessaire d'avoir au moins 4 essais pour chaque mouvement. Pour effectuer l'identification couple-vitesse, il était nécessaire d'avoir 3 essais passifs et 3 essais isocinétiques valides pour chaque mouvement. Le bilan des essais traités est présenté au tableau 6.2.3.

Articulation	Mouvement	Isométrique	Isocinétique				Nombre de sujets satisfaisant les conditions
		Nombre de sujets satisfaisant les conditions	Essais passifs valides	Essais passifs avec vibration	Essais valides	Essais avec vibration	
Cheville	Extension	42	111	9 (8 %)	117	1 (1 %)	24
	Flexion	42	111	9 (8 %)	117	1 (1 %)	24
Genou	Extension	43	120	68 (56 %)	118	7 (6 %)	32
	Flexion	43	120	68 (56 %)	118	7 (6 %)	20
Hanche	Extension	42	111	110 (99 %)	108	15 (14 %)	21
	Flexion	42	111	110 (99 %)	108	15 (14 %)	25

Tableau 6.2.3 – Bilan du traitement de données pour les essais isométriques et isocinétiques

#### 6.2.4 Modélisation couple-angle et couple-vitesse

La relation couple-angle-vitesse pour chaque articulation (cheville, genou, hanche) et chaque mouvement (flexion, extension) a été modélisée comme le produit d'une relation couple-angle et d'une relation couple-vitesse. Comme précédemment décrit dans (Rassier et al., 1999; Haering et al., 2019; Puchaud et al., 2019b), les relations couple-angle ont été modélisées par une relation quadratique. On peut calculer le couple isométrique  $\Gamma_{isom}(\alpha)$  tel que :

$$\Gamma_{isom}(\alpha) = \Gamma_{max} \cdot \left( -4 \left( \frac{\alpha - \alpha_0}{RoM} \right)^2 + 1 \right) \quad (6.1)$$

Avec  $\alpha$  l'angle articulaire auquel le couple est évalué,  $\Gamma_{max}$  le couple maximal,  $\alpha_0$  l'angle optimal et RoM l'amplitude articulaire théorique. Pour la relation couple-vitesse, on a choisi la relation hyperbolique d'Anderson et al. (2007) car les paramètres de ce modèle sont contenus dans la plage de mesure expérimentale. En effet, ces paramètres de vitesses angulaires (décrit plus bas) sont identifiés entre des vitesses atteignables par articulations lors des phases isocinétiques des contractions concentriques. Les données récoltées ne concernent que les contractions musculaires concentriques. La relation couple-angle-vitesse pour un effort concentrique est définie par :

$$\Gamma_{con}(\alpha, \omega) = \Gamma_{isom}(\alpha) \cdot \left( \frac{2 \omega_{75\%} \omega_{50\%} + \omega (\omega_{50\%} - 3 \omega_{75\%})}{2 \omega_{75\%} \omega_{50\%} + \omega (2 \omega_{50\%} - 4 \omega_{75\%})} \right) \quad (6.2)$$

où  $\omega$  désigne la vitesse angulaire. Les paramètres  $\omega_{75\%}$  et  $\omega_{50\%}$  désignent respectivement les vitesses angulaires qui produisent 75 % et 50 % du couple maximal  $\Gamma_{max}$ . Ainsi pour chaque sujet et articulation, il est nécessaire d'identifier les paramètres  $\Gamma_{max}$ ,  $\alpha_0$  et RoM pour obtenir une relation couple-angle personnalisée et les paramètres  $\omega_{50\%}$  et  $\omega_{75\%}$  pour obtenir une relation couple-vitesse personnalisée.

### 6.2.5 Identification des paramètres des modèles

L'algorithme à régions de confiance de Matlab a permis d'identifier les paramètres des relations couple-angle et des relations couple-vitesse pour chaque articulation de chaque sujet. L'erreur quadratique entre les couples modélisés  $\Gamma^{mod}$  et expérimentaux  $\Gamma^{exp}$  était minimisée pour identifier les paramètres des modèles. L'identification des relations couple-angle-vitesse a été réalisée en deux étapes. La première optimisation a permis d'identifier les paramètres isométriques  $\Gamma_{max}$ ,  $\alpha_0$  et RoM; la seconde optimisation a permis d'identifier les paramètres isocinétiques concentriques  $\omega_{50\%}$  et  $\omega_{75\%}$ .

Aux trois vitesses différentes, le nombre de points de mesure varie car l'échantillonnage temporel est constant. Ainsi dans l'identification, on a donné un poids à chacun des points de mesure de telle manière que l'ensemble des points de chaque vitesse ait le même poids dans l'optimisation.

Pour résumer, on a pour la première optimisation :

$$\min_{\Gamma_{max}, \alpha_0, RoM} \sum_i \left( \Gamma_{isom}^{mod}(\alpha_i, \Gamma_{max}, \alpha_0, RoM) - \Gamma_{isom,i}^{exp} \right)^2 \quad (6.3)$$

Et pour la seconde :

$$\min_{\omega_{50\%}, \omega_{75\%}} \sum_i w_i \left( \Gamma_{con}^{mod}(\alpha_i, \omega_i, \omega_{50\%}, \omega_{75\%}) - \Gamma_{con,i}^{exp} \right)^2 \quad (6.4)$$

Avec  $w_i$  le poids associé à chaque point de mesure. Pour chaque identification, une estimation initiale et des bornes étaient proposées pour chaque paramètre. Elles sont présentées dans le tableau 6.2.4 pour les paramètres couple-angle et dans le tableau 6.2.5 pour les paramètres couple-vitesse.

Paramètres	Estimation initiale	Flexion		Extension	
		Borne inf	Borne sup	Borne inf	Borne sup
$\Gamma_{max}$	$\Gamma_{max}^{init} = \max(\Gamma^{exp})$	$0.75 \Gamma_{max}^{init}$	$0.25 \Gamma_{max}^{init}$	$0.75 \Gamma_{max}^{init}$	$0.25 \Gamma_{max}^{init}$
$\alpha_0$	$\alpha_0^{init} = \arg \max_{\alpha^{exp}} \Gamma^{exp}(\alpha^{exp})$	$\min(\alpha^{exp})$	$\max(\alpha^{exp})$	$\max(\alpha^{exp}) + 0.75 RoM^{init}$	$\min(\alpha^{exp}) - 0.25 RoM^{init}$
RoM	$RoM^{init} = \max(\alpha^{exp}) - \min(\alpha^{exp})$	0	$\pi$	0	$\pi$

Tableau 6.2.4 – Estimation initiale, borne inférieure et supérieure des paramètres couple-angle pour l'identification.

Paramètres	Flexion / Extension		
	Estimation initiale	Borne inf	Borne sup
$\omega_{75\%}$	$\pi/3$	0	$\pi$
$P = \frac{\omega_{75\%}}{\omega_{50\%}}$	2	1,9	10

Tableau 6.2.5 – Estimation initiale, bornes inférieures et supérieures des paramètres couple-vitesse pour l'identification.

La qualité de l'optimisation pour la relation couple-angle et couple-vitesse a été évaluée grâce l'erreur des moindres carrés (RMSE) divisée par le couple maximal isométrique  $\Gamma_{max}$ . Ce critère  $RMSE/\Gamma_{max}$  permet d'évaluer l'erreur par rapport à la capacité physique de la personne. Il permet à la fois de comparer la performance de l'optimisation de sujet à sujet et d'articulation à articulation.

### 6.2.6 Critères d'évaluation

Pour évaluer la qualité de la régression pour tous les sujets, à la fois pour les modèles couple-angle et couple-vitesse, les critères d'évaluation que sont le coefficient de corrélation de Pearson  $r$ , l'erreur quadratique moyenne (RMSE), l'erreur absolue moyenne (MAE), la RMSE normée (NRMSE) et l'erreur moyenne absolue en pourcentage (MAPE), ont été utilisés. Ces critères ont été appliqués pour mesurer l'écart entre les valeurs expérimentales et les valeurs prédites par les modèles identifiés. On rappelle leurs définitions :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})(\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})^2}} \quad (6.5)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (6.6)$$

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - \hat{y}_i| \quad (6.7)$$

$$NRMSE = \frac{RMSE}{y_{max} - y_{min}} \quad (6.8)$$

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|y_i - \hat{y}_i|}{y_i} \quad (6.9)$$

où  $y$  représente les valeurs expérimentales,  $\hat{y}$  représente les valeurs estimées et  $n$  représente le nombre total de mesures. Les critères 6.6 et 6.7 indiquent les erreurs dans l'unité de la mesure et les critères 6.8 et 6.9 indiquent les erreurs relatives en pourcentage pour comparer les performances des modèles entre les différentes articulations dont les amplitudes sont différentes. On

propose deux critères pour la mesure des erreurs absolues et des erreurs relatives. On vérifiera donc qu'ils indiquent les mêmes tendances.

Par ailleurs, deux critères ont été choisis pour sélectionner les modèles identifiés comme corrects. On a utilisé une échelle subjective pour identifier les niveaux de corrélations comme proposé dans Asuero et al. (2006). On a résumé cette échelle subjective dans le tableau 6.2.6. Et on a choisi le seuil de  $\text{NMRSE} < 0.3$  pour identifier les modèles représentatifs des données. Pour qu'une identification soit considérée comme correcte, il fallait qu'elle respecte le seuil de NRMSE de 0.3 et que la corrélation soit élevée ou très élevée. L'emploi de ces deux critères se justifie car la corrélation de Pearson seule ne garantit pas que les erreurs faites par les modèles soient corrélation.

$r$	Interprétation
0.90 à 1.00	corrélacion très élevée
0.70 à 0.89	corrélacion élevée
0.50 à 0.69	corrélacion modérée
0.30 à 0.49	corrélacion faible
0.00 à 0.29	corrélacion très faible

Tableau 6.2.6 – Échelle subjective de corrélation de Pearson d'après (Asuero et al., 2006)

## 6.3 Résultats

### 6.3.1 Relations couple-angle

Les résultats étaient différents selon les sujets et les articulations. On présentera dans le tableau 6.3.1 les paramètres moyens obtenus pour les différentes relations couple-angle. Les valeurs pour tous les sujets sont présentées à la figure 6.3.1. Pour le couple isométrique maximal  $\Gamma_{max}$  de chaque articulation, les valeurs moyennes étaient plus importantes pour les mouvements en extension que pour les mouvements en flexion. L'écart-type était plus important pour l'extension de la hanche et du genou. Pour l'amplitude articulaire RoM identifiée, certaines identifications ont abouti à la borne supérieure de valeur  $\pi$  radians. L'amplitude articulaire de la cheville en flexion était la plus faible avec une moyenne à 2,0 radians.

Les angles optimaux  $\alpha_0$  variaient selon l'articulation et le mouvement. Les angles optimaux moyens sont négatifs pour le genou car l'angle nul correspond à une configuration jambe tendue. De même, les angles optimaux moyens sont positifs pour la hanche car l'angle nul soit en position neutre. Les signes des angles optimaux moyens sont inversés en flexion et en extension car la cheville n'est pas en butée en position neutre. Il est à noter que les valeurs identifiées de  $\alpha_0$  pour la hanche en extension pouvaient se trouver en dehors de l'amplitude articulaire de mesure

car les butées anatomiques ou la configuration de la machine ne permettaient pas d'aller au-delà.

Articulation	Mouvement	Relation Couple-Angle				Relation Couple-Vitesse		
		$\Gamma_{max}$ (Nm)	RoM (rad)	$\alpha_0$ (rad)	RMSE/ $\Gamma_{max}$ (%)	$\omega_{75\%}$	$P$	RMSE/ $\Gamma_{max}$
Cheville	Extension	$137,5 \pm 40,8$	$2,6 \pm 0,5$	$0,5 \pm 0,26$	$0,09 \pm 0,05$	$1,02 \pm 0,85$	$6,44 \pm 3,48$	$0,07 \pm 0,03$
	Flexion	$47,3 \pm 7,8$	$2,0 \pm 0,5$	$-0,18 \pm 0,16$	$0,03 \pm 0,02$	$0,45 \pm 0,24$	$5,74 \pm 3,26$	$0,05 \pm 0,03$
Genou	Extension	$240 \pm 54,6$	$2,6 \pm 0,2$	$-1,35 \pm 0,13$	$0,07 \pm 0,03$	$1,15 \pm 0,70$	$8,17 \pm 2,65$	$0,06 \pm 0,02$
	Flexion	$142,6 \pm 26,1$	$3,1 \pm 0,1$	$-0,9 \pm 0,17$	$0,09 \pm 0,04$	$1,16 \pm 0,69$	$8,11 \pm 2,85$	$0,05 \pm 0,02$
Hanche	Extension	$233,6 \pm 72,1$	$2,8 \pm 0,6$	$1,04 \pm 0,26$	$0,07 \pm 0,05$	$2,58 \pm 0,79$	$2,03 \pm 0,79$	$0,10 \pm 0,06$
	Flexion	$166,1 \pm 42,0$	$2,9 \pm 0,4$	$0,28 \pm 0,16$	$0,10 \pm 0,05$	$2,37 \pm 0,79$	$5,24 \pm 3,62$	$0,07 \pm 0,04$

Tableau 6.3.1 – Paramètres  $\Gamma_{max}$ ,  $\alpha_0$  et RoM calculés pour les relations couple-angle et les paramètres  $\omega_{75\%}$  et  $P$  pour les relations couple-vitesse. Le RMSE/ $\Gamma_{max}$  indique le pourcentage d'erreur quadratique par rapport à la capacité de génération d'effort maximale lors des deux phases d'optimisation.

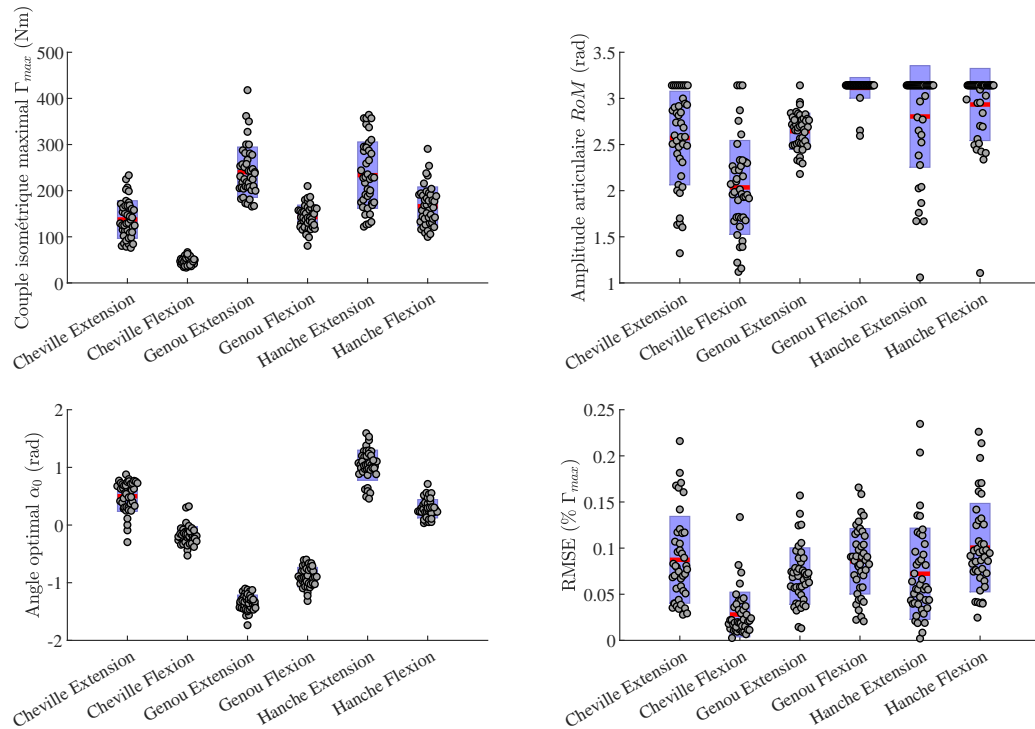


FIGURE 6.3.1 – Paramètres  $\Gamma_{max}$ ,  $\alpha_0$  et RoM calculés pour les relations couple-angle pour tous les sujets. Le RMSE/ $\Gamma_{max}$  indique le pourcentage d'erreur quadratique par rapport à la capacité de génération d'effort lors de l'optimisation. La valeur moyenne est indiquée en rouge et l'écart-type en bleu.

Le critère RMSE/ $\Gamma_{max}$  est relativement similaire pour chaque articulation excepté pour la cheville en flexion qui présente une moyenne et un écart-type inférieurs aux autres articulations et mouvements. Pour chaque sujet, articulation et mouvement, on a vérifié que l'identification sa-

tisfaisait le critère de corrélation  $r \geq 0,7$  et le critère de NRMSE  $\leq 0,3$ . On présente les résultats obtenus pour ces critères à la figure 6.3.2. Au total, 1 sujet pour la cheville flexion, 4 sujets pour la genou en flexion, 7 sujets pour la hanche en extension et 4 sujets pour la hanche en flexion n'ont pas satisfait les critères.

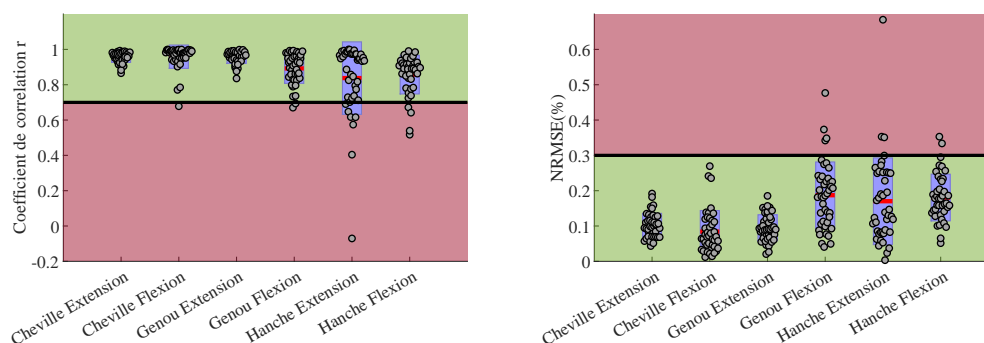


FIGURE 6.3.2 – Graphiques des valeurs de corrélation  $r$  et NRMSE par rapport aux seuils acceptables pour les relations couple-angle.

Enfin, on présente une évaluation globale de tous les modèles pour tous les sujets, pour chaque articulation à la figure 6.3.3. Pour la cheville, la corrélation était de 0,95 pour l'extension et de 0,98 pour la flexion. Les critères en erreurs absolues RMSE et MAE indiquent respectivement 15,73 et 11,67 Nm pour l'extension, et 1,78 et 1,12 Nm pour la flexion. Les critères en erreurs relatives NRMSE et MAE indiquent respectivement 5,6 % et 21 % d'erreur pour l'extension, et 3,3 % et 3 % pour la flexion.

Pour le genou, la corrélation était de 0,97 pour l'extension et de 0,94 pour la flexion. Les critères en erreurs absolues RMSE et MAE indiquent respectivement 17,61 et 13,75 Nm pour l'extension, et 12,69 et 10,36 Nm pour la flexion. Les critères en erreurs relatives NRMSE et MAE indiquent respectivement 4,2 % et 9 % d'erreur pour l'extension, et 7,2 % et 10 % pour la flexion.

Pour la hanche, la corrélation était de 0,96 pour l'extension et de 0,94 pour la flexion. Les critères en erreurs absolues RMSE et MAE indiquent respectivement 20,52 et 14,52 Nm pour l'extension, et 17,45 et 14,18 Nm pour la flexion. Les critères en erreurs relatives NRMSE et MAE indiquent respectivement 5,5 % et 8 % d'erreur pour l'extension, et 7,2 % et 12 % pour la flexion.

D'un point de vue absolu et relatif, la cheville en flexion présente le moins d'erreur. La hanche en flexion et extension présente les plus grands RMSE et MAE. Enfin, la cheville en extension, le genou en flexion et la hanche en flexion présentent les critères relatifs NRMSE (5,6 %, 7,2 %, 7,2 %) et MAPE (20,1 %, 10 %, 10 %) les plus élevées indiquant des prédictions moins précises par rapport aux ordres de grandeur.

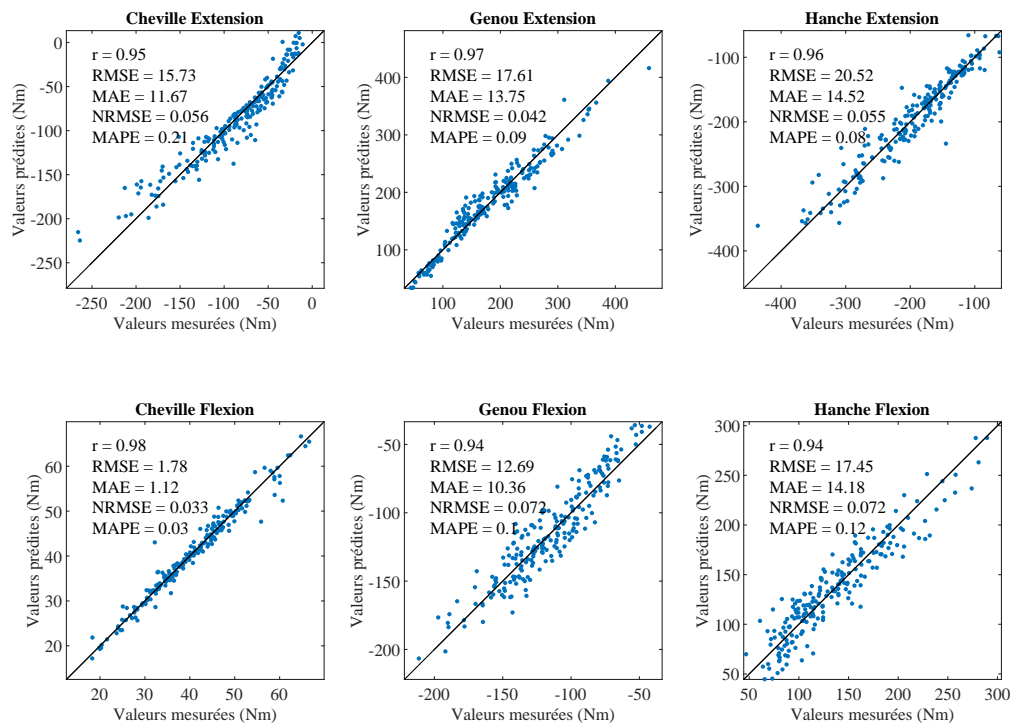


FIGURE 6.3.3 – Graphiques de corrélation avec les critères d’évaluation entre les valeurs prédites par les modèles identifiés et les valeurs mesurées pour tous les sujets, pour les trois articulations en flexion et en extension pour les relation couple-angle.

### 6.3.2 Relations couple-vitesse

Les valeurs obtenues des paramètres des relations couple-angle sont différentes selon les sujets et les articulations. Les moyennes et écart-types sont présentées dans le tableau 6.3.1. Les valeurs pour tous les sujets sont présentées à la figure 6.3.4.

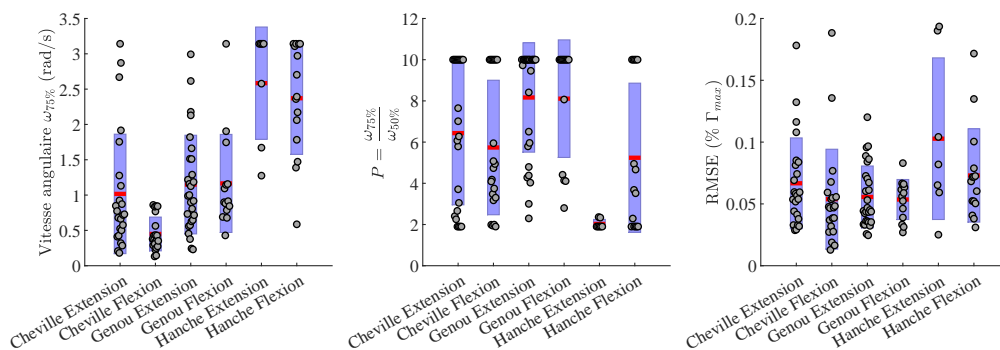


FIGURE 6.3.4 – Paramètres  $\omega_{75\%}$  et  $P$  calculés pour les relations couple-vitesse pour tous les sujets. La valeur moyenne est indiquée en rouge et l’écart-type en bleu.



Pour la vitesse angulaire à 75 % du couple max  $\omega_{75\%}$  de chaque articulation, les valeurs moyennes étaient plus importantes pour la hanche et plus faible pour la cheville en flexion. Indiquant que la force diminue plus rapidement avec la vitesse pour la cheville en flexion et moins rapidement pour la hanche. Pour le ratio  $P = \omega_{75\%}/\omega_{50\%}$ , les identifications de la hanche en extension ont principalement abouti aux bornes inférieures de 1,9. C'était le cas de certains sujets aussi en extension et flexion de la cheville et en flexion de hanche. La borne supérieure 10 a été atteinte pour certains sujets pour les mouvements de la cheville et du genou et la flexion de hanche. Ces valeurs en butée indiquent que le modèle utilisé n'a pas permis d'expliquer la forte décroissance ou le maintien du niveau de couple mesuré avec l'augmentation de la vitesse angulaire.

Le critère  $RMSE/\Gamma_{max}$  est relativement similaire pour chaque articulation excepté pour la hanche en extension qui présentait une moyenne et un écart-type supérieurs aux autres articulations et mouvements. Pour chaque sujet, articulation et mouvement, on a vérifié que l'identification de la relation couple-vitesse satisfaisait le critère de corrélation  $r \geq 0,7$  et le critère de  $NRMSE \leq 0,3$ . On présente les résultats obtenus pour ces critères à la figure 6.3.5. Au total, 4 sujets en pour la cheville extension, 4 sujets pour le genou en extension, 9 sujets pour le genou en flexion, 16 sujets pour la hanche pour la hanche en extension et 11 sujets pour la hanche en flexion n'ont pas satisfait les critères.

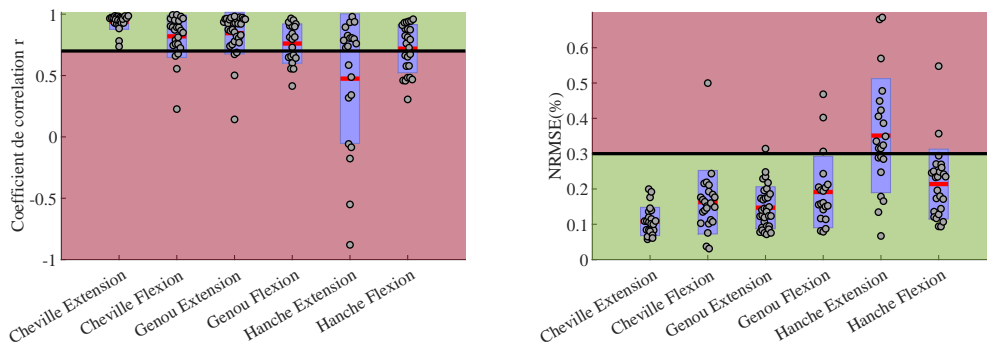


FIGURE 6.3.5 – Graphiques des valeurs de corrélation  $r$  et NRMSE par rapport aux seuils acceptables pour les relations couple-vitesse.

Enfin, on présente une évaluation globale de tous les modèles pour tous les sujets, pour chaque articulation à la figure 6.3.6. Pour la cheville, la corrélation était de 0,94 pour l'extension et de 0,91 pour la flexion. Les critères en erreurs absolues RMSE et MAE indiquent respectivement 9,33 et 7,01 Nm pour l'extension, et 3,28 et 2,24 Nm pour la flexion. Les critères en erreurs relatives NRMSE et MAE indiquent respectivement 7,1 % et 14 % d'erreur pour l'extension, et 7,7 % et 8 % pour la flexion. Pour le genou, la corrélation était de 0,94 pour l'extension et de 0,95 pour la flexion. Les critères en erreurs absolues RMSE et MAE indiquent respectivement 14,67 et 10,89 Nm pour l'extension, et 8,29 et 6,41 Nm pour la flexion. Les critères en erreurs relatives NRMSE et MAE indiquent respectivement 5,9 % et 8 % d'erreur pour l'extension, et 6,6 % et 7 % pour la flexion.

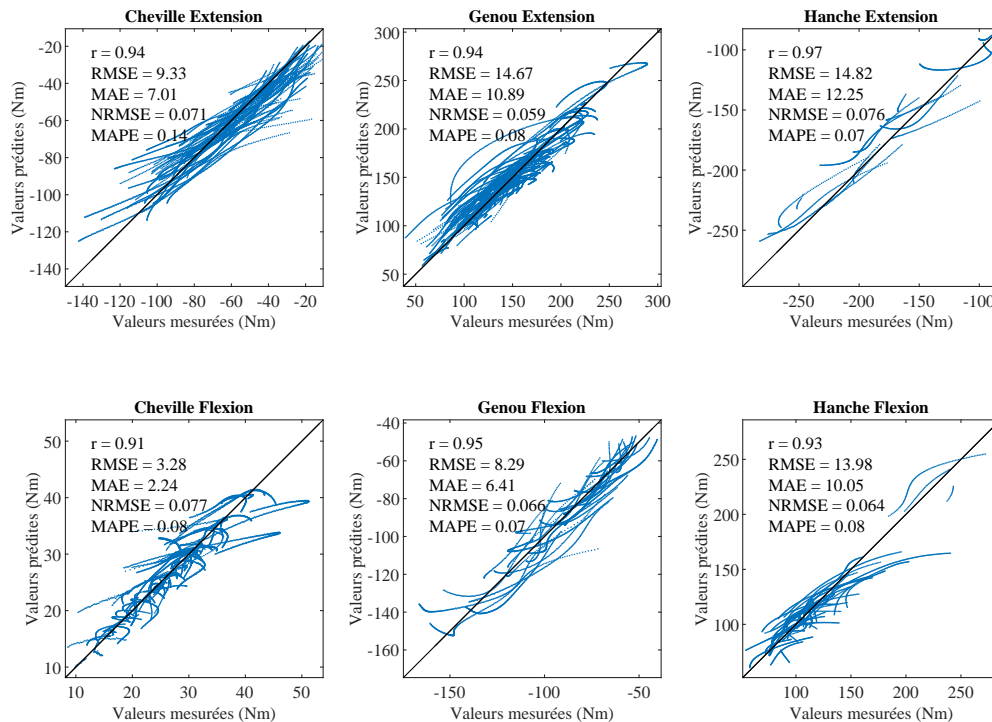


FIGURE 6.3.6 – Graphiques de corrélation avec les critères d’évaluation entre les valeurs prédites par les modèles identifiés et les valeurs mesurées pour tous les sujets, pour les trois articulations en flexion et en extension pour les relations couple-vitesse.

Pour la hanche, la corrélation était de 0,97 pour l’extension et de 0,93 pour la flexion. Les critères en erreurs absolues RMSE et MAE indiquent respectivement 14,82 et 12,25 Nm pour l’extension, et 13,98 et 12,25 Nm pour la flexion. Les critères en erreurs relatives NRMSE et MAPE indiquent respectivement 7,6 % et 7 % d’erreur pour l’extension, et 6,4 % et 8 % pour la flexion.

D’un point de vue absolu, la cheville en flexion présente les erreurs RMSE et MAE les plus faibles. La hanche en flexion et extension et le genou en extension présentent les erreurs absolues les plus importantes. Les erreurs relatives les plus importantes sont pour la cheville en extension avec un NRMSE à 7,1% et un MAPE à 14%.

## 6.4 Discussion

Dans ce chapitre, on a présenté l’identification de relations couple-angle-vitesse pour la cheville, le genou, la hanche, en flexion et en extension à partir d’une base de données de mesures isocinétiques récoltées pour une population de sujets civils et militaires. Les résultats obtenus sont discutés dans cette section.

### 6.4.1 Relations couple-angle

Les forces maximales isométriques  $\Gamma_{max}$  identifiées étaient toujours plus importantes en extension qu'en flexion ce qui correspond aux fonctions de locomotion du membre inférieur. Les amplitudes articulaires identifiées RoM variaient selon les individus. En revanche, cette amplitude articulaire identifiée n'est pas reliée aux butées articulaires anatomiques. En effet, le RoM est une variable identifiée dans la relation couple-angle, elle correspond à la plage selon laquelle les groupes musculaires sont capables de fournir du couple. Elle est donc liée à la capacité des muscles de produire un effort selon un angle articulaire. C'est une amplitude articulaire "musculaire" théorique. Cette amplitude articulaire a été bornée dans l'optimisation pour un maximum de  $\pi$  radians en faisant l'hypothèse qu'un groupe musculaire ne puisse pas générer de l'effort sur plus de  $\pi$  radians. Cette borne était nécessaire pour les mesures impliquant les articulations et mouvements pour lesquels le pic de couple ne se trouvait pas dans l'amplitude articulaire de mesure, à savoir : la cheville en extension, le genou en flexion, la hanche en extension et la hanche en flexion. Ceci explique pourquoi l'amplitude articulaire atteint la borne limite supérieure de  $\pi$  radians pour certains sujets.

Le critère  $RMSE/\Gamma_{max}$  permet de comparer la qualité de l'optimisation entre les sujets et les articulations. Plus sa valeur est basse, plus le modèle est en capacité de représenter les données expérimentales. Ainsi, au regard de ce critère, les modèles couple-angle de la cheville en flexion qui sont les plus adaptés aux données mesurées. Concernant les autres articulations et mouvements, bien que leurs moyennes ( $\leq 10\%$ ) et leurs écart-types ( $\leq 5\%$ ) soient plus importants, ces niveaux d'erreurs sont acceptables.

Finalement, les mesures prédites et les mesures expérimentales satisfaisant les précédents critères semblent corrélées. Les corrélations plus faibles pour certaines articulations et certains mouvements peuvent provenir de la variabilité de la mesure isométrique liée désalignement entre des axes articulaires et l'axe fixe du dynamomètre, en particulier pour l'alignement de l'axe de flexion-extension de la hanche. Par ailleurs, il est difficile pour le sujet solliciter ses muscles extenseurs ou fléchisseurs de hanche de manière isolé malgré les consignes claires et la fixation du sujet en raison notamment de la co-contraction et de la présence de muscles pluri-articulaires.

L'inspection visuelle des surfaces couple-angle-vitesse angulaire figure 6.4.1 a révélé certaines caractéristiques notables qui peuvent varier selon les directions d'effort (flexion ou extension). Pour certains mouvements, le couple a affiché un comportement parabolique sur la plage de mesure à savoir l'extension et la flexion du genou, ainsi que la flexion de la cheville tandis que d'autres ont augmenté de façon continue sur l'amplitude de mesure comme l'extension de la cheville et les mouvements de la hanche.

### 6.4.2 Relations couple-vitesse

Les résultats sur l'identification des paramètres des relations couple-vitesse sont en accord avec des travaux antérieurs (Anderson et al., 2007). Les vitesses angulaires à 75 % du couple maximal

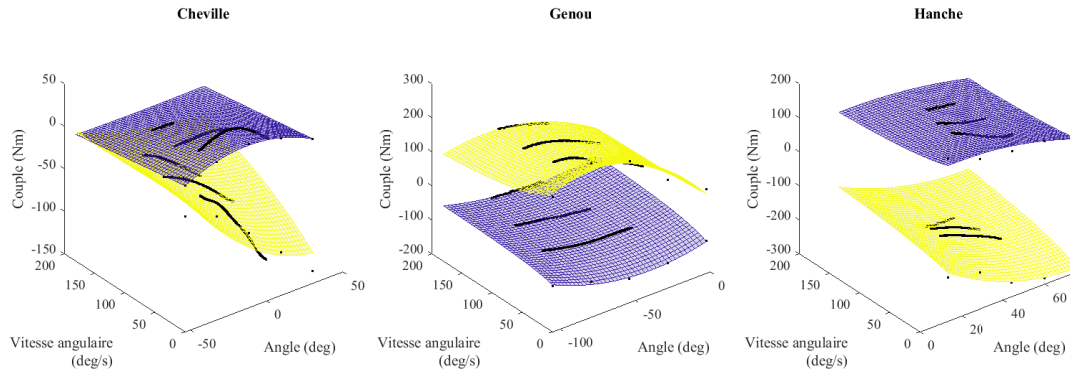


FIGURE 6.4.1 – Enveloppes couple-angle-vitesse pour un sujet. Les points expérimentaux sont représentés en noir. Les enveloppes correspondant à l’extension sont en jaune et celles correspondant à la flexion sont en bleu.

varient d’une articulation à l’autre. La hanche est capable de maintenir un couple maximal plus important pour des mêmes vitesses comparées aux autres articulations. À l’inverse, le couple maximal de la cheville en flexion décroît plus vite à l’augmentation de vitesse angulaire. Les paramètres  $P$  ont été identifiés entre 1,9 et 10. Il est à noter que la moyenne du paramètre  $P$  pour la hanche en flexion était très faible comparée aux autres articulation. Cela indique une très faible décroissance du couple maximal à des vitesses supérieures à  $\omega_{75\%}$ . Contrairement à la flexion et l’extension du genou pour qui le paramètre  $P$  est plus élevé. Cela indique que le couple maximal diminue plus fortement à des vitesses supérieures à  $\omega_{75\%}$ .

De même que pour la relation couple-angle, le critère  $RMSE/\Gamma_{max}$  appliqué à la relation couple-vitesse permet de comparer la qualité de l’optimisation entre les sujets et les articulations. Ainsi, au regard de ce critère, les modèles couple-vitesse du genou en flexion sont ceux qui sont le mieux adaptés aux données expérimentales. Le caractère hyperbolique de la relation couple-vitesse permet de tenir compte de la forte décroissance du couple maximal avec l’augmentation de la vitesse. Concernant les autres articulations et mouvements, bien que leurs moyennes et leurs écarts-types soient plus importants, les niveaux d’erreurs sont acceptables. Cependant, la hanche en extension présentait une moyenne et un écart-type plus important sur ce critère, indiquant une moins bonne qualité des données expérimentales qui a induit une moins bonne identification du modèle couple-vitesse. Pour les mêmes raisons, l’évaluation des critères  $r$  et  $NMRSE$  pour la hanche en extension met en évidence la difficulté de mesure. Finalement, il ne restait que 5 sujets pour lesquels ces derniers critères étaient respectés.

On a relevé que les couples articulaires diminuaient avec l’augmentation de la vitesse concentrique, pour des raisons physiologiques. En effet, cette diminution du couple est causée au niveau musculaire (Alcazar et al., 2019) par : (1) la probabilité croissante que des paires de myofilaments d’actine et de myosine se croisent sans former de ponts ; et (2) la proportion croissante de liens formés entre l’actine et la myosine qui ne seront pas dissociés à temps, générant une force dans le sens opposé du raccourcissement musculaire. Les courbes de couple-vitesse concen-

triques ont montré des différences entre les articulations, les couples de la hanche diminuant plus linéairement, tandis que les couples du genou et de la cheville ont une courbure plus importante et diminuent de manière asymptotique. Ces différences peuvent s'expliquer par les différences de vitesse de contraction entre les fibres musculaires lentes et les fibres musculaires rapides présentes en proportion différentes dans les groupes musculaires. Ainsi, pour les muscles présentant une forte proportion en fibres lentes, ces fibres ne seraient pas en mesure de contribuer à la production du couple résultant à des vitesses isocinétiques élevées.

#### 6.4.3 Limites et perspectives

La collecte de données présente plusieurs sources d'erreurs expérimentales qui ont pu affecter la qualité des mesures, et donc les modèles qui en résultent. Bien qu'on ait utilisé que des données de couple et fait preuve de prudence dans le placement initial des axes articulaires par rapport à l'axe du dynamomètre, il reste un désalignement initial non-quantifiable et celui-ci peut évoluer avec l'angle articulaire (Herzog, 1988). Le couple mesuré peut aussi être différent du couple réellement produit par l'articulation car les articulations adjacentes peuvent involontairement contribuer lors d'un effort maximal. Par exemple, le sujet a tendance à pousser avec son genou et sa hanche lors d'une mesure d'extension de la cheville. Il peut aussi y avoir des efforts de cisaillement non mesurés qui ne sont pas dans l'axe du dynamomètre et qui participent au couple développé par l'articulation (Bélaïse et al., 2018).

Par ailleurs, l'angle réel de l'articulation peut être différent de celui enregistré par l'ergomètre isocinétique. L'alignement entre l'angle articulaire et l'angle de l'ergomètre isocinétique a été réalisé manuellement à l'aide d'un goniomètre manuel. Cette méthode peut introduire de l'erreur. Pour limiter cette erreur, on pourrait envisager de coupler la mesure dynamométrique à une technologie de capture de mouvement (Hoffmann et al., 2019).

Les sujets ont été encouragés à fournir un effort maximal pendant les tests, bien qu'aucune mesure de l'activation musculaire n'ait été effectuée. Les données ont été considérées comme des représentations raisonnablement bonnes des couples articulaires volontaires maximaux. Babault et al. (2002) ont montré que les activations des extenseurs de genou étaient de 87,9 à 80,9 % de l'activation maximale pour des tâches isométriques et concentriques ce qui donnent une bonne représentation des couples volontaires maximaux. Cependant, il convient de noter que la force musculaire volontaire développée lors des mesures isocinétiques est supposée maximale, mais elle a pu être limitée par le système nerveux central. Par conséquent, elle peut donc être inférieure à la force maximale théorique qui pourrait être développée au niveau du muscle.

Par ailleurs, les mesures isocinétiques ont été effectuées en mesurant alternativement le couple maximal en flexion et en extension lors d'une seule acquisition. Ces efforts alternatifs entre les cycles de flexion et d'extension peuvent entraîner des effets dit pliométriques dus à un allongement musculaire précédent la contraction concentrique du groupe musculaire. Or ces efforts en régime pliométrique ont été reportés comme étant plus forts qu'un effort concentrique notamment dans le cadre de sauts verticaux (Bobbett et al., 1996). Dans les premières mesures de cycle de flexion-extension de la hanche, ce phénomène a été observé. Un temps de pause de 5 s

entre chaque aller-retour a donc été instauré pour pallier ce phénomène.

Même si le modèle couple-angle-vitesse présenté a réussi à s'adapter aux données de couple, certaines limites du modèle sont à noter. La présence de muscles pouvant actionner deux articulations comme le biceps fémoral et les gastrocnémiens signifie que le couple maximal d'une articulation donnée peut dépendre de la position de plusieurs articulations. La littérature (Lewis et al., 2012) a relevé que des modèles bi-articulaires pour la cheville permettaient de diminuer les erreurs d'ajustement de modèle de 10 à 3%. On pourrait donc inclure cet aspect de l'anatomie musculo-squelettique dans les futures améliorations. En raison de la complexité que cela introduirait, le comportant pluri-articulaire n'a pas été pris en compte dans le modèle actuel.

La relation couple-vitesse est basée sur l'équation force-vitesse de Hill (1938) adaptée par Anderson et al. (2007). Bien que cette équation soit largement utilisée, elle peut ne pas être totalement représentative du comportement couple-vitesse. Plus précisément, une pente plus importante a été observée à des vitesses angulaires très faibles (King and Yeadon, 2002). Il pourrait convenir d'adapter le modèle polynomial d'ordre 3 (Haering et al., 2019) pour mieux tenir compte de cette pente initiale. En revanche, les couples ont été mesurés pour uniquement trois vitesses angulaires différentes. Le nombre de point de mesures est donc insuffisant pour modéliser ce phénomène.

Les couples articulaires maximaux lors d'efforts excentriques n'ont pas été mesurés dans cet étude. L'un des objectifs était de récolter une quantité de données sur une population représentative. Les efforts excentriques ont donc été exclus afin de privilégier les données sur les efforts isométriques et concentriques mesurables dans un temps raisonnable ( $\sim 2$  h 30 / sujet). Toutefois, cette large base de données pourrait permettre d'établir des modèles de régression pour estimer les capacités de génération d'efforts à partir de prédicteurs anthropométriques (D'Souza et al., 2012; Yeung et al., 2019). Cela consisterait à estimer les paramètres de la relation couple-angle-vitesse en utilisant des prédicteurs comme l'âge, le genre, la taille des membres et le poids du sujet.

Des analyses statistiques ont été conduites sur les paramètres identifiés entre les sujets civils et les sujets militaires. Une seule différence significative a été mise en évidence sur l'amplitude articulaire RoM de la cheville en extension (Mann-Whitney U,  $p = 0,014$ ). Cette amplitude articulaire plus importante avait été observée durant les expériences sur la plage articulaire de mesure (Test de Student,  $p = 0,031$ ). On peut expliquer cette différence comme le résultat de l'adaptation aux entraînements militaires qui contiennent très fréquemment des activités de locomotion et de port de charge qui sollicitent la cheville sur de plus fortes amplitudes articulaires (Kinoshita, 1985).

Le fait que la fatigue n'ait pas été un paramètre de cette étude peut aussi expliquer le fait que peu de différences aient été observées entre les militaires et les civils sportifs. Les militaires sont particulièrement entraînés pour des activités de type aérobie qui nécessitent de l'endurance. Par conséquent, des mesures et un modèle couple-angle-vitesse tenant compte de la fatigue pour-

raient être inclus (Xia and Frey Law, 2008; Looft et al., 2018) pour différencier les militaires d'une population civile. De plus, ce type de modèle pourrait être intéressant pour prévenir la fatigue lors du port d'exosquelette de locomotion.

Ces enveloppes de couples articulaires maximaux peuvent servir d'outils de comparaison avec les couples articulaires calculés par la dynamique inverse lors de l'analyse de mouvement. Elles pourront permettre de quantifier un niveau d'assistance par rapport aux capacités de génération d'effort maximal du sujet. Il sera alors possible de définir des seuils de couple d'assistance qui puissent prévenir la fatigue musculaire du sujet. Dans le cadre de la conception d'exosquelette de locomotion, il a été mis en évidence que le couple d'abduction et d'adduction de la hanche avait aussi un rôle important dans l'efficacité des exosquelettes (McGibbon et al., 2017; Dembia et al., 2017), il serait donc intéressant de les quantifier dans le cadre de futures études dynamométriques.

En conclusion, ce chapitre a présenté une campagne de mesure dynamométrique sur 43 sujets. Ces données ont permis d'établir des modèles couple-angle-vitesse à partir d'une méthode de la littérature et d'un algorithme à région de confiance. Ces enveloppes pourront être utilisées pour la conception d'exosquelette et la calibration musculaires.





## Calibration musculaire

Ce chapitre traite de la mise à l'échelle des paramètres musculaires des modèles musculo-squelettiques. Parmi les différentes méthodes de calibration musculaire proposées dans la littérature, une partie d'entre elles est basée sur des données dynamométriques. Ces méthodes de calibration permettent d'effectuer des simulations musculo-squelettiques cohérentes en terme d'activité musculaire, de forces musculo-tendineuses et de forces de contacts articulaires.

Ainsi, l'objectif de cette section est de présenter une méthode d'identification des paramètres musculaires du membre inférieur à partir des relations couple-angle identifiées au chapitre précédent. On limitera l'application de la méthode développée à un sujet à titre d'exemple d'usage.

## 7.1 Introduction

Comme évoqué dans l'état de l'art, le port d'un exosquelette doit permettre de diminuer les forces musculaires produites par son utilisateur et permettre de diminuer les efforts de contacts articulaires pour soulager les articulations. Pour évaluer cette diminution, il convient de calculer les efforts musculaires au cours de tâches de locomotion pour analyser les contributions musculaires et les contributions de l'exosquelette aux moments articulaires.

Ces calculs reposent sur des modèles musculo-squelettiques qui sont généralement basés sur des données cadavériques de sujets âgés (Klein Horsman et al., 2007; Arnold et al., 2010). Les paramètres musculaires de ces modèles ne sont pas représentatifs d'un individu sain et sportif comme le soldat. La personnalisation des paramètres musculaires est essentielle pour calculer des forces musculaires et des activations qui sont représentatives du sujet étudié (Marra et al., 2015). C'est la raison pour laquelle il convient de disposer de méthodes de personnalisation de ces paramètres musculaires.

Bien que les méthodes d'imagerie soit présentées comme des méthodes de référence; elles ne permettent pas de personnaliser l'ensemble des paramètres musculaires musculo-squelettiques (Charles et al., 2020). Il convient donc de disposer de méthodes fonctionnelles reposant sur l'optimisation pour personnaliser ces paramètres. Les méthodes basées sur les couples articulaires maximaux mesurés à l'aide d'un dynamomètre ont été présentées dans l'état de l'art à la section 3.2.4. Ces méthodes reposent principalement sur l'utilisation de quelques points de mesures de couples maximaux lors de contractions isométriques et/ou isocinétiques pour identifier les paramètres musculaires (Wu et al., 2016; Carbone, 2016; Heinen et al., 2019).

Ces données d'ergomètre isocinétique sont sujettes à des incertitudes de mesures mais on dispose d'une connaissance *a priori* des couples articulaires maximaux que les articulations sont capables de fournir en fonction de l'angle et de la vitesse de celle-ci (Haering et al., 2019). Ces connaissances reposent sur une analogie des relations caractéristiques du modèle musculaire e.g., force-longueur, force-vitesse. C'est pourquoi baser l'identification sur les relations couple-angle-vitesse du chapitre 6 permettrait de fournir plus de points expérimentaux à une optimisation de ces paramètres musculaires.

Dans ce chapitre, on présentera une méthode d'identification des paramètres musculaires du membre inférieur à l'aide d'une optimisation à partir des relations couple-angle identifiées au chapitre précédent. On limitera l'application de la méthode à un sujet à titre d'exemple d'usage.

## 7.2 Matériel et méthodes

### 7.2.1 Données expérimentales

Un sujet masculin a été choisi (1,635 m, 60,4 kg, 22,6 kg/m<sup>2</sup>) pour cette étude. Le sujet a participé à une analyse de mouvement. Il a été équipé d'un ensemble de 46 marqueurs disposés sur l'ensemble du corps dont 5 marqueurs asymétriques permettant d'améliorer la performance

de la reconstruction de la position des marqueurs. Le choix de leur position a été effectué en suivant les recommandations de l'ISB. Lors de la capture de mouvement, les positions des marqueurs ont été enregistrées à l'aide de 24 caméras Qualisys® et échantillonnées à 200 Hz. Les trajectoires obtenues ont été labellisées puis traitées : reconstruction de positions manquantes, suppression des marqueurs fantômes. Le sujet avait pour consigne de suivre des mouvements de type *Range Of Motion* (amplitude articulaire). Ce type de mouvement consiste à solliciter successivement chacune des articulations.

Le sujet a participé à des mesures dynamométriques avec l'ergomètre isocinétique Con-Trex MJ® (CMV AG, Dübendorf, Suisse). Les relations couple-angle en flexion-extension du membre inférieur du sujet ont été identifiées pour modéliser les capacités de génération d'efforts du sujet. Les valeurs des paramètres sont présentées dans le tableau 7.2.1 et les courbes sont présentées à la figure 7.2.1.

Articulation	Mouvement	$\Gamma_{max}$ (Nm)	RoM (rad)	$\alpha_0$ (rad)
Cheville	Extension	85,5	2,35	0,46
	Flexion	33,1	1,96	-0,53
Genou	Extension	218,5	2,51	-1,24
	Flexion	115,3	3,14	-0,60
Hanche	Extension	147,8	2,27	0,97
	Flexion	129,9	3,14	0,39

Tableau 7.2.1 – Paramètres  $\Gamma_{max}$ ,  $\alpha_0$  et RoM calculés pour les relations couple-angle du sujet étudié.

Dans la suite, on notera  $\Gamma_j^{exp}$  comme étant une valeur de couple identifiée pour l'articulation  $j$ . On considérera cette valeur comme expérimentale pour la calibration musculaire. Chaque relation couple-angle maximale du membre inférieur a été divisée en  $N_c = 50$  sur l'amplitude de mesure dynamométrique. Les 50 configurations articulaires  $\mathbf{q}_c$  correspondantes ont été utilisées pour positionner le modèle musculo-squelettique conformément à ces configurations. Au total,  $N_{tot} = 300$  configurations articulaires ont été générées pour les trois articulations (cheville, genou, hanche) et les deux mouvements (flexion et extension). Les angles articulaires pour les autres articulations ont été définis tels que décrits dans le tableau 7.2.2.

### 7.2.2 Modèle musculo-squelettique

Un modèle biomécanique comportant 18 segments rigides (bassin, tronc inférieur, tronc supérieur, tête, clavicules, bras, avant-bras, mains, cuisses, jambes et pieds) a été utilisé. Ils étaient reliés par 17 articulations équivalant à 41 degrés de liberté (3 pour l'articulation pelvis/tronc inférieur, 3 pour l'articulation tronc inférieur/tronc supérieur, 3 pour le cou, 3 pour chacune des articulations tronc supérieur/clavicules, 3 pour chaque épaule, 2 pour chaque coude, 2 pour chaque

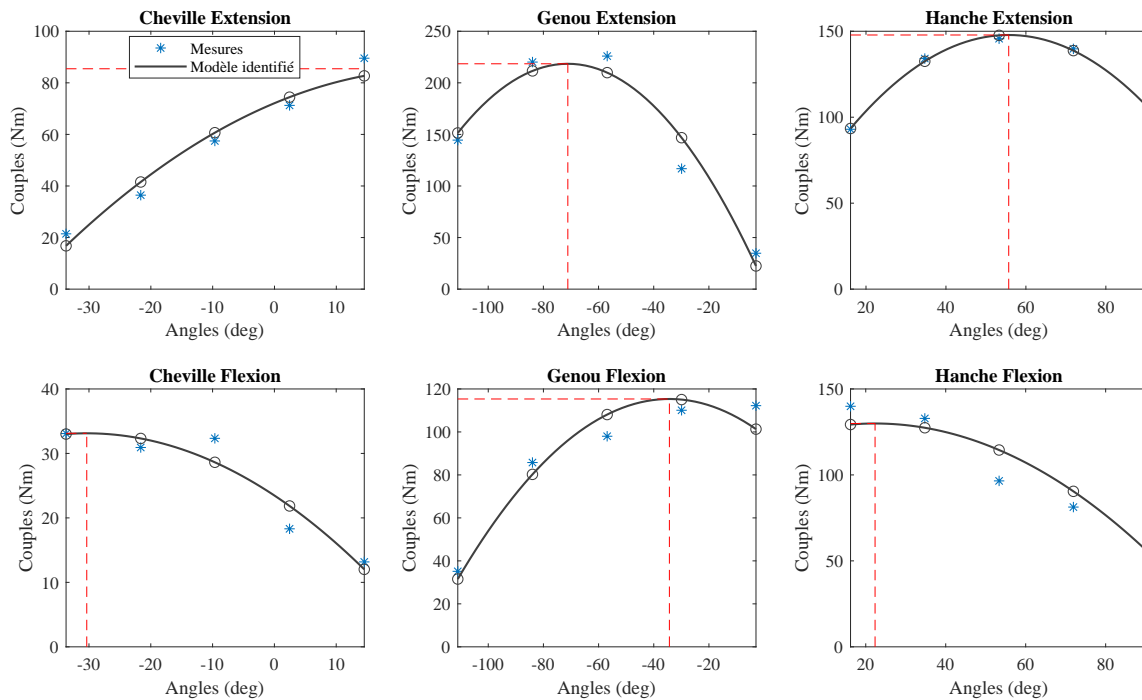


FIGURE 7.2.1 – Courbes couple-angle pour le sujet présenté. Les points expérimentaux sont représentés en bleu. Les relations couple-angle identifiées sont tracées en gris. Les cercles noirs correspondent aux valeurs prédites par la relation couple-angle identifiée. Les lignes rouges verticales correspondent aux angles optimaux et les lignes rouges horizontales correspondent aux couples maximaux identifiés

Articulation	$q_{cheville}$ (deg)	$q_{genou}$ (deg)	$q_{hanche}$ (deg)
Cheville	-33,7 à 14,5	-85	85
Genou	0	-111 à -2,9	85
Hanche	0	0	16,1 à 50*

Tableau 7.2.2 – Configuration articulaire en degré en fonction de l’articulation considérée, genou et hanche en flexion et en extension pour le sujet de cette étude. \*La flexion de hanche a été limitée à 50 degrés pour des raisons de cohérence de bras de levier du modèle musculo-squelettique.

poignet, 3 pour chaque hanche, 1 pour chaque genou et 2 pour chaque cheville). Le modèle des membres inférieurs est issu des travaux de (Delp, 1990) tandis que le modèle des membres supérieurs est issu de travaux de (Holzbaur et al., 2005). La combinaison de ces modèles est couramment utilisée pour les analyses musculo-squelettiques et est notamment disponible dans le dépôt *AnyBody Managed Model Repository* (Lund et al., 2018). La taille générique du modèle était de 1,80 m. Au total, 39 positions anatomiques ont été placées dans les repères des segments du modèle en fonction des sites des marqueurs réfléchissants qui ont été posées.

Le modèle est composé de 41 muscles sur la jambe droite du sujet permettant d'actionner 3 articulations, comprenant 6 degrés de liberté du membre inférieur. Les forces maximales isométriques et les longueurs optimales des muscles étaient fournies par le modèle. Pour chaque muscle, on notera la force musculaire produite en négligeant l'angle de pennation (Scott and Winter, 1991) telle que :

$$F^m(a^m(t), \tilde{l}^m, \tilde{v}^m) = F_0^m \left( a^m(t) f_l^a(\tilde{l}^m) f_v(\tilde{v}^m) + f_l^p(\tilde{l}^m) \right) \quad (7.1)$$

avec  $F_0^m$  la force maximale isométrique,  $\tilde{l}^m$  la longueur musculaire normalisée,  $\tilde{v}^m$  la vitesse musculaire normalisée et  $a^m(t)$  l'activation du muscle. Les fonctions  $f_l^a$ ,  $f_l^p$  et  $f_v$  sont associées aux fonctions force-longueur musculaire active, passive et force-vitesse du muscle. Étant donné que l'on considère ici seulement des tests isométriques, la composante de force-vitesse  $f_v$  de l'équation 7.1 peut être remplacée par 1 puisque les essais isométriques ne génèrent aucune vitesse de contraction.

Dans cette étude, on fait l'hypothèse que seuls les muscles agonistes contribuent au couple expérimental. L'activation musculaire  $a^m$  est donc définie en fonction de la configuration articulaire  $\mathbf{q}$  et du couple expérimental  $\Gamma_j^{exp}$  de l'articulation  $j$ , du muscle  $i$  telle que :

$$\forall \text{ muscle } i \in \llbracket 1; N_m \rrbracket, \quad a^{m_i}(\mathbf{q}) = \begin{cases} 1 & \text{si } \text{signe}(R_{ji}(\mathbf{q})) = \text{signe}(\Gamma_j^{exp}) \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (7.2)$$

avec  $R_{ji}(\mathbf{q})$  le bras de levier musculaire du muscle  $m$  par rapport à l'articulation  $j$ . Cela revient à activer le muscle lorsque le bras de levier du muscle est du même signe que le couple expérimental. Le comportement de cette production de force  $F^m$  peut être défini par la mise en place de longueurs musculaires maximales et minimales normalisées notées  $\tilde{l}_{max}^m$  et  $\tilde{l}_{min}^m$  comme montré à la figure 7.2.2. La force passive  $f_l^p$  et la force active  $f_l^a$  peuvent être approximées efficacement par les fonctions polynomiales suivantes (Muller et al., 2017b) :

$$f_l^a(\tilde{l}^m, \tilde{l}_{min}^m, \tilde{l}_{max}^m) = \begin{cases} \frac{\tilde{l}_{min}^m(\tilde{l}_{min}^m - 3)}{(\tilde{l}_{min}^m - 1)^3} \tilde{l}^m^3 + \frac{6\tilde{l}_{min}^m}{(\tilde{l}_{min}^m - 1)^3} \tilde{l}^m^2 - \frac{3(\tilde{l}_{min}^m + 1)}{(\tilde{l}_{min}^m - 1)^3} \tilde{l}^m + \frac{2}{(\tilde{l}_{min}^m - 1)^3} & \text{si } \tilde{l}_{min}^m \leq \tilde{l}^m \leq 1 \\ \frac{\tilde{l}_{max}^m(\tilde{l}_{max}^m - 3)}{(\tilde{l}_{max}^m - 1)^3} \tilde{l}^m^3 + \frac{6\tilde{l}_{min}^m}{(\tilde{l}_{max}^m - 1)^3} \tilde{l}^m^2 - \frac{3(\tilde{l}_{max}^m + 1)}{(\tilde{l}_{max}^m - 1)^3} \tilde{l}^m + \frac{2}{(\tilde{l}_{max}^m - 1)^3} & \text{si } 1 < \tilde{l}^m \leq \tilde{l}_{max}^m \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (7.3)$$

$$f_l^p(\tilde{l}^m, \tilde{l}_{min}^m, \tilde{l}_{max}^m) = \begin{cases} \frac{5}{4(\tilde{l}_{max}^m - 1)^2} \tilde{l}^m^2 - \frac{5}{2(\tilde{l}_{max}^m - 1)^2} \tilde{l}^m + \frac{5}{4(\tilde{l}_{max}^m - 1)^2} & \text{si } \tilde{l}^m \geq 1 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (7.4)$$

La relation force-longueur active atteint sa valeur maximale en 1, elle diminue pour toute augmentation ou diminution de  $\tilde{l}^m$ . La longueur musculaire maximale normalisée  $\tilde{l}_{max}^m$  et la longueur musculaire minimale normalisée  $\tilde{l}_{min}^m$  permettent d'étendre l'amplitude selon laquelle le muscle peut générer de la force. La relation force-longueur passive produit de la force à partir de

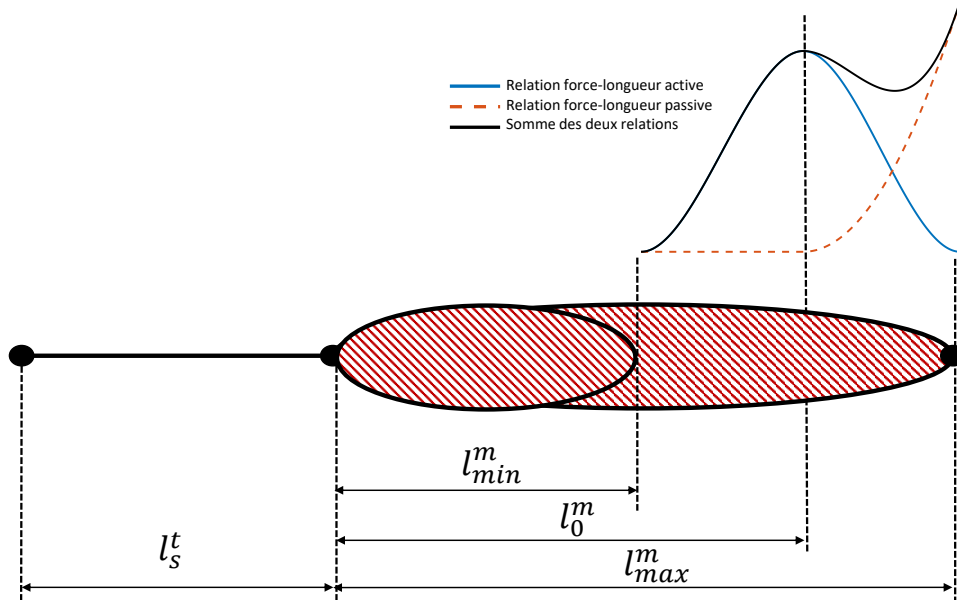


FIGURE 7.2.2 – Illustration du modèle musculaire.

$l_0^m$ . Ainsi, l'amplitude et la capacité de production de force musculaire peuvent être entièrement définies à l'aide des paramètres :  $\tilde{l}_{min}^m$ ,  $\tilde{l}_{max}^m$  et  $F_0^m$ . L'ajustement de ces paramètres influence le niveau de production de force de chaque muscle qui contribue au couple résultant. Une formulation de la mise à l'échelle à partir de ces paramètres a précédemment été proposée (Garner and Pandy, 2003; Heinen et al., 2019). Ainsi, les paramètres musculaires de longueur optimale  $l_0^m$  et de longueur de détente du tendon  $l_s^t$  peuvent s'écrire à partir des longueurs musculo-tendineuses maximales et minimales  $l_{min}^{mt}$ ,  $l_{max}^{mt}$  pour chaque muscle  $i$  tels que :

$$l_0^m = \frac{l_{max}^{mt} - l_{min}^{mt}}{\tilde{l}_{max}^m - \tilde{l}_{min}^m} \quad (7.5)$$

$$l_s^t = \frac{l_{min}^{mt} \tilde{l}_{max}^m - l_{max}^{mt} \tilde{l}_{min}^m}{\tilde{l}_{max}^m - \tilde{l}_{min}^m} \quad (7.6)$$

A partir des origines, des insertions et des points de passage musculaires du modèle musculo-squelettique, on connaît à tout instant, la longueur du musculo-tendineuse  $l^{mt}(\mathbf{q})$ . On fait l'hypothèse que la plupart des changements de longueur de l'unité musculo-tendineuse sont uniquement dus à la variation de longueur musculaire. On suppose donc que la longueur du tendon reste constante et égale à la longueur de détente du tendon  $l_s^t$  (Klein Horsman et al., 2007; Millard et al., 2013; Rajagopal et al., 2016) au cours de l'allongement de la longueur du musculo-tendineuse. Dans ce cas, on peut estimer la longueur musculaire comme :

$$l^{m_i}(\mathbf{q}) = l^{mt_i}(\mathbf{q}) - l_s^t \quad (7.7)$$

Enfin, cela peut être utilisé pour calculer la longueur de muscle normalisée pour toute configuration articulaire :

$$\tilde{l}^{m_i}(\mathbf{q}) = \frac{l^{m_i}(\mathbf{q})}{l_0^m} \quad \tilde{l}_{min}^{m_i} = \frac{l_{min}^{m_i}}{l_0^m} \quad \tilde{l}_{max}^{m_i} = \frac{l_{max}^{m_i}}{l_0^m} \quad (7.8)$$

Cette longueur de muscle normalisée peut être utilisée pour évaluer la force musculaire produite pour toute configuration articulaire de l'équation 7.1, en négligeant la relation force-vitesse pour les forces isométriques considérées ici. En additionnant les contributions de tous les muscles et en les projetant sur l'articulation par l'intermédiaire des bras de levier articulaires  $R_{ji}(\mathbf{q})$ , on peut définir un couple articulaire simulé  $\Gamma_j^{sim}$  produit par le modèle musculo-squelettique et correspondant à chaque situation isométrique :

$$\Gamma_j^{sim} = \sum_i^{N_m} R_{ji}(\mathbf{q}) \cdot F_0^{m_i} \left( a^{m_i} f_l^a \left( \tilde{l}^{m_i}(\mathbf{q}), \tilde{l}_{min}^{m_i}, \tilde{l}_{max}^{m_i} \right) + f_l^p \left( \tilde{l}^{m_i}(\mathbf{q}), \tilde{l}_{min}^{m_i}, \tilde{l}_{max}^{m_i} \right) \right) \quad (7.9)$$

Cependant, il n'existe pas de méthode simple permettant de définir de manière directe les paramètres musculaires  $\tilde{l}_{min}^m$ ,  $\tilde{l}_{max}^m$  et  $F_0^m$  par rapport aux données expérimentales. C'est pourquoi il est nécessaire de mettre en place une méthode d'optimisation pour estimer ces paramètres en s'appuyant au mieux sur les données expérimentales de couples articulaires maximaux.

### 7.2.3 Calibration du modèle

Dans cette section, on mettra à l'échelle le modèle musculo-squelettique présenté à la section précédente. On présentera successivement les trois phases de mise à l'échelle qui permettront de créer trois modèles musculo-squelettiques associés qui seront notés *init*, *scaled* et *opt*.

On présente dans un premier temps la construction du modèle initial noté *init*. Les trajectoires des marqueurs de l'essai de type *Range of Motion* ont été utilisées pour mettre à l'échelle la géométrie du modèle musculo-squelettique corps-complet. Le modèle a été mis à l'échelle selon la méthode d'optimisation présentée dans le chapitre 5 qui minimise l'écart quadratique entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs du modèle. Cette étape a permis la mise à l'échelle géométrique du modèle.

A l'issue de cette calibration géométrique, les paramètres musculaires ont été mis à l'échelle selon des lois anthropométriques. Les paramètres de longueurs musculaires optimales  $l_0^m$  et de longueurs de détente du tendon  $l_s^t$  ont été mis à l'échelle proportionnellement à l'allongement du muscle dans la configuration de référence du modèle. Les forces maximales isométriques  $F_0^m$  ont été mises à l'échelle selon la taille du modèle et du sujet (Steele et al., 2012).

Les longueurs musculo-tendineuses minimales et maximales pour chaque muscle peuvent être déterminées à partir de la configuration articulaire  $\mathbf{q}$ . On résout un problème d'optimisation

en respectant les limites articulaires du modèle pour trouver la configuration articulaire selon laquelle les longueurs musculo-tendineuses sont minimales et maximales, voir figure 7.2.3. Celles-ci permettent de déterminer  $\tilde{l}_{min}^m$ ,  $\tilde{l}_{max}^m$  à partir des longueurs musculaires optimales  $l_0^m$  et des longueurs de détente du tendon  $l_s^t$ . Une correction a été appliquée aux  $\tilde{l}_{min}^m$ ,  $\tilde{l}_{max}^m$  pour prévenir contre les configurations articulaires non-physiologiques. Enfin, les longueurs musculo-tendineuses maximales et minimales  $l_{min}^{mt}$ ,  $l_{max}^{mt}$  ont été recalculées lorsque c'était nécessaire. A l'issue cette étape, on dispose donc du modèle initial noté *init*.

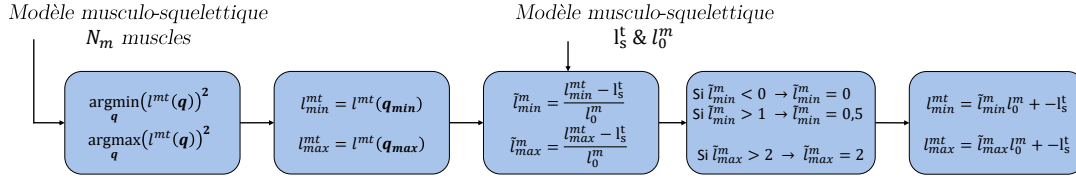


FIGURE 7.2.3 – Illustration des étapes de calculs pour déterminer  $\tilde{l}_{min}^m$ ,  $\tilde{l}_{max}^m$ ,  $l_{min}^{mt}$  et  $l_{max}^{mt}$ .

Une seconde étape de mise à l'échelle est appliquée à notre modèle initial *init* pour construire le modèle *scaled*. Pour ce modèle, on estime les valeurs des paramètres  $F_0^m$  à partir des couples expérimentaux. Cette mise à l'échelle de  $F_0^m$  est effectuée pour que le modèle soit suffisamment proche des données expérimentales. On utilisera le résultat de cette mise à l'échelle comme solution initiale pour l'optimisation des paramètres musculaires. De manière analogue à (Muller et al., 2017b), cette section consiste alors à créer une règle proportionnelle pour ajuster toutes les forces maximales isométriques  $F_0^m$  à partir de leur implication dans les couples maximaux des différentes articulations. Pour chaque configuration articulaire  $q_c$ , le vecteur des activations musculaires  $a(q_c)$  tel que :

$$a(q_c) = [a^{m_1}(q_c) \quad \dots \quad a^{m_i}(q_c) \quad \dots \quad a^{m_{N_m}}(q_c)]^T \quad (7.10)$$

Pour chacune de ces configurations articulaires  $q_c$ ,  $c \in \llbracket 1; N_c \rrbracket$ , associées à l'articulation  $j$ , on peut calculer la matrice des activations musculaires  $A^j$  telle que :

$$A^j = [a(q_1) \quad \dots \quad a(q_c) \quad \dots \quad a(q_{N_c})] \quad (7.11)$$

Ainsi, la matrice  $A^j$  est de taille  $N_m \times N_c$ . Comme certains muscles sont impliqués dans plusieurs articulations à la fois, il convient de pondérer ces coefficients pour les muscles pluri-articulaires. Ainsi, pour chaque articulation  $j$  (cheville, genou, hanche), on considère un premier coefficient de mise à l'échelle des forces maximales isométriques :

$$\forall \text{ articulation } j \in \llbracket 1; N_{jt} \rrbracket \quad c_0^j = \frac{\max(\Gamma_j^{exp})}{\max(\Gamma_j^{sim})} \quad (7.12)$$

Où  $\Gamma_j^{exp}$  correspond au vecteur des couples expérimentaux et  $\Gamma_j^{sim}$  correspond au vecteur des couples simulés de l'articulation  $j$ . Pour créer un seul coefficient par muscle, on fait la moyenne



des coefficients  $c_0^j$  pondérés par les activations. On obtient alors un coefficient de mise à l'échelle  $c_1^{m_i}$  pour chaque muscle :

$$\forall \text{ muscle } i \in \llbracket 1; N_m \rrbracket \quad c^{m_i} = \begin{cases} 1 & \text{si } \sum_{j=1}^{N_{jt}} \sum_{c=1}^{N_c} \mathbf{A}_{i,c}^j = 0 \\ \frac{\sum_{j=1}^{N_{jt}} \sum_{c=1}^{N_c} \mathbf{A}_{i,c}^j \cdot c_j^0}{\sum_{j=1}^{N_{jt}} \sum_{c=1}^{N_c} \mathbf{A}_{i,c}^j} & \text{sinon} \end{cases} \quad (7.13)$$

Finalement, on obtient une force maximale isométrique mise à l'échelle pour chaque muscle, de sorte que :

$$F_{0,scaled}^{m_i} = c_1^{m_i} F_0^{m_i} \quad (7.14)$$

Ainsi, l'application de ce coefficient  $c_1^{m_i}$  à chaque force maximale isométrique a permis de construire le modèle musculo-squelettique *scaled*. Une optimisation a ensuite été adoptée pour ajuster les paramètres musculaires  $(\mathbf{F}_0, \tilde{\mathbf{l}}_{min}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{max}^m)$  de ce modèle musculo-squelettique. Ce modèle musculo-squelettique optimisé est noté *opt*. Dans cette méthode, les forces maximales isométriques ont été ajustées à l'aide d'un coefficient  $c_{opt}^{m_i}$  tel que pour tout muscle  $i$ ,  $F_{0,opt}^{m_i} = c_{opt}^{m_i} \cdot F_{0,scaled}^{m_i}$ . Ces coefficients sont initialisés à 1 pour tous les muscles. Afin d'évaluer la similitude et la distance entre les couples simulés et expérimentaux, une fonction de coût quadratique a été choisie :

$$J(\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{min}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{max}^m) = \sum_{j=1}^{N_{jt}} \sum_{c=1}^{N_c} \left( \Gamma_{jc}^{exp} - \Gamma_{jc}^{sim}(\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{min}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{max}^m) \right)^2 \quad (7.15)$$

La minimisation était limitée par des bornes et des contraintes, comme le montre l'équation suivante :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{min}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{max}^m} \quad & J(\mathbf{c}_{opt}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{min}^m, \tilde{\mathbf{l}}_{max}^m) \\ \text{s.c.} \quad & 0,5 < \mathbf{c}_{opt}^m < 1,5 \\ & 0 < \tilde{\mathbf{l}}_{min}^m < 0,8 \\ & 1,2 < \tilde{\mathbf{l}}_{max}^m < 2,0 \\ & \mathbf{l}_s^t > 0 \\ & \mathbf{l}_0^m > 0 \end{aligned} \quad (7.16)$$

Afin d'ajouter de la cohérence physiologique à l'optimisation (Van Campen et al., 2014) pour des muscles similaires, des contraintes supplémentaires ont été ajoutées pour que les variations des paramètres musculaires entre ces muscles ne soient pas trop différentes. Ces muscles ont été choisis, voir tableau 7.2.3, d'après leurs fonctions anatomiques et leur topologie dans le modèle musculo-squelettique (les points d'origine et d'insertion appartiennent aux mêmes solides).

Groupes Similaires	Noms des muscles	Nombre de contraintes
1	RGluteusMinimus1, RGluteusMinimus2, RGluteusMinimus3 RGluteusMedius1, RGluteusMedius2, RGluteusMedius3	15
2	RAdductorLongus, RAdductorMagnus1, RAdductorMagnus2, RAdductorMagnus3, RAbductorBrevis	10
3	RGluteusMaximus3, RGluteusMaximus1, RGluteusMaximus2	3
4	RVastusLateralis, RVastusMedialis, RVastusIntermedius	3
5	RSemitendinosus, RSemimembranosus, RBicepsFemorisCaputLongum RBicepsFemorisCaputBreve	6
6	RGastrocnemius, RSoleus	1
7	RFlexorHallucisLongus, RFlexorDigitorumLongus	1
8	RExtensorHallucisLongus, RExtensorDigitorumLongus	1

Tableau 7.2.3 – Groupes musculaires similaires et nombres de contraintes associées. Chaque muscle de chaque groupe est contraint dans l’optimisation par les inéquations 7.17.

Ainsi, pour deux muscles similaires d’indice 1 et 2, on ajoute à ces deux muscles les contraintes suivantes :

$$0,85 < \frac{l_0^{m_1}}{l_0^{m_2}} < 1,15 \quad 0,95 < \frac{c_{opt}^{m_1}}{c_{opt}^{m_2}} < 1,05 \quad (7.17)$$

L’optimisation a été résolue avec la fonction `fmincon` de Matlab avec un algorithme de point-intérieur. L’optimisation s’arrêtait lorsque la variation d’erreur entre deux itérations était inférieure à 1 %. Les calculs ont été effectués sur un processeur Intel Core i7, 3,10 GHz avec 32 Go de RAM. Dans la section suivante, on comparera les résultats obtenus (couples simulés et paramètres musculaires) pour les trois phases de calibration des modèles musculo-squelettiques *init*, *scaled* et *opt*.

### 7.3 Résultats

L’optimisation a convergé après 42 itérations, diminuant la valeur de la fonction objectif. Les différences entre le modèle initial (*init*), le modèle mis à l’échelle (*scaled*) et le modèle optimisé (*opt*) spécifique au sujet par rapport aux données expérimentales de couple isométrique sont présentées à la figure 7.3.1. Les paramètres musculaires résultant de l’optimisation sont présentés dans le tableau 7.3.2. Les erreurs moyennes quadratiques (RMSE) entre les couples articulaires expérimentaux et prédits ont été réduites pour le modèle optimisé par rapport aux modèles *init* et *scaled*, voir tableau 7.3.1. La  $RMSE/\Gamma_{max}^{exp}$  a été réduite entre chaque modèle, elle était respectivement de 65,8 %, de 43,7 % puis de 6,8 %.

La RMSE pour le modèle optimisé était différente selon les articulations. En valeur absolue, le genou présentait la plus grande erreur de 11,1 Nm pour le genou en flexion et la plus petite erreur était de 1,1 Nm pour la hanche en flexion. En valeur relative, la cheville en flexion présentait la plus grande erreur de 21,8 % et la plus petite erreur relative était pour la hanche en flexion.

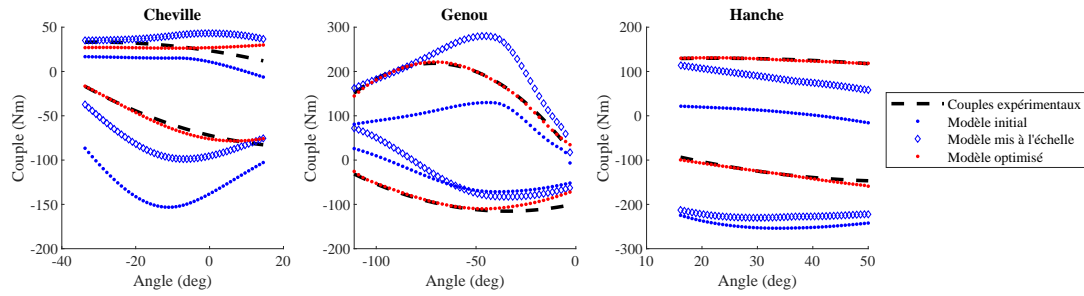


FIGURE 7.3.1 – Courbes de calibration musculaire, fitting des couples expérimentaux avec les couples simulés du modèle musculo-squelettique. Les couples générés sont représentés avec des points bleus pour le modèle initial, avec des étoiles bleues pour le modèle mis à l'échelle et avec des points rouges pour le modèle optimisé. Les couples expérimentaux sont en noir.

Articulation	Mouvement	<i>init</i>		<i>scaled</i>		<i>opt</i>	
		RMSE (Nm)	RMSE/ $\Gamma_{max}^{exp}$ (%)	RMSE (Nm)	RMSE/ $\Gamma_{max}^{exp}$ (%)	RMSE (Nm)	RMSE/ $\Gamma_{max}^{exp}$ (%)
Cheville	Extension	77,0	93,1	28,4	34,4	3,3	4
	Flexion	15,2	46	15,1	45,7	7,2	21,8
Genou	Extension	79,0	36,2	52,0	23,8	3,2	1,5
	Flexion	52,3	45,3	65,3	56,7	11,1	9,6
Hanche	Extension	120,9	82,4	100,3	68,4	4,7	3,2
	Flexion	119,1	91,7	42,9	33	1,1	0,8
<b>Total</b>		<b>85,6</b>	<b>65,8</b>	<b>57,6</b>	<b>43,7</b>	<b>6,0</b>	<b>6,8</b>

Tableau 7.3.1 – Erreurs moyennes quadratiques (RMSE) et erreurs moyennes quadratiques normalisées par le couple expérimental maximal entre les couples simulés  $\Gamma_{max}^{exp}$  par le modèle musculo-squelettique et les mesures isométriques. Les différentes phases de la mise à l'échelle sont présentées : les paramètres initiaux (*init*), la mise à l'échelle (*scaled*) et l'optimisation (*opt*).

L'erreur relative importante de la cheville en flexion peut-être observée sur la figure 7.3.1, notamment pour les valeurs en dorsiflexion entre 0 et 20 degrés.

Les valeurs de longueur optimale  $l_0^m$  étaient en accord avec les données obtenues à partir d'études anatomiques (Arnold et al., 2010; Klein Horsman et al., 2007). Pour chaque groupe de muscles des *gluteus minimus* et *medius* (notés dans le modèle RGluteusMinimus et RGluteusMedius), les valeurs obtenues à partir du modèle étaient respectivement, de 8,2 ; 7,4 ; 6,6 cm ; et 6,3 ; 5,8 ; 5,1 cm, voir tableau 7.3.2. Arnold et al. (2010) reportent des valeurs entre 7,3 et 3,8 cm tandis que Klein Horsman et al. (2007) reportent des valeurs entre 10 et 3,8 cm. Pour les muscles *vastus lateralis*, *intermedius* et *medialis* (notés RVastusLateralis, RVastusIntermedius, RVastusMedialis) extenseurs du genou, les longueurs optimales étaient légèrement inférieures à celles de la

Muscles	$F_0^m$ (N)			$l_0^m$ (m)		$l_s^t$ (m)		$\tilde{l}_{min}^m$		$\tilde{l}_{max}^m$	
	<i>init</i>	<i>scaled</i>	<i>opt</i>	<i>init</i>	<i>opt</i>	<i>init</i>	<i>opt</i>	<i>init</i>	<i>opt</i>	<i>init</i>	<i>opt</i>
RGluteusMinimus1	149	892	1296	0,065	0,082	0,001	0	0	-	1,7	1,3
RGluteusMinimus2	157	941	1369	0,056	0,074	0,022	0,005	0	0,2	1,6	1,4
RGluteusMinimus3	177	718	1043	0,037	0,066	0,053	0,003	0	0,8	1,6	1,7
RGluteusMedius1	454	2724	4012	0,056	0,063	0,021	0,001	0	0,3	1,9	2
RGluteusMedius2	314	998	1444	0,063	0,058	0,059	0,037	0	0,4	1,5	2
RGluteusMedius3	359	207	300	0,069	0,051	0,053	0,052	0	-	1,4	2
RAdductorLongus	347	1328	677	0,099	0,154	0,041	0,005	0,3	0,4	1,5	1,2
RAdductorMagnus1	285	165	84	0,087	0,147	0,006	0,003	0	-	2	1,2
RAdductorMagnus2	256	148	75	0,108	0,141	0,033	0,077	0,4	0	2	1,2
RAdductorMagnus3	367	212	108	0,132	-	0,12	0,219	0,8	0	2	1,2
RQuadratusFemoris	210	122	63	0,056	0,061	0,001	-	0	-	2	1,9
RAbductorBrevis	235	136	70	0,094	0,061	0,006	0,058	0,6	0	1,4	1,3
RObturatoriusInternus	235	1412	2109	0,046	0,059	0,166	0,143	0,5	0,8	2	-
RObturatoriusExternus	660	382	195	0,044	0,054	0,022	0,007	0	0,3	2	1,9
RPictineus	660	3891	2340	0,091	0,059	0,022	0,001	0	0,4	1,1	2
RGemmelusInferior	45	26	19	0,043	0,055	0,029	0,02	0	0,2	2	1,7
RGemmelusSuperior	45	26	22	0,045	0,049	0,025	0,017	0	0,2	1,7	-
RGluteusMaximus3	304	176	90	0,104	0,147	0,058	0,012	0,3	0,6	2	1,7
RPiriformis	243	273	168	0,039	0,052	0,07	0,054	0	0,3	2	1,8
RVastusLateralis	1543	2595	1919	0,07	0,065	0,189	0,252	1	0,1	2	1,2
RVastusMedialis	1068	1797	1332	0,049	0,062	0,261	0,284	0,5	0	2	1,2
RVastusIntermedius	1019	1714	1272	0,049	0,061	0,231	0,255	0,5	0	2	1,2
RRectusFemoris	644	2473	3329	0,061	0,094	0,374	0,322	0,1	0,6	2	1,8
RSemitendinosus	272	298	313	0,148	0,212	0,232	0,23	0	-	1,7	1,2
RSemimembranosus	850	931	965	0,116	0,195	0,22	0,219	0	-	2	1,2
RBicepsFemorisCaputLongum	594	651	673	0,111	0,186	0,229	0,228	0	-	2	1,2
RBicepsFemorisCaputBreve	330	533	578	0,126	0,04	0,053	0,1	0,6	0,8	1	2
RSartorius	86	328	490	0,419	0,147	0,004	0,192	0,7	0,8	1,1	2
RGracilis	89	98	144	0,254	0,109	0,103	0,288	0,8	0,1	1,3	1,2
RGluteusMaximus1	315	345	184	0,103	0,125	0,336	0,351	0,2	0,1	1,8	1,3
RGluteusMaximus2	450	494	259	0,106	0,099	0,323	0,299	0,5	0,7	1,6	2
RTensorFasciaeLatae	128	487	730	0,103	0,15	0,269	0,152	0	0,8	1,7	1,9
RSoleus	2335	1260	1367	0,031	0,046	0,272	-	0	-	1,8	1,2
RGastrocnemius	1324	1426	1620	0,052	0,077	0,313	0,308	0	0,1	1,7	1,2
RFlexorDigitorumLongus	256	138	95	0,044	0,016	0,315	0,352	0,9	0,2	1,5	1,8
RFlexorHallucisLongus	264	143	98	0,029	0,027	0,288	0,296	0,7	0,5	1,6	1,5
RTibialisPosterior	1048	566	309	0,022	0,033	0,331	0,314	0,2	0,6	2	1,8
RPeroneusBrevis	289	156	91	0,037	0,019	0,176	0,195	0,7	0,3	1,4	1,7
RTibialisAnterior	495	980	551	0,041	0,054	0,183	0,145	0,1	0,8	1,7	2
RExtensorDigitorumLongus	281	556	464	0,073	0,053	0,322	0,331	0,7	0,8	1,6	2
RExtensorHallucisLongus	91	180	151	0,081	0,06	0,175	0,177	0,6	0,8	1,4	1,8

Tableau 7.3.2 – Tableau des paramètres musculaires initiaux (*init*), mis à l'échelle (*scaled*) et optimisés (*opt*). Le symbole '-' indique qu'il n'y a pas de changement entre la valeur initiale et la valeur optimisée.

littérature. En effet, nos valeurs étaient inférieures à 7 cm quand la littérature présente des valeurs entre 7 et 10 cm. Les fléchisseurs du genou présentaient aussi des grandeurs comparables. Par exemple, le *semitendinosus* (noté RSemitendinosus) présentait une longueur optimale à 21,2 cm après optimisation et il est reporté à 19.3 cm par (Arnold et al., 2010). Il convient de noter que même si des différences sont évidentes entre les longueurs optimales de fibre musculaires estimées pour le modèle et les valeurs rapportées dans la littérature, il existe également des différences entre les résultats des différentes études anatomiques (Klein Horsman et al., 2007; Arnold et al., 2010; Rajagopal et al., 2016; Carbone et al., 2015). Les ordres de grandeurs sont tout de même comparables.

La longueur de détente du tendon  $l_s^t$  pour les muscles des *gluteus minimus* et *medius* (notés dans le modèle RGluteusMinimus et RGluteusMedius) s'est avérée être entre 0 et 5,2 cm, ce qui est également en accord raisonnable avec les données rapportées par Arnold et al. (2010) entre 0 et 7,3 cm et par Klein Horsman et al. (2007) entre 1,6 et 6,6 cm. En revanche, les longueurs de détente du tendon étaient plus grandes pour notre modèle pour les muscles *vastus lateralis*, *intermedius* et *medialis* (notés RVastusLateralis, RVastusIntermedius, RVastusMedialis) étaient respectivement de 25,2; 25,5; 28.4 cm alors que des auteurs (Klein Horsman et al., 2007; Arnold et al., 2010) ont précédemment reportés des valeurs en dessous de 13 cm. Les valeurs initiales élevées du modèle musculo-squelettique expliquent cette différence. Enfin, pour les fléchisseurs du genou, les valeurs ont très peu changé après l'optimisation. La longueur de détente du tendon du *semitendinosus* (noté RSemitendinosus) de 23 cm était cohérente avec celle de Arnold et al. (2010) de 23,7 cm.

Les longueurs musculaires maximales normalisées  $\tilde{l}_{max}^{m_i}$ , figure 7.3.2, ont été diminuées. Tous les muscles ont été contraints à une amplitude minimum entre 0,8 et 1,2 pour  $\tilde{l}_{min}^{m_i}$  et  $\tilde{l}_{max}^{m_i}$ . Ainsi, les longueurs optimales des fibres musculaires  $l_0^{m_i}$  reste comprise dans l'amplitude du mouvement de l'articulation du membre inférieur. Des muscles peuvent développer de la force sur l'ensemble de l'amplitude articulaire, comme les muscles notés RGluteusMedius3, le RRectusFemoris et le RPectineus. Certains muscles du modèle produisent la forces principalement sur une partie de l'amplitude articulaire comme les muscles *vastus lateralis*, *intermedius* et *medialis* (notés RVastusLateralis, RVastusIntermedius, RVastusMedialis) qui ont une  $\tilde{l}_{max}^{m_i}$  à 1,2. À l'inverse, les muscles *tibialis anterior* et *sartorius* (notés RTibialisAnterior, RSartorius) produisent la majeure partie de leur force pour des longueurs de muscles importantes avec des valeurs de  $\tilde{l}_{min}^{m_i}$  à 0,8. Dans le modèle, ces muscles ne peuvent donc produire de force que lorsque leurs longueurs musculaires sont proches de leurs longueurs musculaires maximales  $\tilde{l}_{max}^{m_i}$ .

## 7.4 Discussion

Dans cette étude, on a présenté une méthode pour identifier les paramètres musculaires d'un modèle de membre inférieur à partir d'une méthode d'optimisation qui repose sur des relations couple-angle identifiées à partir de mesures isométriques sur dynamomètres isocinétiques. Le modèle musculaire classique présenté négligeait les angles de pennation musculaire et l'élasticité du tendon. Les paramètres musculaires de longueur optimale de muscle  $l_0^m$  et de longueur

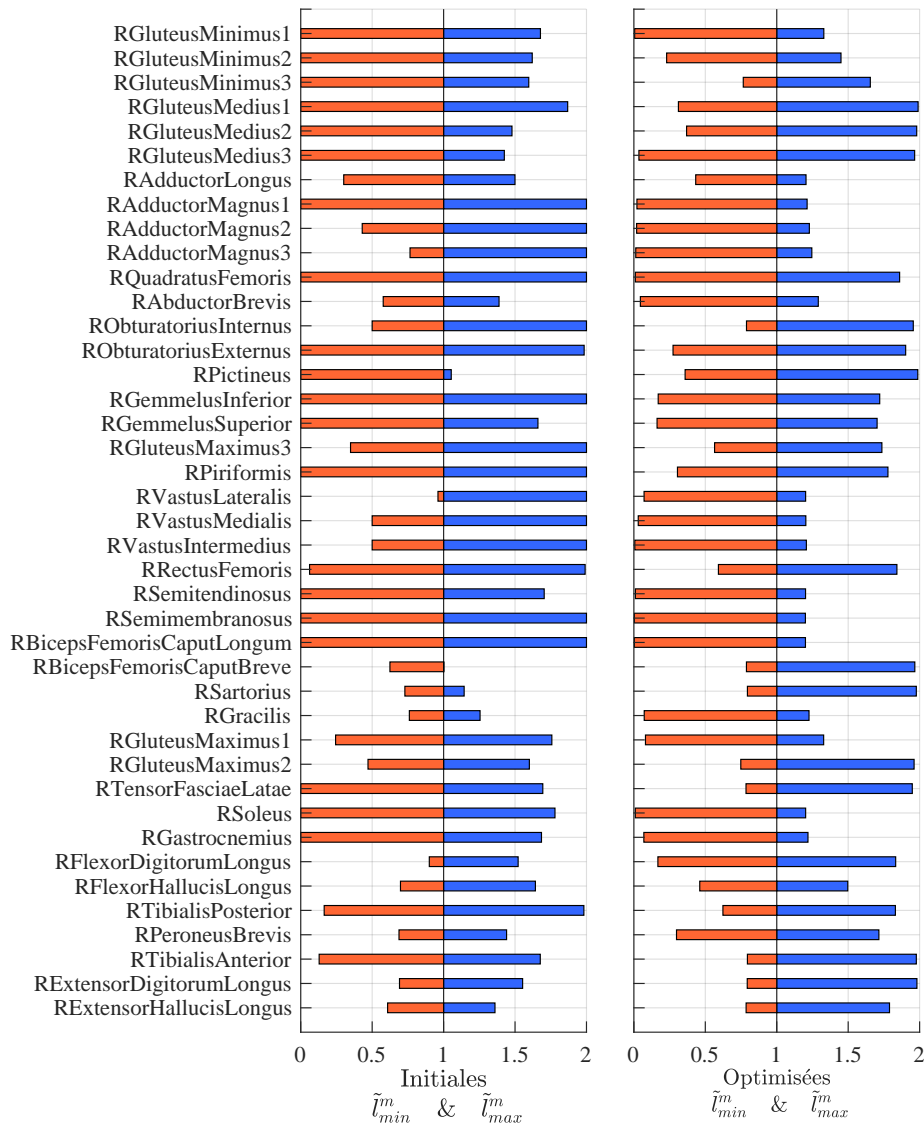


FIGURE 7.3.2 – Diagramme montrant la plage de fonctionnement prévue pour chaque muscle dans le modèle de membre inférieur. Les bords gauche et droit de chaque barre définissent les longueurs musculaires minimales et maximales normalisées de chaque actionneur musculo-tendineux, respectivement  $\tilde{l}_{min}^m$  et  $\tilde{l}_{max}^m$ . La position de chaque barre illustre la partie de la courbe force-longueur sur laquelle le muscle développe une force active : en orange la valeur de  $\tilde{l}_{min}^m$  et en bleu la valeur de  $\tilde{l}_{max}^m$ .

de détente du tendon  $l_s^t$  étaient exprimés en fonction des longueurs musculaires physiologiques  $\tilde{l}_{min}^m$  et  $\tilde{l}_{max}^m$ .

Les différentes phases de mise à l'échelle *init*, *scaled* et *opt* ont permis de simuler des couples conformément aux relations couple-angle du sujet pour les trois articulations cheville, genou,

hanche. La mise à l'échelle anthropométrique des paramètres musculaires reposant sur une mise à l'échelle proportionnelle des paramètres  $l_0^m$ ,  $l_s^t$  et sur la mise à l'échelle de Steele et al. (2012) pour les forces maximales isométriques n'a pas permis de s'approcher suffisamment des données expérimentales pour que le modèle représente la capacité de génération d'effort du sujet. Le critère de mise à l'échelle des forces maximales isométriques, équation 7.13, a permis de s'approcher des couples expérimentaux en tenant compte de la contribution de chaque muscle dans les différentes articulations. En revanche, ce critère n'a pas permis d'obtenir une RMSE suffisamment faible pour prétendre que ce modèle représentait les données expérimentales. Il est à noter que l'optimisation a considérablement permis de réduire l'écart entre les couples expérimentaux et les couples simulés. En revanche, l'optimisation n'a pas été en mesure de reproduire les couples expérimentaux de la flexion de cheville. Cette erreur peut être d'origine numérique car l'optimisation ayant un nombre important de paramètres peut avoir convergé vers un minimum local.

Les valeurs optimisées des paramètres musculaires étaient différentes du modèle musculo-squelettique initial (*init*). Les modèles basés sur des données cadavériques sous-estiment largement les forces maximales isométriques des muscles. Pour preuve, elles ont pour beaucoup augmenté après l'étape d'optimisation avec le modèle utilisé dans cette étude. Par ailleurs, les comparaisons des paramètres musculaires avec les autres modèles musculo-squelettique n'ont pu être que qualitatives car les cadavres ont des morphologies différentes, par exemple 1,68 m, 82,7 kg (Arnold et al., 2010) et 1,74 m, 105 kg (Klein Horsman et al., 2007). De plus, les mesures effectuées peuvent être différentes en raison du choix des subdivisions pour modéliser la topologie musculaire. Par exemple, dans le modèle présenté ici, trois lignes d'action musculaires définissaient le *gluteus maximus* tandis que le modèle de Klein Horsman et al. (2007) n'en présente que deux.

Le choix d'un modèle musculo-squelettique avec des estimations de bras de levier correctes pour toute l'amplitude articulaire de la relation couple-angle est primordial pour l'optimisation des paramètres musculaires. Dans ce modèle, le muscle *Pectineus* (noté RPectineus) a un bras de levier important qui change de signe à partir de 50 degrés de flexion de la hanche et devient extenseur de hanche pour une rotation interne et une abduction-adduction neutres. Pour éviter que ce muscle ne prenne trop de poids dans l'optimisation, on a choisi ici de limiter la flexion de hanche à 50 degrés de flexion. D'ailleurs, ces problèmes d'ajustement de bras de levier à forte amplitude articulaire est une problématique courante des modèles musculo-squelettiques (Catelli et al., 2019). En effet, les modèles sont souvent définis pour des tâches de locomotions à faibles amplitudes articulaires. Pour éviter ces problématiques, les auteurs Van Campen et al. (2014) et Heinen et al. (2019) ont par exemple choisi d'exclure les groupes musculaires qui d'un point de vue anatomie fonctionnelle ont peu d'influence sur les tâches de flexion-extension des articulations du membre inférieur. Cela évite d'avoir de nombreux muscles dont les bras de levier changent de signe sur l'amplitude articulaire. Dans cette étude, on a choisi volontairement de ne pas retirer ces muscles pour comprendre l'effet sur les paramètres musculaires obtenus.

Afin de permettre la mise à l'échelle de ces muscles qui interviennent différemment dans une même articulation et sur plusieurs articulations, un critère de mise à l'échelle des forces muscu-

laire a été développé, équation 7.13. Celui-ci tient compte de l'activation du muscle dans toutes ces configurations articulaires. En revanche, il a été observé que les bras de levier musculaires qui changent de signe, ont tendance à avoir une force maximale isométrique  $F_0^m$  diminuée après l'optimisation. C'était par exemple le cas des muscles notés RAdductorLongus et RPiriformis. On remarquera qu'anatomiquement les muscles *adductor longus* et *piriformis* ont des fonctions respectives d'adduction et d'abduction de la hanche.

Par ailleurs, il est à noter que ce modèle présente une limite importante car il ne contient pas de muscles *psaos* et *illiacus*. Ces muscles sont pourtant les principaux responsables de la flexion de la hanche. C'est la raison pour laquelle la force maximale isométrique du muscle noté RPectineus est très fortement augmentée dans le modèle *opt* car il est le seul muscle responsable de la flexion de hanche dans le modèle. Pour résoudre ce problème, il conviendrait donc d'intégrer ces muscles au modèle générique utilisé pour cette étude ou d'utiliser un autre modèle musculo-squelettique générique (Carbone et al., 2015; Rajagopal et al., 2016). Ainsi, pour éviter que les muscles qui changent de bras de levier par rapport à des articulations secondaires. Il conviendrait d'inclure dans l'optimisation des données sur les relations couple-angle des mouvement d'adduction-abduction et de rotation interne-externe de la hanche. Ces données pourraient permettre de donner un poids correct aux paramètres de ces muscles par rapport à leurs bras de levier plus importants dans ces mouvements. Par exemple, le muscle *pectineus* (noté RPectineus) est principalement un muscle adducteur de la hanche.

Les erreurs sur les bras de levier peuvent entraîner des conséquences importantes sur l'identification des paramètres musculaires. Ces bras de levier dépendent entièrement de la configuration articulaire du modèle. C'est la raison pour laquelle il est à noter que la configuration articulaire du modèle a été estimée à partir du positionnement du sujet dans l'ergomètre isocinétique à l'aide d'un goniomètre. La prudence doit donc être de mise avec cette mesure angulaire et son influence sur l'estimation des bras de levier musculaires. Aussi, les angles articulaires d'adduction-abduction et de rotation interne-externe de la hanche ont été considérés en position neutre ce qui peut entraîner des erreurs supplémentaires sur ces mêmes bras de leviers. Pour des prochaines études, il serait préférable de compléter les mesures d'angle avec un système de capture de mouvement pour estimer la relation couple-angle (Hoffmann et al., 2019).

Le calcul des activations musculaires a été fait selon le signe du bras de levier comme dans de précédentes études (Hatze, 1981; Chang et al., 1999; De Groote et al., 2010; Hasson and Caldwell, 2012; Carbone, 2016; Muller et al., 2017b). Ce calcul repose sur l'hypothèse que les muscles agonistes participent de manière maximale aux couples articulaires maximaux. Pour améliorer ces estimations, certains auteurs préconisent une activation réduite (Babault et al., 2002) à 80 % au lieu de 100 %. Pour pallier ces niveaux d'activation, il conviendrait de combiner la mesure dynamométrique avec de l'EMG. Toutefois, la pose d'électrode peut être rendue compliquée par l'appui de la peau sur le siège de l'ergomètre isocinétique. Une autre solution consisterait à établir des niveaux d'activation moyen pour tous les muscles pour chaque configuration articulaire. D'autres auteurs utilisent une optimisation statique dont peu de détails ont été explicités dans la littérature (Garner and Pandy, 2003; Pannetier et al., 2011; Wu et al.,



2016; Kainz et al., 2018; Heinen et al., 2019; Miehling, 2019).

Un des buts de cette mise à l'échelle est de permettre un calcul plus précis des forces et des activations musculaires. En effet, après une calibration musculaire, on s'attend à ce que le calcul des forces musculaires à partir de paramètres musculaires personnalisés soit plus précis. Il conviendra par la suite de comparer la performance en terme de timing d'activation par rapport à des mesures électromyographiques entre un tel modèle personnalisé et un modèle standard. Une autre perspective, de cette mise à l'échelle musculaire serait aussi d'identifier les paramètres musculaires des relations force-vitesse (Hasson and Caldwell, 2012; Wu et al., 2016; Heinen et al., 2019). Cette identification pourrait permettre de contribuer à une meilleure estimation des forces musculaires d'un sujet lors de mouvements dynamiques.

En conclusion, on a proposé une méthode de calibration des paramètres musculaires telle que la simulation des couples maximaux du modèle respecte les relations couple-angle de flexion-extension de la cheville, du genou et de hanche d'un sujet. Ce type de calibration musculaire est essentielle pour l'analyse et la conception des exosquelettes basées sur la modélisation musculo-squelettique car la personnalisation des paramètres musculaires devrait permettre de mieux prédire les forces musculaires et ainsi permettre de mieux dimensionner les niveaux d'assistance des exosquelettes en fonction des capacités de génération d'efforts des sujets et de leurs caractéristiques morphologiques.



## Synthèse et perspectives

### 8.1 Synthèse et apport des travaux effectués

L'objectif de cette thèse était d'apporter des contributions aux méthodes pour le développement d'un modèle musculo-squelettique générique du soldat. Deux défis étaient à relever : un défi concernant la modélisation générique et un défi concernant la modélisation spécifique.

Le premier défi - modèle générique - s'est décliné sous deux aspects. Il s'agissait tout d'abord d'identifier des gammes de modèles qui soient représentatifs de la population. De tels modèles sont fondamentaux pour la conception architecturale et dimensionnelle des exosquelettes. Il s'agissait ensuite de définir des lois de régression morphologiques génériques pour le soldat. Ces lois permettent d'estimer rapidement la morphologie des soldats et ouvrent donc la porte à des mises à l'échelle de modèles ostéo-articulaires performantes sur la base de mesures limitées.

Le deuxième défi - modèle spécifique - consistait à mettre en place des méthodes de personnalisation géométrique et musculaire des modèles musculo-squelettiques. Ces méthodes sont essentielles pour effectuer des simulations musculo-squelettiques cohérentes et pour permettre la conception et l'évaluation des exosquelettes.

Dans un premier temps, le contexte de ce travail de thèse a été développé. Les aspects épidémiologiques, biomécaniques et physiologiques qui entourent le port de charge et l'assistance à la locomotion du soldat ont été présentés. Il a été constaté que le port d'un exosquelette d'assistance à la locomotion permet d'envisager une plus grande maniabilité des troupes pour les armées, de décharger les articulations, de limiter l'apparition de la fatigue musculaire et de limiter la dépense énergétique. En revanche, la conception des exosquelettes d'assistance à la locomotion à des fins militaires est soumise à de fortes contraintes qui rendent leur déploiement difficile. Finalement, les intérêts de la modélisation musculo-squelettiques pour la conception et l'évaluation des exosquelettes ont été mis en évidence, notamment pour la quantification et l'optimisation des bénéfices biomécaniques pour les utilisateurs.

Dans second temps, un état de l'art sur les modèles biomécaniques spécifiques et génériques associés à la modélisation musculo-squelettique a été présenté. Un positionnement scientifique concernant les mises à l'échelle personnalisées géométriques, inertielles et musculaires a été effectué dans le contexte applicatif de la modélisation du soldat. Il a été choisi de se focaliser sur les mises à l'échelle géométriques et musculaires. Concernant les modèles biomécaniques génériques, les volets anthropométriques et les capacités de génération d'efforts ont été présentés. Pour satisfaire les objectifs de cette thèse, des données expérimentales ont été rassemblées et des méthodes de mises à l'échelle ont été développées à partir de celles-ci.

Dans le chapitre 4, on a utilisé un ensemble de 26 mesures clés pour la mise à l'échelle de modèles cinématiques à partir de la base de données anthropométriques de l'armée française. Une méthode objective a été développée pour générer trois modèles cinématiques génériques représentatifs de la population des soldats de l'armée française, exploitables à des fins de conception architecturale. Par ailleurs, cette base de donnée a été aussi utilisée pour concevoir des lois de régression à l'aide de machines à vecteurs de support qui permettent de prédire des mesures anthropométriques à partir d'un sous-ensemble restreint de 6 mesures, à savoir la hauteur du manubrium, la masse, la distance du grand trochanter au condyle fémoral latéral, la distance bitrochanter, la hauteur de l'acromion assis sur un siège et la largeur biacromiale. Cette loi de régression permet d'estimer rapidement les autres dimensions de la base de données à partir de ce jeu de mesures réduit et permettront par exemple de choisir la taille d'un exosquelette en fonction de quelques mesures sur son utilisateur, ou encore de réaliser une analyse du mouvement à partir d'un jeu limité de mesures.

Le chapitre 5 a consisté à comparer des méthodes mise à l'échelle spécifique d'une chaîne cinématique du membre inférieur avec des mesures de référence effectuées par radiographie biplanaires. Cette étude a permis d'identifier une méthode pertinente de mise à l'échelle géométrique personnalisée pour l'analyse musculo-squelettique. Une cohorte de 26 sujets a été utilisée pour comparer des méthodes de mise à l'échelle linéaire et d'optimisation qui ajustaient les longueurs segmentaires, les axes de rotation des articulations et la position des marqueurs. La méthode retenue met à l'échelle les longueurs segmentaires sur la base des positions des marqueurs expérimentaux, puis optimise les positions des marqueurs et les axes de rotations articulaires. Cette méthode était plus proche de la référence radiographique à la fois pour l'estimation des longueurs segmentaires, des résidus cinématiques et des angles articulaires au cours de la marche. Cette méthode peut être utilisée pour l'analyse musculo-squelettique en garantissant à la fois des données cinématiques de précision et des données géométriques réalistes, améliorant notamment l'analyse des actions musculaires.

Le chapitre 6 présente le résultat de l'identification des enveloppes couple-angle-vitesse pour la flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche sur une population de 43 sujets militaires d'active et civils sportifs à partir de mesures sur ergomètre isocinétique. La constitution de ces enveloppes couple-angle-vitesse peuvent servir d'outils de comparaison avec les couples articulaires calculés par dynamique inverse lors de l'analyse de mouvement. Elles peuvent permettre de quantifier un niveau d'assistance par rapport aux capacités maximales de génération

d'efforts articulaires des soldats et on sera capable de définir des seuils de couple d'assistance qui puissent prévenir la fatigue musculaire du sujet.

Dans le chapitre 7, on a utilisé les résultats de ce travail précédent pour développer un algorithme de calibration des paramètres musculaires du membre inférieur. La relation couple-angle identifiée d'un sujet a été utilisée comme valeur de référence pour la calibration. Un modèle musculo-squelettique associé à un modèle musculaire comprenant des relations force-longueur actives et passives a été utilisé pour simuler le comportement musculaire lors des tâches isométriques. Ce type de calibration musculaire est essentiel pour l'évaluation des timing d'activation, des forces musculaires et des forces de contact articulaires. Ces dernières quantités sont d'intérêt pour l'évaluation et le dimensionnement des bénéfices des exosquelettes d'assistance à la locomotion.

## 8.2 Perspectives

Les travaux réalisés au cours de cette thèse ouvrent de nombreuses perspectives. Tout d'abord, une grande quantité de données a été collectée. Des données de capture de mouvement de locomotion de marche, course, changement de direction et port de charge ont été collectées sur 43 sujets. Chaque sujet a participé à des mesures sur ergomètre isocinétique. Ces données représentent un potentiel encore inexploité pour alimenter le cahier des charges et les spécifications nécessaires à l'assistance des exosquelettes.

L'identification de trois modèles génériques représentatifs du soldat de l'armée française ouvrent des perspectives intéressantes pour la conception et le dimensionnement d'exosquelettes. Telle que la méthode a été conçue, elle propose trois modèles génériques qui pourraient mener à une conception architecturale et un dimensionnement géométrique d'exosquelettes adaptés à ces morphologies. Grâce aux données collectées dans le cadre de cette thèse, on pourrait tout à fait envisager de compléter les modèles cinématiques par des propriétés inertielles et des capacités de génération d'efforts calculées par rapport à des prédicteurs anthropométriques (D'Souza et al., 2012). Ce type d'approche avec des gammes de modèles représentatifs d'une population peut tout à fait se compléter avec une approche par synthèse de mouvement. La synthèse de mouvement pourrait être réalisée à l'aide de modèles statistiques du mouvement (Rasmussen, 2019; Moissenet et al., 2019) ou d'approches par contrôle optimal (Dembia et al., 2019). Cette perspective est tout à fait envisageable et pertinente dans le cadre de la conception des exosquelettes de locomotion (Serrancoli et al., 2019).

Par ailleurs, l'établissement de règles de régression génériques pour prédire des dimensions anthropométriques à partir de 6 mesures est très prometteur pour la mise à l'échelle performante des modèles musculo-squelettiques appliquées aux soldats mais aussi aux autres populations. L'établissement de lois de régression basées sur des algorithmes de *machine learning* et de larges bases de données ouvre la voie pour la mise à l'échelle des modèles musculo-squelettiques à partir d'un nombre réduit de prédicteurs anthropométriques permettant d'estimer la géométrie (Davico et al., 2019), les inerties, les paramètres musculaires (Yeung et al., 2019) et les enve-

loupes couple-angle-vitesse sans avoir recours à des mesures par imagerie médicale.

La méthode de calibration musculaire présentée au chapitre 7, a uniquement utilisé des essais isométriques, la relation force-vitesse du modèle musculaire n'est donc pas prise en compte dans cette première étude. Un algorithme en plusieurs étapes a permis d'identifier les forces isométriques maximales et les longueurs des muscles permettant de minimiser l'écart entre les couples expérimentaux et simulés. Ce travail préliminaire a contribué à améliorer la méthode présentée par Muller et al. (2017b) en ajoutant plusieurs articulations lors de l'optimisation des paramètres. D'autres objectifs doivent être complétés par la suite, à savoir la prise en compte des relations force-vitesse et la validation des activations musculaires calculées lors d'une tâche de mouvement à l'aide des données récoltées dans le cadre de cette thèse. Les données électromyographiques des campagnes de mesures offrent la possibilité de vérifier la pertinence de la calibration pour prédire les activités musculaires sur un nombre important de sujets.

En vue du support de l'activité physique du soldat, un sujet de stage a été conduit sur l'optimisation des spécifications pour les exosquelettes d'assistance à locomotion militaire par Clément Trobas. Une partie du stage consistait à mettre en relation les enveloppes couple-angle-vitesse avec les couples calculés par dynamique inverse issus de tâche de marche avec port de charge, voir figure 8.2.1. Cette mise en relation permet d'évaluer le niveau d'effort articulaire produit par le sujet par rapport à son maximum théorique. Dans le cadre de la poursuite de ces travaux de thèse, cette analyse préliminaire est pertinente pour définir le niveau d'assistance et le dimensionnement des actionneurs d'un exosquelette de locomotion et pour prévenir l'apparition de fatigue. Cette analyse est donc une piste intéressante pour la poursuite de ces travaux.

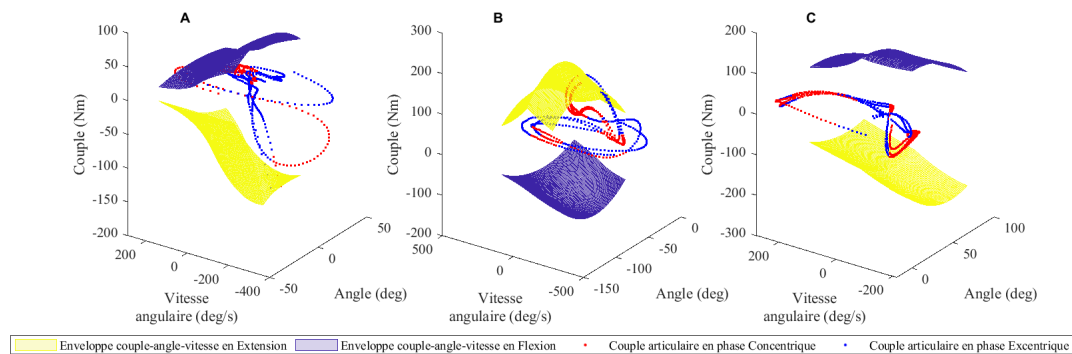


FIGURE 8.2.1 – Enveloppes couple-angle-vitesse maximales et couples issus de la dynamique inverse pour un sujet lors de tâches de port de charge avec 10 kg. Les trois figures sont associées aux articulations de la cheville (A), du genou (B) et de la hanche (C). Les surfaces jaunes et bleues correspondent respectivement à la flexion et l'extension. Les points rouges et bleus correspondent respectivement à des phases d'efforts concentriques et excentriques.

Enfin, les travaux de cette thèse ont été menés et implémentés dans la librairie de calcul Custom (Muller et al., 2019b). Cette librairie a fait l'objet d'une publication dans le *Journal of*

*Open Source Software.* La librairie a été maintenue et continue d'être alimentée par le travail de l'équipe MimeTic. Les travaux de mises à l'échelle (géométrique et musculaire), de modélisation générique et d'identification des enveloppes couple-angle-vitesse pourront y être intégrés afin d'en faire profiter la communauté de la biomécanique.







# Anatomie & Physiologie du muscle

## A.1 Fonctions musculaires

Il existe trois types de muscles dans le corps humain. Les muscles lisses, aussi appelés muscles végétatifs, forment des couches musculaires de sein de certains organes tels que les poumons, les intestins ou les artères. Leur lente contraction est involontaire et contrôlée par le système nerveux parasympathique. Ils permettent l'écoulement de différents flux (air, sang, nourriture...). Le muscle cardiaque est le muscle du cœur. Il pompe le sang du corps humain à un rythme contrôlé par le système nerveux autonome, pour le conduire dans tout le système vasculaire. Enfin, les muscles striés squelettiques sont contrôlés volontairement par le système nerveux somatique. Jusqu'au nombre de 620 dans le corps humain, ils s'insèrent sur le squelette directement sur l'os ou indirectement via les tendons. Ils servent directement à la locomotion de corps humain (Windhorst and Mommaerts, 1996). Dans le cadre de cette thèse, on s'intéressera principalement au muscle squelettique responsable de l'actionnement du corps humain.

Les muscles ont deux fonctions principales. Premièrement, ils produisent de la force pour déclencher un mouvement ou résister au mouvement. Deuxièmement, les muscles produisent de la chaleur grâce à leur activité de génération de force. Ils participent ainsi à la thermorégulation. La capacité de génération d'effort des muscles dépend de sa forme au niveau macrosopique.

Différentes formes de muscles squelettiques sont présentes dans le corps humain. On y trouve principalement des muscles dont les fibres sont parallèles à l'axe du muscle qui génère sa force. Ces muscles ont un nombre important de fibre en série et permettent une importante réduction de sa longueur lors d'une contraction. Parmi les muscles à fibre parallèles, on distingue trois formes de muscles. Les muscles fins (dits "strap") sont souvent très longs avec de petits tendons comme le sartorius. Les muscles fusiformes sont aussi de forme allongée, ils possèdent des ventres volumineux et des tendons proéminents aux deux extrémités du muscle. Enfin, les muscles convergents (ou triangulaires) s'insèrent sur un tendon commun et s'étalent sur une vaste zone à l'autre extrémité. Ils sont connus pour leur versatilité de contraction selon les fibres recrutées lors d'une contraction, on peut citer comme exemple le pectoralis major, voir figure

## A.1.1.

Contrairement aux muscles à fibres parallèles, les fibres pennées forment un angle avec la ligne d'action du muscle. Ces muscles possèdent un nombre important de fibres en parallèle ce qui rend ces muscles capables de produire plus de forces que les muscles à fibre parallèle pour une réduction de longueur moindre (Oatis and Mansour, 2009). On trouve des muscles unipennés, bipennés ou multipennés, selon le nombre d'angle avec la ligne d'action du muscle et le nombre de tendons attachés. Les muscles gastrocnemius sont pennés et permettent de produire beaucoup de force avec une faible réduction de la longueur musculaire.

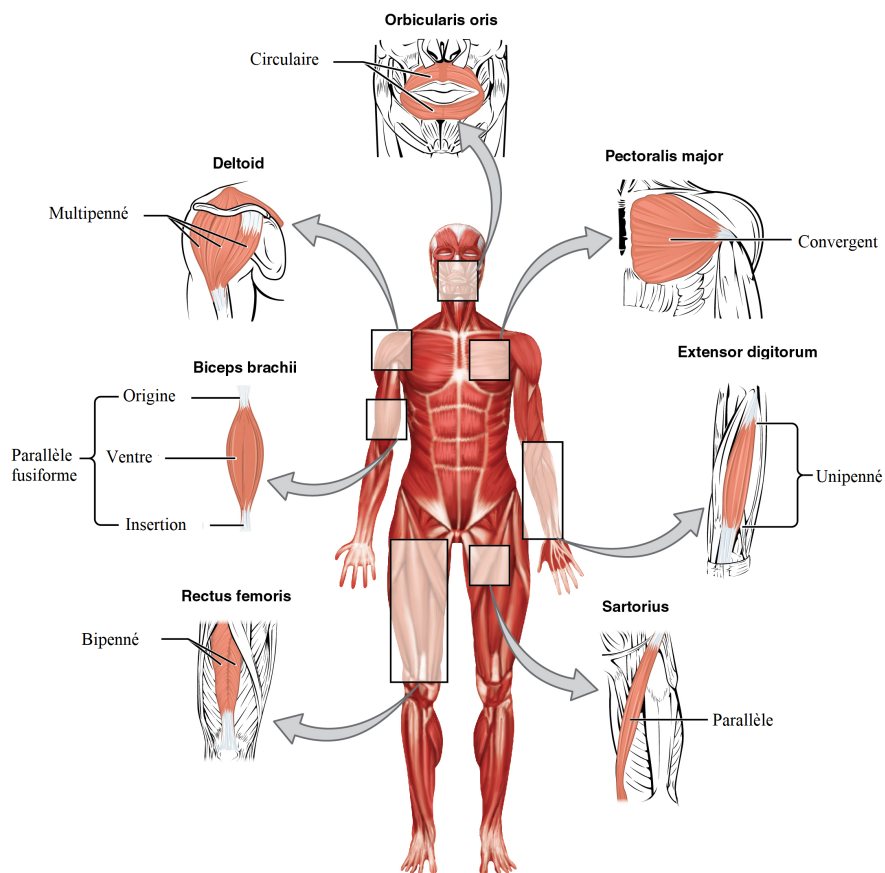


FIGURE A.1.1 – Les muscles squelettiques du corps se présentent généralement sous sept formes différentes. Source : OpenStax College. Anatomy & Physiology, [cnx.org/content/col11496/1.6/](https://cnx.org/content/col11496/1.6/), CC BY-SA

## A.2 Structure macroscopique

Un muscle est composé de nombreux faisceaux musculaires, eux-même composés de fibres musculaires. Cette fibre musculaire est une cellule à plusieurs noyaux, longue et cylindrique. Au sein

de cette fibre, on trouve des myofibrilles où des sous-unités, appelées sarcomère, sont arrangées en série tout le long de la myofibrille (Oatis and Mansour, 2009). Cette structure est maintenue à différents niveaux grâce aux tissus conjonctifs : l'épimysium, le perimysium et l'endomysium. La quantité de ces tissus varie d'un muscle à l'autre et influence directement ses propriétés mécaniques passives, voir figure A.3.1.

### A.3 Structure cellulaire

Les protéines contractiles intracellulaires génèrent une force dans les fibres musculaires. Les protéines sont disposées en myofilaments qui sont regroupés en faisceaux (myofibrilles). Les myofilaments sont disposés en sarcomères, qui sont les unités contractiles d'un muscle. Le sarcomère est composé d'épais filaments de myosine et de filaments plus fins d'actine. Les têtes de la myosine forment des ponts ("cross-bridge") avec l'actine. Ainsi, le processus de contraction repose sur l'interaction entre l'actine et la myosine. Le sarcomère forme l'unité fonctionnelle du muscle, et la contraction du muscle dans son ensemble provient de la somme des contractions individuelles des sarcomères. Les filaments d'actine, dans lesquelles s'enveloppe un filament de myosine, sont présents aux extrémités du sarcomère sur la ligne Z. Cet arrangement se répète dans tout le sarcomère donnant un aspect strié à la fibre musculaire.

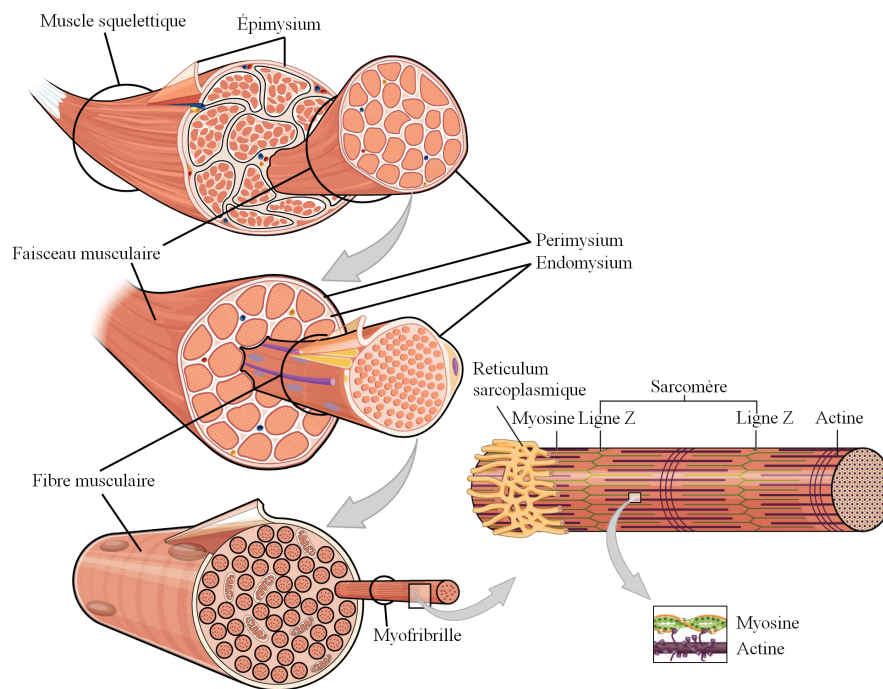


FIGURE A.3.1 – Schéma des différentes structures macroscopiques et microscopiques du muscle squelettique. Source : OpenStax College. Anatomy & Physiology, [cnx.org/content/col11496/1.6/](https://cnx.org/content/col11496/1.6/), CC BY-SA

## **A.4 Contraction musculaire**

Le changement de longueur du muscle à l'échelle macroscopique résulte du changement de longueur des sarcomères à l'échelle cellulaire. Lors de la contraction musculaire, les "cross-bridge" de myosine s'attachent aux filaments d'actine et fléchissent vers le centre du sarcomère. Le muscle se raccourcit, et une force est produite, voir figure A.3.1.

La contraction du muscle est régulée par les ions calcium dans le cytoplasme à l'intérieur des myofibrilles, qui entrent lors d'une contraction ou qui sortent lors d'une relaxation par le réticulum sarcoplasmique. La liaison entre l'actine et la myosine dépend de la concentration de calcium. Trois étapes sont nécessaires pour qu'il y ait une contraction musculaire : il faut une interaction entre l'actine et la myosine, régulée par le calcium ; puis les têtes de myosine doivent fléchir vers l'intérieur pour rétrécir la taille du sarcomère ; et enfin le système doit convertir l'énergie chimique en énergie mécanique.

La contraction musculaire est déclenchée par la transmission d'un potentiel d'action, un signal électrique qui se propage par les nerfs, des nerfs moteurs au muscle. Cette transmission provoque une dépolarisation locale. La transmission a lieu à la jonction neuromusculaire, qui constitue la connexion entre le système nerveux et le système musculaire. Le potentiel d'action déclenche l'afflux de calcium, qui provoque l'excitation des fibres musculaires.

## **A.5 Fonctions tendineuses**

Les tendons sont principalement constitués d'un tissu conjonctif fibreux appelé fibres de collagène. Contrairement aux muscles, les tendons ne sont pas innervés et constituent donc une structure passive. La fonction principale des tendons est la transmission de la force produite dans les muscles vers les os. Cette transmission de force provoque ainsi le mouvement du squelette.

## Détails sur les machines à vecteurs de support pour la régression

Les machines à vecteur de support (SVM) constituent une méthode populaire pour la classification et la régression qui fait partie des méthodes supervisées du machine learning. Elle a été développée par Vapnik (1995). L'une de ses implémentations repose sur les SVM insensibles à l'épsilon ( $\epsilon$ -SVM) aussi connues sous le nom de L1-Loss. L'idée de base est de trouver une fonction  $f(x)$  capable de transformer des données d'entrée  $x$  en donnée objectif  $y$  qui ne varie pas plus que  $\epsilon$  pour chaque point de mesure et qui reste la plus plate possible (Smola and Schölkopf, 2004). On suppose que l'on a un jeu de données  $x_n$  multivariées de  $N$  observations avec  $y_n$  les réponses associées. On cherche une fonction linéaire telle que :

$$f(x) = x^t \beta + b \quad (\text{B.1})$$

et aussi plate que possible. Cela revient à minimiser un problème d'optimisation convexe :

$$\begin{aligned} \min_{\beta} \quad & J(\beta) = \frac{1}{2} \|\beta\|^2 \\ \text{s.c.} \quad & \forall n, |y_n - (x_n^t \beta + b)| \leq \epsilon \end{aligned} \quad (\text{B.2})$$

En revanche, il est possible qu'il n'existe pas de solution satisfaisant cette contrainte en tout point. Pour cela, des variables ressorts  $\xi_n$  et  $\xi_n^*$  sont introduites pour tout point  $x$ . Ainsi, ces variables ressorts dites "slack variables" en anglais autorisent les erreurs de régression. On construit une fonction objectif, connue comme la formulation primale :

$$\begin{aligned} \min_{\beta, \xi, \xi^*} \quad & J(\beta, \xi, \xi^*) = \frac{1}{2} \|\beta\|^2 + C \sum_{n=1}^N (\xi_n + \xi_n^*) \\ \text{s.c.} \quad & \forall n, y_n - (x_n^t \beta + b) \leq \epsilon + \xi_n \\ & \forall n, (x_n^t \beta + b) - y_n \leq \epsilon + \xi_n^* \\ & \forall n, \xi_n \geq 0 \quad \xi_n^* \geq 0 \end{aligned} \quad (\text{B.3})$$

La constante  $C$  est un terme d'équilibrage dit "box constraint" en anglais. Il contrôle les pénalités imposées aux valeurs en dehors de la marge  $\epsilon$  pour éviter l'overfitting (sur-apprentissage). Cette valeur sert à trouver un compromis entre une courbe  $f(x)$  plate et les valeurs qui sont tolérées au-dessus de  $\epsilon$ . La fonction de perte ("loss") insensible à l' $\epsilon$ , voir figure B.0.1, ignore l'erreur pour une valeur inférieure ou égale à  $\epsilon$  :

$$L_\epsilon = \begin{cases} 0 & \text{si } |y - f(x)| \leq \epsilon \\ |y - f(x)| - \epsilon & \text{sinon} \end{cases} \quad (\text{B.4})$$

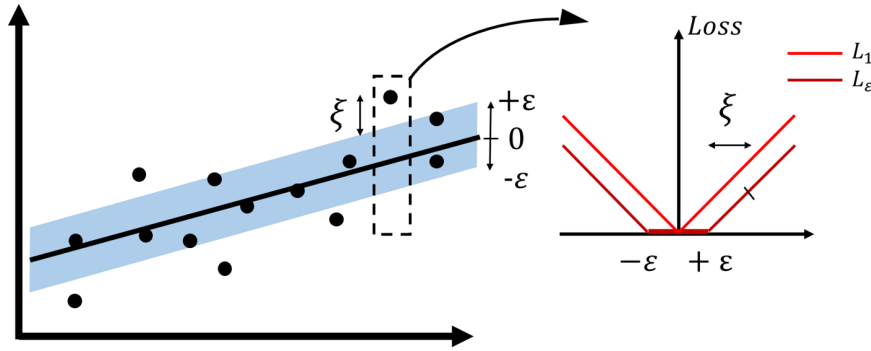


FIGURE B.0.1 – Schéma de la fonction de perte pour l' $\epsilon$ -SVM, adapté de Smola and Schölkopf (2004), pour le cas d'une régression linéaire. À gauche, on présente des points de mesures qui sont dans un intervalle  $\epsilon$  en bleu par rapport à une droite et les autres points qui sont à une distance  $\xi$  de cette marge. À droite, on présente des fonctions de perte. La fonction  $L_1$  correspond à une fonction de perte linéaire et la fonction  $L_\epsilon$  est nulle quand l'erreur est dans la marge  $[-\epsilon, +\epsilon]$

Le problème d'optimisation présenté plus haut se résout plus facilement sous sa forme duale et permet d'étendre les SVM à des fonctions non-linéaires. Développons ce problème d'optimisation sous la forme standard duale avec les multiplicateurs de Lagrange (Fletcher, 2000). Le but est de construire une fonction de Lagrange à partir de la formulation primale. Ainsi, on peut écrire :

$$\begin{aligned} L(\beta, b, \xi_n, \xi_n^*) = & \frac{1}{2} \|\beta\|^2 + C \sum_{n=1}^N (\xi_n + \xi_n^*) \\ & - \sum_{n=1}^N (\eta_n \xi_n + \eta_n^* \xi_n^*) \\ & - \sum_{n=1}^N \alpha_n (\epsilon + \xi_n - y_n + (\mathbf{x}_n^t \beta + b)) \\ & - \sum_{n=1}^N \alpha_n^* (\epsilon + \xi_n^* + y_n - (\mathbf{x}_n^t \beta + b)) \end{aligned} \quad (\text{B.5})$$

Avec  $L$  le Lagrangien et les multiplicateurs de Lagrange  $(\eta_n, \eta_n^*, \alpha_n, \alpha_n^*) \geq 0$ . D'après les conditions du point selle, les dérivées du Lagrangien  $L$  par rapport aux variables primales  $(\beta, b, \xi_n, \xi_n^*)$  sont nulles :

$$\frac{\partial L}{\partial \beta} = \beta + \sum_{n=1}^N \mathbf{x}_n (\alpha_n^* - \alpha_n) = 0 \quad (\text{B.6})$$

$$\frac{\partial L}{\partial b} = \sum_{n=1}^N (\alpha_n^* - \alpha_n) = 0 \quad (\text{B.7})$$

$$\frac{\partial L}{\partial \xi_n^{(*)}} = C - \alpha_n^{(*)} - \eta_n^{(*)} = 0 \quad (\text{B.8})$$

$$(\text{B.9})$$

En remplaçant B.6, B.7, B.8 dans B.5, On obtient le problème d'optimisation dual :

$$\begin{aligned} \min_{\alpha, \alpha^*} \quad & L(\alpha, \alpha^*) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*)(\alpha_j - \alpha_j^*) \mathbf{x}_i^t \mathbf{x}_j + \epsilon \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) + \sum_{i=1}^N \mathbf{x}_i (\alpha_i^* - \alpha_i) \\ \text{s.c.} \quad & \sum_{j=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) = 0 \text{ and } \alpha_i^{(*)} \in [0, C] \end{aligned} \quad (\text{B.10})$$

Les multiplicateurs de Lagrange  $(\eta_n, \eta_n^*)$  ont été éliminés. On peut identifier  $\beta$  qui est une combinaison linéaire des données d'entrée  $\mathbf{x}$  tel que :

$$\beta = \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) \mathbf{x}_i \quad (\text{B.11})$$

À l'issue du problème d'optimisation, la fonction B.1 s'écrit :

$$f(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) \mathbf{x}_i^t \mathbf{x} + b \quad (\text{B.12})$$

Certains problèmes de régression ne peuvent pas être résolus avec un modèle linéaire. Dans ce cas, on peut étendre la formulation duale B.10 avec un noyau non-linéaire en remplaçant le produit scalaire  $\mathbf{x}_1^t \mathbf{x}_2$  par une fonction non-linéaire  $G(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$  tel que :

$$\begin{aligned} \min_{\alpha, \alpha^*} \quad & L(\alpha, \alpha^*) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*)(\alpha_j - \alpha_j^*) G(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) + \epsilon \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) + \sum_{i=1}^N \mathbf{x}_i (\alpha_i^* - \alpha_i) \\ \text{s.c.} \quad & \sum_{j=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) = 0 \text{ and } \alpha_i^{(*)} \in [0, C] \end{aligned} \quad (\text{B.13})$$

Ici, la fonction s'écrit de la manière suivante :

$$f(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N (\alpha_i - \alpha_i^*) G(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}) + b \quad (\text{B.14})$$

Il existe plusieurs fonctions noyau :

$$G(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \mathbf{x}_j^t \mathbf{x}_i \quad (\text{B.15})$$

$$G(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = e^{-\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|^2} \quad (\text{B.16})$$

$$G(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = (1 + \mathbf{x}_j^t \mathbf{x}_i)^q, \text{ où } q \in \mathbb{N}^* \quad (\text{B.17})$$



## Optimisation des axes de rotation

Considérons l'axe de l'articulation du genou avec une liaison pivot, voir figure C.0.1.

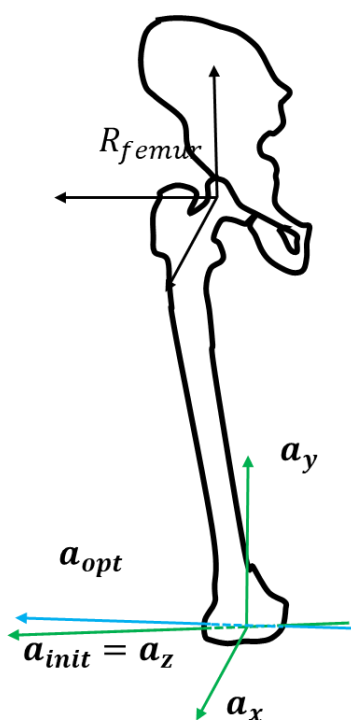


FIGURE C.0.1 – Illustration de l'optimisation de l'axe d'orientation  $a_{opt}$ .

L'axe articulaire a deux propriétés principales : une position dans le repère du segment et un vecteur de direction initiale appelé  $a_{init}$ . Dans notre cas, l'axe de l'articulation  $a_{init}$  est défini

dans le repère du segment fémoral  $R_{\text{fémur}}$  et il est orienté en  $z$ .

$$R_{\text{fémur}} a_{\text{init}} = R_{\text{fémur}} a_z = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{C.1})$$

Deux axes orthogonaux à l'axe articulaire sont nécessaires pour faire tourner l'axe articulaire. Ces deux axes sont ici définis par  $a_x$  orienté selon  $x$  et  $a_y$  orienté selon  $y$  dans  $R_{\text{fémur}}$ . Ainsi, on peut écrire  $[R_{a_x, \alpha_1}]$  une première matrice de rotation selon l'axe  $a_x$ , et d'angle  $\alpha_1$ , et  $[R_{a_y, \alpha_2}]$  une seconde matrice de rotation selon l'axe  $a_y$ , et l'angle  $\alpha_2$ . Ces deux matrices de rotation permettent de calculer un axe d'articulation optimisé avec  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  comme inconnues du problème d'optimisation :

$$R_{\text{fémur}} a_{\text{opt}} = [R_{a_x, \alpha_1}][R_{a_y, \alpha_2}] R_{\text{fémur}} a_{\text{init}} \quad (\text{C.2})$$

Considérons un axe  $a$  inconnu. Dans le cas présent, l'axe  $a$  n'est pas orienté vers  $z$ . Deux axes orthogonaux à  $a$  sont nécessaires car il existe un nombre infini de combinaisons pour choisir ces axes. On choisit l'axe  $a_f$  du segment correspondant à la plus grande composante de l'axe de l'articulation. L'axe de rotation  $u_r$  qui permet de transformer  $a_f$  en  $a$  par une seule rotation est calculé avec le produit vectoriel  $u_r = (a_f \times a) / |a_f \times a|$ . L'axe de rotation  $u_r$  est notre premier axe orthogonal à  $a$ . Le deuxième axe orthogonal est calculé comme  $v_r = a u_r$ . Dans ce cas, cela mène à :

$$R_{\text{fémur}} a_{\text{opt}} = [R_{v_r, \alpha_1}][R_{u_r, \alpha_2}] R_{\text{fémur}} a_{\text{init}} \quad (\text{C.3})$$

Enfin, les paramètres  $\alpha_1, \alpha_2$  sont inclus dans le schéma d'optimisation dans la section 5.2.2.

## Publications & communications

### Revues internationales

- Puchaud, P., Hybois, S., Lombart, A., Bascou, J., Pillet, H., Fodé, P., Sauret, C., 2019c. On the influence of the shoulder kinematic chain on joint kinematics and musculotendon lengths during wheelchair propulsion estimated from multibody kinematics optimization. *Journal of Biomechanical Engineering* 141, 1–10
- Hybois, S., Puchaud, P., Bourgain, M., Lombart, A., Bascou, J., Lavaste, F., Fodé, P., Pillet, H., 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
- Muller, A., Pontonnier, C., Puchaud, P., Dumont, G., 2019b. CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation. *Journal of Open Source Software* 4, 2–4
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2020b. 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, 114–125

### Congrès internationaux avec comité de lecture

- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2018a. Evaluation of geometrically calibrated segment lengths : preliminary results on inter-hip, femur and shank cases, in : 3DAHM 2018 - XV International Symposium on 3D Analysis of Human Movement, Salford, United Kingdom.. pp. 1–2, *Présentation Orale*
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2018b. Preliminary comparison of EOS-derived and geometrically calibrated segment lengths : inter-hip and femur cases, in : WCB 2018 - 8th World Congress of Biomechanics, Dublin, Ireland. pp. 1–2, *Présentation Orale*

- Puchaud, P., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2019a. A case study with custom : a comparison of normal and altered gait with an ankle brace, in : ESB 2019 - 25th Congress of the European Society of Biomechanics, Vienne, Austria. pp. 1–1, *Présentation Orale*

### **Congrès internationaux avec comité de lecture et actes publiés**

- Puchaud, P., Kirchhofer, S., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2021. Dimension Reduction of Anthropometric Measurements with Support Vector Machine for Regression : Application to a French Military Personnel Database, in : Cassenti, D., Scataglini, S., Rajulu, S., Wright, J. (Eds.), AHFE 2020 : Advances in Simulation and Digital Human Modeling, vol 1206. Springer, Cham, pp. 301–308, *Présentation Orale*

### **Congrès nationaux avec comité de lecture et actes publiés**

- Puchaud, P., Hybois, S., Siegel, A., Bascou, J., Pillet, H., Sauret, C., 2017. Tracking the scapula motion through multibody kinematics optimisation to study manual wheelchair propulsion, in : Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Taylor & Francis, Reims, France. pp. 171–172, *Présentation Orale*
- Hybois, S., Lombart, A., Puchaud, P., Bascou, J., Lavaste, F., Pillet, H., Sauret, C., 2017. Effects of ellipsoid parameters on scapula motion during manual wheelchair propulsion based on multibody kinematics optimization. A preliminary study, in : Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Taylor & Francis, Reims, France. pp. 107–108
- Puchaud, P., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2019b. Knee Torque Generation Capacities Modelled With Physiological Torque-Angle-Velocity Relationships, in : Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Poitiers, France, *Présentation Orale*
- Puchaud, P., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2020a. Generic kinematical models of the French soldier from a clustered anthropometric database, in : Accepted in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, France, Metz, *Présentation Orale*

### **Communications diverses**

- Puchaud P. Generic Modelling of the soldier. *CapTech meeting Human Factors à l'Agence Innovation Défense de Paris*, 23 octobre 2019
- Puchaud P. Qu'est-ce qu'un chercheur en biomécanique ? *19ème Congrès des jeunes chercheurs des écoles élémentaires catholiques à la Tessouale*, mars 2019

## Bibliographie

- Ackland, T.R., Blanksby, B.A., Bloomfield, J., 1988. Inertial characteristics of adolescent male body segments. *Journal of Biomechanics* 21, 319–327.
- Alcazar, J., Csapo, R., Ara, I., Alegre, L.M., 2019. On the shape of the force-velocity relationship in skeletal muscles : The linear, the hyperbolic, and the double-hyperbolic. *Frontiers in Physiology* 10, 1–21.
- An, K.N., Takahashi, K., Harrigan, T.P., Chao, E.Y., 1984. Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of biomechanical engineering* 106, 280–2.
- Andersen, K.A., Grimshaw, P.N., Kelso, R.M., Bentley, D.J., 2016. Musculoskeletal Lower Limb Injury Risk in Army Populations.
- Andersen, M.S., Benoit, D.L., Damsgaard, M., Ramsey, D.K., Rasmussen, J., 2010a. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis ? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of Biomechanics* 43, 268–273.
- Andersen, M.S., Damsgaard, M., MacWilliams, B., Rasmussen, J., 2010b. A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13, 171–183.
- Andersen, M.S., Damsgaard, M., Rasmussen, J., 2009. Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12, 371–384.
- Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M.A., 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity : Model development and application to the lower limb. *Journal of Biomechanics* 40, 3105–3113.
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2001. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics* 34, 153–161.

- Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L., 2010. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering* 38, 269–279. s10439-009-9852-5.
- Arunachalam, M., Singh, A.K., Karmakar, S., 2020. Determination of the key anthropometric and range of motion measurements for the ergonomic design of motorcycle. *Measurement : Journal of the International Measurement Confederation* 159, 107751.
- Asuero, A.G., Sayago, A., González, A.G., 2006. The correlation coefficient : An overview. *Critical Reviews in Analytical Chemistry* 36, 41–59.
- Atchonouglo, E., Vallée, C., Monnet, T., Fortuné, D., 2008. Identification of the ten inertia parameters of a rigid body. *Journal of Applied Mathematics and Mechanics* 72, 22–25.
- Attwells, R.L., Birrell, S.A., Hooper, R.H., Mansfield, N.J., 2006. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics* 49, 1527–1537.
- Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., Ballay, Y., Van Hoecke, J., 2002. EMG activity and voluntary activation during knee-extensor concentric torque generation. *European Journal of Applied Physiology* 86, 541–547.
- Bae, T.S., Loan, P., Choi, K., Hong, D., Mun, M.S., 2010. Estimation of muscle response using three-dimensional musculoskeletal models before impact situation : A simulation study. *Journal of Biomechanical Engineering* 132, 1–7.
- Bakke, D., Besier, T., 2020. Shape model constrained scaling improves repeatability of gait data. *Journal of Biomechanics* 107, 109838.
- Bartels, W., Demol, J., Gelaude, F., Jonkers, I., Vander Sloten, J., 2015. Computed tomography-based joint locations affect calculation of joint moments during gait when compared to scaling approaches. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18, 1238–1251.
- Bauer, J.J., Pavol, M.J., Snow, C.M., Hayes, W.C., 2007. MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry. *Journal of Biomechanics* 40, 2904–2910.
- Bayoglu, R., Geeraedts, L., Groenen, K.H., Verdonchot, N., Koopman, B., Homminga, J., 2017. Twente spine model : A complete and coherent dataset for musculo-skeletal modeling of the thoracic and cervical regions of the human spine. *Journal of Biomechanics* 58, 52–63.
- Bedard, S., Tack, D., Pageau, G., Ricard, B., Rittenhouse, M., 2011. Initial Evaluation of the Dermoskeleton Concept : Application of Biomechatronics and Artificial Intelligence to Address the Soldiers Overload Challenge., in : *Emerged/Emerging “Disruptive” Technologies*. RTO, Madrid, Spain. chapter 11, pp. 1–13.
- Begon, M., Andersen, M.S., Dumas, R., 2017. Multibody kinematic optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics : a systematic review. *Journal of Biomechanical Engineering* 140, 1–11.

- Bélaïse, C., Michaud, B., Boucher, M., Begon, M., 2018. Do relevant shear forces appear in isokinetic shoulder testing to be implemented in biomechanical models? *Journal of Biomechanics* 72, 241–246.
- Benouaich, L., 2015. Analyse biomécanique de l'appui sportif : contributions méthodologiques et application au saut en kung-fu wushu. Ph.D. thesis. Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers ParisTech.
- Bigard, X., Cravic, J.Y., Banzet, S., 2010. Prévention des risques liés à la préparation physique du militaire : synthèse des connaissances actuelles. *Médecine et armées* 38, 7–16.
- Billing, D.C., Silk, A.J., Tofari, P.J., Hunt, A.P., 2015. Effects of military load carriage on susceptibility to enemy fire during tactical combat movements. *Journal of Strength and Conditioning Research* 29, S134–S138.
- Birrell, S.A., Haslam, R.A., 2009. Subjective Skeletal Discomfort Measured Using a Comfort Questionnaire Following a Load Carriage Exercise. *Military Medicine* 174, 177–182.
- Birrell, S.A., Hooper, R.H., Haslam, R.A., 2007. The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait and Posture* 26, 611–614.
- Blanchonette, P., 2013. Vehicle Anthropometric Specification. Technical Report. Air Operations Division Defence Science and Technology Organisation. Fishermans Bend, Victoria 3207 Australia.
- Blemker, S.S., Asakawa, D.S., Gold, G.E., Delp, S.L., 2007. Image-based musculoskeletal modeling : Applications, advances, and future opportunities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 25, 441–451.
- Bloom, D.B., Woodhull-McNeal, A.P., 1987. Postural adjustments while standing with two types of loaded backpack. *Ergonomics* 30, 1425–1430.
- Bobbert, M.F., Gerritsen, K.G., Litjens, M.C., Van Soest, A.J., 1996. Why is countermovement jump height greater than squat jump height?
- Bobby Marinov, 2017. Types And Classifications of Exoskeletons Exoskeleton Report.
- Boffey, D., Harat, I., Gepner, Y., Frosti, C.L., Funk, S., Hoffman, J.R., 2019. The Physiology and Biomechanics of Load Carriage Performance. *Military Medicine* 184, E83–E90.
- van den Bogert, A.J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., Hardin, E.C., 2013. A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Medical & Biological Engineering & Computing* 51, 1069–1077.
- van den Bogert, A.J., Smith, G.D., Nigg, B.M., 1994. In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex : An optimization approach. *Journal of Biomechanics* 27, 1477–1488.

- Bonnet, V., Richard, V., Camomilla, V., Venture, G., Cappozzo, A., 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.
- Boulware, D.R., Forgey, W.W., Martin, W.J., 2003. Medical risks of wilderness hiking. *American Journal of Medicine* 114, 288–293.
- Brand, R.A., Crowninshield, R.D., Wittstock, C.E., Pedersen, D.R., Clark, C.R., van Krieken, F.M., 1982. A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy. *Journal of Biomechanical Engineering* 104, 304–310.
- Brown, C., McPhee, J., 2020. Predictive forward dynamic simulation of manual wheelchair propulsion on a rolling dynamometer. *Journal of Biomechanical Engineering* 142.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Cutti, A.G., Fantozzi, S., Stagni, R., Vannozzi, G., 2017a. Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis : A systematic review.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., 2006. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics* 39, 1096–1106.
- Camomilla, V., Dumas, R., Cappozzo, A., 2017b. Human movement analysis : the soft tissue artefact issue. *Journal of Biomechanics* 62, 1–4.
- Carbone, V., 2016. Subject specific lower extremity modeling personalization of MS models using medical imaging and functional measurements. Ph.D. thesis. University of Twente. arXiv:1011.1669v3.
- Carbone, V., Fluit, R., Pellikaan, P., van der Krogt, M.M., Janssen, D., Damsgaard, M., Vigneron, L., Feilkas, T., Koopman, H.F.J.M., Verdonschot, N., 2015. TLEM 2.0 - A comprehensive musculoskeletal geometry dataset for subject-specific modeling of lower extremity. *Journal of Biomechanics* 48, 734–741.
- Carlton, S.D., Orr, R.M., 2014. The impact of occupational load carriage on carrier mobility : a critical review of the literature. *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE* 20, 33–41.
- Catelli, D.S., Wesseling, M., Jonkers, I., Lamontagne, M., 2019. A musculoskeletal model customized for squatting task. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22, 21–24.
- Chaibi, Y., Cresson, T., Aubert, B., Hausselle, J., Neyret, P., Hauger, O., de Guise, J.A., Skalli, W., 2012. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15, 457–466.



- Chang, J., Chablat, D., Fouad, B., Ma, L., Bennis, F., 2018. Using 3D Scan to Determine Human Body Segment Mass in OpenSim Model, in : International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management, pp. 29–40. 1805.05330.
- Chang, Y.W., Su, F.C., Wu, H.W., An, K.N., 1999. Optimum length of muscle contraction. *Clinical Biomechanics* 14, 537–542.
- Charles, J.P., Grant, B., Août, K.D., Bates, K.T., 2020. Subject-specific muscle properties from diffusion tensor imaging significantly improve the accuracy of musculoskeletal models. *Journal of Anatomy* , 1–19.
- Charles, J.P., Sunti, F., Anderst, W.J., 2019. In vivo human lower limb muscle architecture dataset obtained using diffusion tensor imaging. *PLoS ONE* 14, 1–18.
- Chen, S.C., Hsieh, H.J., Lu, T.W., Tseng, C.H., 2011. A method for estimating subject-specific body segment inertial parameters in human movement analysis. *Gait & Posture* 33, 695–700.
- Cheng, C.K., Chen, H.H., Chen, C.S., Lee, C.L., Chen, C.Y., 2000. Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics* 15, 559–566.
- Chèze, L., Moissenet, F., Dumas, R., 2015. State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité* , 7–17.
- Clauser, C.E., McConville, J.T., Young, J.W., 1969. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base. OH.
- Cleather, D.J., Bull, A.M., 2015. The development of a segment-based musculoskeletal model of the lower limb : Introducing FREEBODY. *Royal Society Open Science* 2, 140449.
- Clément, J., Dumas, R., Hagemester, N., 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, 3796–3802.
- Coalition Task Force 82 and Coalition Joint Task Force 180, 2010. The Modern Warrior's Combat Load - Dismounted Operations in Afghanistan. Technical Report. CreateSpace Independent Publishing Platform. Scott Valley, CA.
- Cootes, T., Taylor, C., Cooper, D., Graham, J., 1995. Active Shape Model - Their Training and Application. *Computer Vision and Image Understanding* 61, 38–59.
- Correa, T.A., Baker, R., Kerr Graham, H., Pandy, M.G., 2011. Accuracy of generic musculoskeletal models in predicting the functional roles of muscles in human gait. *Journal of Biomechanics* 44, 2096–2105.
- Couvertier, M., Lacouture, P., Monnet, T., 2018. Identification des Paramètres Inertiels Segmentaires. Ph.D. thesis. Université de Poitiers.

- Crowell, H.P., Kanagaki, G.B., Meghan, P., Donovan, O., Haynes, C.A., Park, J.h., Jennifer, M., Hennessy, E.R., Boynton, A.C., Blake, K., Tweedell, A.J., Girolamo, H.J., 2018. Methodologies for Evaluating the Effects of Physical Augmentation Technologies on Soldier Performance. Technical Report. US Army Research Laboratory.
- Crowell, H.P., Park, J.H., Haynes, C.A., Neugebauer, J.M., Boynton, A.C., 2019. Design, Evaluation, and Research Challenges Relevant to Exoskeletons and Exosuits : A 26-Year Perspective From the U.S. Army Research Laboratory. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* 7, 199–212.
- Crowell, H.P.I., Boynton, A.C., Mungiole, M., 2002. Exoskeleton Power and Torque Requirements Based on Human Biomechanics. Technical Report November. U.S. Army Research Laboratory Human Research & Engineering Directorate.
- Crowninshield, R.D., Brand, R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* 14, 793–801. 0021-9290(81)90035-x.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M., 2006. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory* 14, 1100–1111.
- Danneskiold-Samsøe, B., Bartels, E.M., Bülow, P.M., Lund, H., Stockmarr, A., Holm, C.C., Wätjen, I., Appleyard, M., Bliddal, H., 2009. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiologica* 197, 1–68.
- Davico, G., Pizzolato, C., Killen, B.A., Barzan, M., Suwarganda, E.K., Lloyd, D.G., Carty, C.P., 2019. Best methods and data to reconstruct paediatric lower limb bones for musculoskeletal modelling. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* .
- De Groote, F., Pipeleers, G., Jonkers, I., Demeulenaere, B., Patten, C., Swevers, J., De Schutter, J., 2009. A physiology based inverse dynamic analysis of human gait : Potential and perspectives. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12, 563–574.
- De Groote, F., Van Campen, A., Jonkers, I., 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, 1876–1883.
- Dean, J.C., Kuo, A.D., Alexander, N.B., 2004. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 59, 286–292.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4 : Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics.
- Delp, S.L., 1990. Surgery simulation : A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb. Ph.D. thesis. Stanford University.

- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 54, 1940–50.
- Dembia, C.L., Bianco, N.A., Falisse, A., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2019. OpenSim Moco : Musculoskeletal optimal control. *bioRxiv* , 839381.
- Dembia, C.L., Silder, A., Uchida, T.K., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2017. Simulating ideal assistive devices to reduce the metabolic cost of walking with heavy loads. *Plos One* 12, e0180320.
- Dempster, W.T., 1955. Space Requirements of the Seated Operator. *Am. J. Phys. Anthro* 22, 1–254.
- Derrick, T.R., van den Bogert, A.J., Cereatti, A., Dumas, R., Fantozzi, S., Leardini, A., Bogert, A.J.V.D., Cereatti, A., Fantozzi, S., Leardini, A., 2019. ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis. *Journal of Biomechanics* , 109533.
- van Dijk, J., 2009. Common Military Task : Marching, in : RTO/NATO (Ed.), *Optimizing Operational Physical Fitness*. chapter 3, pp. 1–43.
- Ding, C., He, X., 2004. K-means clustering via principal component analysis. *Proceedings, Twenty-First International Conference on Machine Learning, ICML 2004* , 225–232.
- Ding, Z., Tsang, C.K., Nolte, D., Kedgley, A.E., Bull, A.M., 2019. Improving musculoskeletal model scaling using an anatomical atlas : the importance of gender and anthropometric similarity to quantify joint reaction forces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* PP, 1–1.
- Drillis, R., Contini, R., Bluestein, M., 1964. Body Segment Parameters, A Survey of Measurement Techniques. *Artificial limbs* 25, 44–66.
- D’Souza, S., Rasmussen, J., Schwirtz, A., 2012. Multiple linear regression to develop strength scaled equations for knee and elbow joints based on age, gender and segment mass. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation* 3, 32.
- Duby, C., Robin, S., . *Analyse en Composantes Principales*.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., De Guise, J.A., 2005. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52, 1756–1763.
- Dumas, R., Cheze, L., Moissenet, F., 2019. Multibody optimisations : From kinematic constraints to knee contact forces and ligament forces, in : Venture, G., Laumond, J., Watier, B. (Eds.), *Biomechanics of Anthropomorphic Systems*. Springer Tracts in Advanced Robotics. Springer, Cham. volume 124, pp. 65–89.
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40, 543–553.

- Dupré, T., Dietzsch, M., Komnik, I., Potthast, W., David, S., 2018. Agreement of measured and calculated muscle activity during highly dynamic movements modelled with a spherical knee joint. *Journal of Biomechanics* .
- Durkin, J.L., 2003. Analysis of Body Segment Parameter Differences Between Four Human Populations and the Estimation Errors of Four Popular Mathematical Models. *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 515.
- Eckhoff, D.G., Bach, J.M., Spitzer, V.M., Reinig, K.D., Bagur, M.M., Baldini, T.H., Rubinstein, D., Humphries, S., 2003. Three-dimensional morphology and kinematics of the distal part of the femur viewed in virtual reality : Part II. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 85, 97–104.
- Ellena, T., Skals, S., Subic, A., Mustafa, H., Pang, T.Y., 2017. 3D digital headform models of Australian cyclists. *Applied Ergonomics* 59, 11–18.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics* 22, 131–154.
- Falisse, A., Van Rossom, S., Jonkers, I., De Groote, F., 2017. EMG-Driven Optimal Estimation of Subject-SPECIFIC Hill Model Muscle-Tendon Parameters of the Knee Joint Actuators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 64, 2253–2262. TBME.2016.2630009.
- Featherstone, R., 2008. *Rigid Body Dynamics Algorithms*.
- Fernandez, J., Yeung, S., Swee, A., Schneider, M., Besier, T., Zhang, J., 2018. On the use of population-based statistical models in biomechanics. volume 1-3. Elsevier.
- Fletcher, R., 2000. *Practical Methods of Optimization*. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, West Sussex England.
- Frey-Law, L.A., Laake, A., Avin, K.G., Heitsman, J., Marler, T., Abdel-Malek, K., 2012. Knee and Elbow 3D Strength Surfaces : Peak Torque-Angle-Velocity Relationships. *Journal of Applied Biomechanics* 28, 726–737.
- Fritz, J., Kröll, J., Schwameder, H., 2019. Influence of body segment parameter estimation on calculated ground reaction forces in highly dynamic movements. *Journal of Biomechanics* 84, 11–17.
- Fuentes, S., 2011. Les troubles musculo-squelettiques chez le combattant. Étude des prévalences et des facteurs de risques au sein de quatre régiments de l'Armée de Terre de la région Terre Nord-Est. Ph.D. thesis. Université de Lorraine.
- Futamura, S., Bonnet, V., Dumas, R., Venture, G., 2017. A sensitivity analysis method for the body segment inertial parameters based on ground reaction and joint moment regressor matrices.

- Garner, B.A., 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, 93–126.
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2003. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering* 31, 207–220.
- Gasparutto, X., Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V., Dumas, R., 2015. Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. *Journal of Biomechanics* 48, 1141–1146.
- Goh, J.H., Thambyah, A., Bose, K., 1998. Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking, in : *Clinical Biomechanics*, Elsevier Sci Ltd. pp. S26–S31.
- Gordon, C.C., Blackwell, C.L., Bradtmiller, B., Parham, J.L., Barrientos, P., Paquette, S.P., Corner, B.D., Carson, J.M., Venezia, J.C., Rockwell, B.M., Others, 2014. 2012 anthropometric survey of US army personnel : methods and summary statistics. Technical Report. Army Natick Soldier Research Development and Engineering Center MA.
- Gordon, C.C., Churchill, T., Clauser, C., Bradtmiller, B., McConville, J.T., Ilse, T., Walker, R.A., 1989. ANTHROPOMETRIC SURVEY OF U.S. ARMY PERSONNEL. Technical Report march. United States Army Natick Research, Development and Engineering Center. Natick, MA.
- Haering, D., Pontonnier, C., Bideau, N., Nicolas, G., Dumont, G., 2017. Task Specific Maximal Elbow Torque Model For Ergonomic Evaluation , in : XXVI Congress of the International Society of Biomechanics, Brisbane, Australia.
- Haering, D., Pontonnier, C., Bideau, N., Nicolas, G., Dumont, G., 2019. Using Torque-Angle and Torque-Velocity Models to Characterize Elbow Mechanical Function : Modeling and Applied Aspects. *Journal of Biomechanical Engineering* 141, 084501.
- Halonen, K.S., Dzialo, C.M., Mannisi, M., Venäläinen, M.S., De Zee, M., Andersen, M.S., 2017. Workflow assessing the effect of gait alterations on stresses in the medial tibial cartilage - Combined musculoskeletal modelling and finite element analysis. *Scientific Reports* 7, 17396.
- Hamner, S.R., Delp, S.L., 2013. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics* 46, 780–787.
- Handsfield, G.G., Meyer, C.H., Hart, J.M., Abel, M.F., Blemker, S.S., 2014. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *Journal of Biomechanics* 47, 631–638. [j.jbiomech.2013.12.002](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.002).
- Hansen, C., Venture, G., Rezzoug, N., Gorce, P., Isableu, B., 2014. An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces. *Journal of Biomechanics* 47, 1577–1581.

- Hara, R., McGinley, J., Briggs, C., Baker, R., Sangeux, M., 2016. Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. *Scientific Reports* 6, 1–9.
- Harman, E., Han, K.H., Frykman, P., Johnson, M., Russell, F., Rosenstein, M., 1992. The Effects On Gait Timing, Kinetics, And Muscle Activity Of Various Loads Carried On The Back. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 24, S129.
- Harrington, M.E., Zavatsky, A.B., Lawson, S.E.M., Yuan, Z., Theologis, T.N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics* 40, 595–602.
- Hasson, C.J., Caldwell, G.E., 2012. Effects of age on mechanical properties of dorsiflexor and plantarflexor muscles. *Annals of Biomedical Engineering* 40, 1088–1101.
- Hatze, H., 1981. Estimation of Myodynamic Parameter Values from Observations on Isometrically Contracting Muscle Groups. *Eur J Appl Physiol* 46, 325–338.
- Haykin, S., 2008. *Neural Networks and Learning Machines*. volume 3. Prentice-Hall, Inc. Upper Saddle River, NJ, USA ©2007.
- Heglund, N.C., Willems, P.A., Penta, M., Cavagna, G.A., 1995. Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature* 375, 52–54.
- Heinen, F., Søren, S.N., King, M., Lewis, M., Lund, M.E., Rasmussen, J., de Zee, M., Sørensen, S.N., King, M., Lewis, M., Lund, M.E., Rasmussen, J., de Zee, M., 2019. Muscle-Tendon Unit Parameter Estimation of a Hill-Type Musculoskeletal Model Based on Experimentally Obtained Subject-Specific Torque Profiles. *Journal of Biomechanical Engineering* 141, 061005.
- Herzog, W., 1988. The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *Journal of Biomechanics* 21, 5–12.
- Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 126, 136–195.
- Ho Hoang, K.L., Mombaur, K., 2015. Adjustments to de Leva-anthropometric regression data for the changes in body proportions in elderly humans. *Journal of Biomechanics* 48, 3741–3745.
- Hoffmann, M., Begon, M., Abdelnour, R., Duprey, S., 2019. Changes in shoulder muscle geometry at different level of isometric contraction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22, S203–S205.
- Holewijn, M., Lotens, W.A., 1992. The influence of backpack design on physical performance. *Ergonomics* 35, 149–157.
- Holzbaur, K.R.S., Murray, W.M., Delp, S.L., 2005. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering* 33, 829–840.

- Huang, T.W.P., Kuo, A.D., 2014. Mechanics and energetics of load carriage during human walking. *Journal of Experimental Biology* 217, 605–613.
- Hug, F., Lacourpaille, L., Maïsetti, O., Nordez, A., 2013. Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles. *Journal of Biomechanics* 46, 2534–2538.
- Hulley, S., Cummings, S., Browner, W., Grady, D., Newman, T., 2007. Estimating Sample Size and Power : Applications and Examples, in : Lippincott Williams & Wilkins (Ed.), *Designing Clinical Research*. Philadelphia, PA. chapter 6, 3rd edition. pp. 65–94.
- Hussain, S.J., Frey-Law, L., 2016. 3D strength surfaces for ankle plantar- and dorsi-flexion in healthy adults : an isometric and isokinetic dynamometry study. *Journal of Foot and Ankle Research* 9, 43.
- Huxley, A.F., 1957. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in biophysics and biophysical chemistry* 7, 255–318.
- Huysmans, T., Goto, L., Molenbroek, J., Goossens, R., 2020. DINED Mannequin. *Tijdschrift voor Human Factors* 45, 4–7.
- Hybois, S., 2019. Approche numérique pour l’optimisation personnalisée des réglages d’un fauteuil roulant manuel. Ph.D. thesis. ParisTech.
- Hybois, S., Lombart, A., Puchaud, P., Bascou, J., Lavaste, F., Pillet, H., Sauret, C., 2017. Effects of ellipsoid parameters on scapula motion during manual wheelchair propulsion based on multibody kinematics optimization. A preliminary study, in : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Taylor & Francis, Reims, France. pp. 107–108.
- Hybois, S., Puchaud, P., Bourgain, M., Lombart, A., Bascou, J., Lavaste, F., Fodé, P., Pillet, H., 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.
- Imad Dabbura, 2018. K-means Clustering : Algorithm, Applications, Evaluation Methods, and Drawbacks.
- Inkol, K.A., Brown, C., McNally, W., Jansen, C., McPhee, J., 2020. Muscle torque generators in multibody dynamic simulations of optimal sports performance. *Multibody System Dynamics* .
- ISO Central Secretary, 2008. Basic human body measurements for technological design — Part 1 : Body measurement definitions and landmarks, (ISO standard no. 7250-1 :2008) . Standard ISO 7250-1 :2008. International Organization for Standardization. Geneva, CH.
- Jackson, R.W., Dembia, C.L., Delp, S.L., Collins, S.H., 2017. Muscle-tendon mechanics explain unexpected effects of exoskeleton assistance on metabolic rate during walking. *Journal of Experimental Biology* 220, 2082–2095.

- Jaenen, S., van Dijk, J., 2009. Optimizing Operational Physical Fitness. Technical Report. RTO/NATO.
- Jaworski, R.L., Jensen, A., Niederberger, B., Congalton, R., Kelly, K.R., 2015. Changes in Combat Task Performance Under Increasing Loads in Active Duty Marines. *Military Medicine* 180, 179–186.
- Jones, B.H., Thacker, S.B., Gilchrist, J., Kimsey, C.D., Sosin, D.M., 2002. Prevention of lower extremity stress fractures in athletes and soldiers : A systematic review. *Epidemiologic Reviews* 24, 228–247.
- Jovic, J., Escande, A., Ayusawa, K., Yoshida, E., Kheddar, A., Venture, G., 2016. Humanoid and Human Inertia Parameter Identification Using Hierarchical Optimization. *IEEE Transactions on Robotics* 32, 726–735.
- Kainz, H., Goudriaan, M., Falisse, A., Huenaeerts, C., Desloovere, K., De Groote, F., Jonkers, I., 2018. The influence of maximum isometric muscle force scaling on estimated muscle forces from musculoskeletal models of children with cerebral palsy. *Gait and Posture* 65, 213–220.
- Kainz, H., Hoang, H.X., Stockton, C., Boyd, R.R., Lloyd, D.G., Carty, C.P., 2017. Accuracy and reliability of marker-based approaches to scale the pelvis, thigh, and shank segments in musculoskeletal models. *Journal of Applied Biomechanics* 33, 354–360.
- Kainz, H., Modenese, L., Lloyd, D.G., Maine, S., Walsh, H.P., Carty, C.P., 2016. Joint kinematic calculation based on clinical direct kinematic versus inverse kinematic gait models. *Journal of Biomechanics* 49, 1658–1669.
- Kajita, S., Hirukawa, H., Harada, K., Yokoi, K., 2009. Introduction à la commande des robots humanoïdes. Springer Paris.
- Kaufman, L., Rousseeuw, P.J., 1990. Partitioning Around Medoids (Program PAM), in : Finding Groups in Data : An Introduction to Cluster Analysis. John Wiley & Sons, Ltd. chapter 2, pp. 68–125.
- Khalaf, K., Parnianpour, M., Karakostas, T., 2001. Three Dimensional Surface Representation of Knee and Hip Joint Torque Capability. *Biomedical Engineering : Applications, Basis and Communications* 13, 53–65.
- Kim, Y., Shin, S., Kong, K., 2017. Optimal Level of Assistance and Weight of Hip-joint Wearable Robot Considering Influences to the Human Body. *IFAC-PapersOnLine* 52, 13–18.
- King, M.A., Wilson, C., Yeadon, M.R., 2006. Evaluation of a torque-driven model of jumping for height. *Journal of Applied Biomechanics* 22, 264–274.
- King, M.A., Yeadon, M.R., 2002. Determining subject-specific torque parameters for use in a torque-driven simulation model of dynamic jumping. *Journal of Applied Biomechanics* 18, 207–217.



- Kinoshita, H., 1985. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics* 28, 1347–1362.
- Klein Horsman, M.D., Koopman, H.F., van der Helm, F.C., Prosé, L.P., Veeger, H.E., 2007. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics* 22, 239–247.
- Klemt, C., Nolte, D., Ding, Z., Rane, L., Quest, R.A., Finnegan, M.E., Walker, M., Reilly, P., Bull, A.M., 2019. Anthropometric Scaling of Anatomical Datasets for Subject-Specific Musculoskeletal Modelling of the Shoulder. *Annals of Biomedical Engineering* 47, 924–936.
- Knapik, J., Reynolds, K., 2012. Load carriage in military operations : a review of historical, physiological, biomechanical and medical aspects., in : Santee, W.R., Friedl, K.E. (Eds.), *Military Quantitative Physiology : Problems and Concepts in Military Operational Medicine* Office of the Surgeon General and the Borden Institute. Fort Detrick, Maryland. chapter 11, Borden ins edition. pp. 303–337.
- van der Krogt, M.M., Bar-On, L., Kindt, T., Desloovere, K., Harlaar, J., 2016. Neuro-musculoskeletal simulation of instrumented contracture and spasticity assessment in children with cerebral palsy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 13, 64.
- Krupenevich, R., Rider, P., Domire, Z., DeVita, P., 2015. Males and Females Respond Similarly to Walking With a Standardized, Heavy Load. *Military Medicine* 180, 994–1000.
- LaFiandra, M., Harman, E., 2004. The Distribution of Forces between the Upper and Lower Back during Load Carriage. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36, 460–467.
- Leardini, A., Chiari, A., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture* 21, 212–225.
- Lee, S., Kim, J., Baker, L., Long, A., Karavas, N., Menard, N., Galiana, I., Walsh, C.J., 2018. Autonomous multi-joint soft exosuit with augmentation-power-based control parameter tuning reduces energy cost of loaded walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15, 66.
- Legg, S.J., Mahanty, A., 1985. Comparison of five modes of carrying a load close to the trunk. *Ergonomics* 28, 1653–1660.
- Legg, S.J., Perko, L., Campbell, P., 1997. Subjective perceptual methods for comparing backpacks. *Ergonomics* 40, 809–817.
- Lenzi, T., Carrozza, M.C., Agrawal, S.K., 2013. Powered hip exoskeletons can reduce the user's hip and ankle muscle activations during walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 21, 938–948.
- de Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 29, 1223–1230.

- Lewis, A.R., Robertson, W.S., Phillips, E.J., Grimshaw, P.N., Portus, M., 2019. The Effects of Personalized Versus Generic Scaling of Body Segment Masses on Joint Torques During Stationary Wheelchair Racing. *Journal of Biomechanical Engineering* 141, 1–9.
- Lewis, M.G., King, M.A., Yeadon, M.R., Conceição, F., 2012. Are joint torque models limited by an assumption of monoarticularity? *Journal of Applied Biomechanics* 28, 520–529.
- Liew, B., Morris, S., Netto, K., 2016. The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking : A systematic review and preliminary meta-analysis. *Journal of Applied Biomechanics* 32, 614–629. 1111.6189v1.
- Lim, B., Lee, J., Jang, J., Kim, K., Park, Y.J., Seo, K., Shim, Y., 2019. Delayed Output Feedback Control for Gait Assistance with a Robotic Hip Exoskeleton. *IEEE Transactions on Robotics* 35, 1055–1062.
- Lim, J., Palmer, C.J., Busa, M.A., Amado, A., Rosado, L.D., Ducharme, S.W., Simon, D., Van Emmerik, R.E., 2017. Additional helmet and pack loading reduce situational awareness during the establishment of marksmanship posture. *Ergonomics* 60, 824–836.
- Lloyd, D.G., Besier, T.F., 2003. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics* 36, 765–776.
- Lobb, B., 2004. Load carriage for fun : A survey of New Zealand trampers, their activities and injuries. *Applied Ergonomics* 35, 541–547.
- Löffler-Wirth, H., Willscher, E., Ahnert, P., Wirkner, K., Engel, C., Loeffler, M., Binder, H., 2016. Novel anthropometry based on 3D-bodyscans applied to a large population based cohort. *PLoS ONE* 11, 1–20.
- Looft, J.M., Frey-law, L.A., 2015. Modelling three-dimensional human strength capacity : logistic vs . polynomial surface equations. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation* 5, 5–18.
- Looft, J.M., Herkert, N., Frey-Law, L., 2018. Modification of a three-compartment muscle fatigue model to predict peak torque decline during intermittent tasks. *Journal of Biomechanics* 77, 16–25.
- Loverro, K.L., Brown, T.N., Coyne, M.E., Schiffman, J.M., 2015. Use of body armor protection with fighting load impacts soldier performance and kinematics. *Applied Ergonomics* 46, 168–175.
- Lu, T.W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics* 32, 129–134. S0021-9290(98)00158-4.
- Lund, M.E., Andersen, M.S., de Zee, M., Rasmussen, J., 2015. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics* 2, 1–11. arXiv:1401.4290v2.

- Lund, M.E., Damsgaard, M., Tørholm, S., Galibarov, P.E., Jung, M., 2018. The AnyBody Managed Model Repository (AMMR) (Version 2.1.1).
- M Moerman, K., 2018. GIBBON : The Geometry and Image-Based Bioengineering add-On. *The Journal of Open Source Software* 3, 506.
- MacLean, M.K., Ferris, D.P., 2019. Energetics of walking with a robotic knee exoskeleton. *Journal of Applied Biomechanics* 35, 320–326.
- Majumdar, D.D., Pal, M.S., Majumdar, D.D., 2010. Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics* 53, 782–791.
- Malcolm, P., Derave, W., Galle, S., De Clercq, D., 2013. A Simple Exoskeleton That Assists Plantarflexion Can Reduce the Metabolic Cost of Human Walking. *PLoS ONE* 8, 1–7.
- Maloiy, G.M., Heglund, N.C., Prager, L.M., Cavagna, G.A., Taylor, C.R., 1986. Energetic cost of carrying loads : Have African women discovered an economic way ? *Nature* 319, 668–669.
- Mannoni, L., 2018. Wilhelm BRAUNE & Otto FISCHER, in : Deplano, V. (Ed.), *Pionnier en Biomécanique*. Société de biomécanique. chapter 8, 4 edition. pp. 31–28.
- Marfell-Jones, M.J., Stewart, A.D., de Ridder, J.H., 2012. International standards for Anthropometric Assessment, in : *International Society for the Advancement of Kinanthropometry*, Wellington edition.
- Marinov, B., 2016. 19 Military Exoskeletons into 5 Categories Exoskeleton Report.
- Marra, M.A., Vanheule, V., Fluit, R., Koopman, B.H.F.J.M., Rasmussen, J., Verdonschot, N., Andersen, M.S., 2015. A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict In Vivo Mechanics of Total Knee Arthroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering* 137, 020904.
- Martin, J., Hooper, R., 2000. *Soldier Mobility : Innovations in Load Carriage System Design and Evaluation*. volume 1. St. Joseph Ottawa/Hull, Kingston, Canada.
- McConville, J.T., Clauser, C.E., Churchill, T.D., Cuzzi, J., Kaleps, I., 1980. Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia.
- McGibbon, C.A., Brandon, S.C., Brookshaw, M., Sexton, A., 2017. Effects of an over-ground exoskeleton on external knee moments during stance phase of gait in healthy adults. *Knee* 24, 977–993.
- Melhem, E., Assi, A., El Rachkidi, R., Ghanem, I., 2016. EOS® biplanar X-ray imaging : concept, developments, benefits, and limitations. *Journal of Children's Orthopaedics* 10, 1–14.
- Menon, S., Migimatsu, T., Khatib, O., 2020. Controlling Muscle-Actuated Articulated Bodies in Operational Space, in : Amato, N., Hager, G., Thomas, S., Torres-Torriti, M. (Eds.), *Robotics Research*. Springer Proceedings in Advanced Robotics, vol 10. Springer, Cham., pp. 1037–1053.

- Menychtas, D., Glushkova, A., Manitsaris, S., 2019. Extracting the Inertia Properties of the Human Upper Body Using Computer Vision, in : Tzovaras, D., Giakoumis, D., Vincze, M., Argyros, A. (Eds.), *Computer Vision Systems*, Springer International Publishing, Cham. pp. 596–603.
- Merrill, Z., Perera, S., Cham, R., 2019. Predictive regression modeling of body segment parameters using individual-based anthropometric measurements. *Journal of Biomechanics* 96, 109349.
- Michaud, B., Begon, M., 2018. Biorbd : Toolbox for biomechanical analyses. Web page.
- Miehling, J., 2019. Musculoskeletal modeling of user groups for virtual product and process development. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* , 1–10.
- Millard, M., Sreenivasa, M., Mombaur, K., 2017. Predicting the motions and forces of wearable robotic systems using optimal control. *Frontiers Robotics AI* 4, 1–12.
- Millard, M., Uchida, T., Seth, A., Delp, S.L., 2013. Flexing Computational Muscle : Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. *Journal of Biomechanical Engineering* 135, 021005.
- Modenese, L., Ceseracciu, E., Reggiani, M., Lloyd, D.G., 2016. Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *Journal of Biomechanics* 49, 141–148.
- Modenese, L., Montefiori, E., Wang, A., Wesarg, S., Viceconti, M., 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., 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, 50–58.
- Moissenet, F., Leboeuf, F., Armand, S., 2019. Lower limb sagittal gait kinematics can be predicted based on walking speed, gender, age and BMI. *Scientific Reports* 9.
- Monnet, T., Begon, M., Vallée, C., 2017. Identification des paramètres inertiels du corps humain, in : 18ème Congrès Français de Mécanique, Grenoble, France. pp. 1–6.
- Mooney, L.M., Rouse, E.J., Herr, H.M., 2014. Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11, 80.
- Morcelli, M.H., LaRoche, D.P., Crozara, L.F., Marques, N.R., Hallal, C.Z., Rossi, D.M., Gonçalves, M., Navega, M.T., 2016. Neuromuscular performance in the hip joint of elderly fallers and non-fallers. *Aging Clinical and Experimental Research* 28, 443–450.

- Mudie, K.L., Boynton, A.C., Karakolis, T., O'Donovan, M.P., Kanagaki, G.B., Crowell, H.P., Begg, R.K., LaFiandra, M.E., Billing, D.C., 2018. Consensus paper on testing and evaluation of military exoskeletons for the dismounted combatant. *Journal of Science and Medicine in Sport* 21, 1154–1161.
- Muller, A., Chauwin, M., Pontonnier, C., Dumont, G., 2017a. Influence of Physiological Constraints on a Subject-specific BSIP Calibration, in : *Proceedings of the XXVI Congress of the International Society of Biomechanics*.
- Muller, A., Germain, C., Pontonnier, C., Dumont, G., 2015. A Simple Method to Calibrate Kinematical Invariants : Application to Overhead Throwing. *International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)* , 2–5.
- Muller, A., Haering, D., Pontonnier, C., Dumont, G., Muller, A., Haering, D., Pontonnier, C., Non-invasive, G.D., 2017b. Non-invasive techniques for musculoskeletal model calibration, in : *23ème Congrès français de Mécanique*, Lille, France.
- Muller, A., Pontonnier, C., Dumont, G., 2017c. Uncertainty propagation in multibody human model dynamics. *Multibody System Dynamics* , 1–16.
- Muller, A., Pontonnier, C., Dumont, G., 2019a. Motion-based prediction of hands and feet contact efforts during asymmetric handling tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* , 1–1.
- Muller, A., Pontonnier, C., Puchaud, P., Dumont, G., 2019b. CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation. *Journal of Open Source Software* 4, 2–4.
- Mungiole, M., Martin, P.E., 1990. Estimating segment inertial properties : Comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *Journal of Biomechanics* 23, 1039–1046.
- Nakamura, Y., Yamane, K., Fujita, Y., Suzuki, I., 2005. Somatosensory computation for man-machine interface from motion-capture data and musculoskeletal human model. *IEEE Transactions on Robotics* 21, 58–66.
- Nasiri, R., Ahmadi, A., Ahmadabadi, M.N., 2018. Reducing the energy cost of human running using an unpowered exoskeleton. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 26, 2026–2032. 15334406.
- Nguyen, T.C., Reynolds, K.J., 2014. The effect of variability in body segment parameters on joint moment using Monte Carlo simulations. *Gait and Posture* 39, 346–353.
- Nguyen, V.Q., LaPre, A.K., Price, M.A., Umberger, B.R., IV, F.C.S., 2018. Inclusion of Actuator Dynamics in Simulations of Assisted Human Movement. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* .
- Nolte, D., Bull, A.M.J., Kedgley, A.E., 2019. Bone shape reconstruction from MoCap data with soft tissue corrections using statistical shape models, in : *25th Congress of the European Society of Biomechanics*, Vienna, Austria. p. 1.

- Nolte, D., Ko, S.T., Bull, A.M., Kedgley, A.E., 2020. Reconstruction of the lower limb bones from digitised anatomical landmarks using statistical shape modelling. *Gait and Posture* 77, 269–275.
- Nolte, D., Tsang, C.K., Zhang, K.Y., Ding, Z., Kedgley, A.E., Bull, A.M., 2016. Non-linear scaling of a musculoskeletal model of the lower limb using statistical shape models. *Journal of Biomechanics* 49, 3576–3581.
- Oatis, C.A., Mansour, J., 2009. *Kinesiology The mechanics & pathomechanics of human movement*. volume 1. arXiv:1011.1669v3.
- Orr, R.M., Coyle, J., Johnston, V., Pope, R., 2017. Self-reported load carriage injuries of military soldiers. *International Journal of Injury Control and Safety Promotion* 24, 189–197.
- Orr, R.M., Pope, R., Johnston, V., Coyle, J., 2014. Soldier occupational load carriage : a narrative review of associated injuries.
- Pannetier, R., Robert, T., Holmberg, J.L., Wang, X., 2011. Optimization-based muscle force scaling for subject specific maximum isometric torque estimation, in : *Proceedings of the 23th Congress of the International Society of Biomechanics*, Brussels. pp. 1–2.
- Pataky, T.C., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., 2013. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics* 46, 2394–2401.
- Pavol, M.J., Owings, T.M., Grabiner, M.D., 2002. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. *Journal of Biomechanics* 35, 707–712.
- Pearsall, D.J., Reid, J.G., Ross, R., 1994. Inertial properties of the human trunk of males determined from magnetic resonance imaging. *Annals of Biomedical Engineering* 22, 692–706.
- Pereira, A.F., Silva, M.T., Martins, J.M., Carvalho, M.D., 2010. Development of a Hill-Type Muscle Model With Fatigue for the Calculation of the Redundant Muscle Forces using Multi-body Dynamics, in : *The 1st Joint International Conference on Multibody System Dynamics*, pp. 1–10.
- Peyer, K.E., Morris, M., Sellers, W.I., 2015. Subject-specific body segment parameter estimation using 3D photogrammetry with multiple cameras. *PeerJ* 3, e831.
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F., Skalli, W., 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait and Posture* 31, 147–152.
- Pillet, H., Sangeux, M., Hausselle, J., El Rachkidi, R., Skalli, W., 2014. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait and Posture* 39, 655–658.
- Pizzolato, C., Lloyd, D.G., Sartori, M., Ceseracciu, E., Besier, T.F., Fregly, B.J., Reggiani, M., 2015. CEINMS : A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on

- the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *Journal of Biomechanics* 48, 3929–3936.
- Price, M.A., LaPrè, A.K., Johnson, R.T., Umberger, B.R., Sup IV, F.C., 2020. A Model-Based Motion Capture Marker Location Refinement Approach using Inverse Kinematics from Dynamic Trials. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 36.
- Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M., 2002. Optimization-based models of muscle coordination. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30, 32–38.
- Puchaud, P., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2019a. A case study with custom : a comparison of normal and altered gait with an ankle brace, in : *ESB 2019 - 25th Congress of the European Society of Biomechanics*, Vienne, Austria. pp. 1–1.
- Puchaud, P., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2019b. Knee Torque Generation Capacities Modelled With Physiological Torque-Angle-Velocity Relationships, in : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Poitiers, France.
- Puchaud, P., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2020a. Generic kinematical models of the French soldier from a clustered anthropometric database, in : *Accepted in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, France, Metz.
- Puchaud, P., Hybois, S., Lombart, A., Bascou, J., Pillet, H., Fodé, P., Sauret, C., 2019c. On the influence of the shoulder kinematic chain on joint kinematics and musculotendon lengths during wheelchair propulsion estimated from multibody kinematics optimization. *Journal of Biomechanical Engineering* 141, 1–10.
- Puchaud, P., Hybois, S., Siegel, A., Bascou, J., Pillet, H., Sauret, C., 2017. Tracking the scapula motion through multibody kinematics optimisation to study manual wheelchair propulsion, in : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Taylor & Francis, Reims, France. pp. 171–172.
- Puchaud, P., Kirchhofer, S., Dumont, G., Bideau, N., Pontonnier, C., 2021. Dimension Reduction of Anthropometric Measurements with Support Vector Machine for Regression : Application to a French Military Personnel Database, in : Cassenti, D., Scataglini, S., Rajulu, S., Wright, J. (Eds.), *AHFE 2020 : Advances in Simulation and Digital Human Modeling*, vol 1206. Springer, Cham, pp. 301–308.
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2018a. Evaluation of geometrically calibrated segment lengths : preliminary results on inter-hip, femur and shank cases, in : *3DAHM 2018 - XV International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*, Salford, United Kingdom.. pp. 1–2.
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2018b. Preliminary comparison of EOS-derived and geometrically calibrated segment lengths : inter-hip and femur cases, in : *WCB 2018 - 8th World Congress of Biomechanics*, Dublin, Ireland. pp. 1–2.

- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2020b. 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, 114–125.
- Rajagopal, A., Dembia, C.L., DeMers, M.S., Delp, D.D., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2016. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 63, 2068–2079. TBME.2016.2586891.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D., 2006. Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics* 39, 1531–1536.
- Rasmussen, J., 2019. Predictive models in biomechanics, in : Arkusz, K., Będziński, R., Klekiel, T., Piszczatowski, S. (Eds.), *Biomechanics in Medicine and Biology. BIOMECHANICS 2018. Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer Cham. pp. 98–106.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Voigt, M., 2001. Muscle recruitment by the min/max criterion - A comparative numerical study. *Journal of Biomechanics* 34, 409–415.
- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R., Herzog, W., 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 86, 1445–1457.
- Rasmussen, J., de Zee, M., Damsgaard, M., Christensen, S.T., Clemens, M., Siebertz, K., 2005. A General Method for Scaling Musculo-Skeletal Models, in : *International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*, Cleveland, Ohio, United States. pp. 1–2.
- Reinbolt, J.A., Haftka, R.T., Chmielewski, T.L., Fregly, B.J., 2007. Are patient-specific joint and inertial parameters necessary for accurate inverse dynamics analyses of gait? *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54, 782–793.
- Reinbolt, J.A., Schutte, J.F., Fregly, B.J., Koh, B.I., Haftka, R.T., George, A.D., Mitchell, K.H., 2005. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of Biomechanics* 38, 621–626.
- Remy, C.D., Thelen, D.G., 2009. Optimal Estimation of Dynamically Consistent Kinematics and Kinetics for Forward Dynamic Simulation of Gait. *Journal of Biomechanical Engineering* 131, 031005.
- Rengifo, C., Aoustin, Y., Plestan, F., 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, 041009.
- Richard, V., Cappozzo, A., Dumas, R., 2017. Comparative assessment of knee joint models used in multi-body kinematics optimisation for soft tissue artefact compensation. *Journal of Biomechanics* 62, 95–101.



- Robert, T., Leborgne, P., Abid, M., Bonnet, V., Venture, G., Dumas, R., 2017a. Whole body segment inertia parameters estimation from movement and ground reaction forces : a feasibility study, pp. 175–176.
- Robert, T., Leborgne, P., Beurier, G., Dumas, R., 2017b. Estimation of body segment inertia parameters from 3D body scanner images : a semi-automatic method dedicated to human movement analysis applications. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20, 177–178.
- Robinette, K.M., 2012. Anthropometry for Product Design, in : Salvendy, G. (Ed.), *Handbook of Human Factors and Ergonomics : Fourth Edition*. chapter Human Fact, John wiley edition. pp. 330–346.
- Roetenberg, D., Luinge, H., Slycke, P., 2009. Xsens MVN : full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. Technical Report February.
- Samy, V., Ayusawa, K., Yoshiyasu, Y., Sagawa, R., Yoshida, E., 2019. Musculoskeletal Estimation Using Inertial Measurement Units and Single Video Image, in : 2019 IEEE International Conference on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), IEEE. pp. 39–44.
- Sandoz, B., Laporte, S., Skalli, W., Mitton, D., 2010. Subject-specific body segment parameters' estimation using biplanar X-rays : A feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13, 649–654.
- Sangeux, M., Pillet, H., Skalli, W., 2014. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis ? *Gait and Posture* 40, 20–25.
- Sarshari, E., 2018. A Closed-Loop EMG-Assisted Shoulder Model. Ph.D. thesis. École Polytechnique Fédérale de Lausanne.
- Sartori, M., Farina, D., Lloyd, D.G., 2014. Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *Journal of Biomechanics* 47, 3613–3621.
- Sartori, M., Reggiani, M., Farina, D., Lloyd, D.G., 2012. EMG-Driven Forward-Dynamic Estimation of Muscle Force and Joint Moment about Multiple Degrees of Freedom in the Human Lower Extremity. *PLoS ONE* 7, e52618.
- Sauret, C., Pillet, H., Skalli, W., Sangeux, M., 2016. On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis : Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. *Gait and Posture* 50, 180–184.
- Sawers, A.B., Hahn, M.E., 2010. The Potential for Error With Use of Inverse Dynamic Calculations in Gait Analysis of Individuals With Lower Limb Loss : A Review of Model Selection and Assumptions. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* 22, 56–61.
- Sawicki, G.S., Beck, O.N., Kang, I., Young, A.J., 2020. The exoskeleton expansion : improving walking and running economy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 17, 1–9.

- Sawicki, G.S., Ferris, D.P., 2008. Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons. *Journal of Experimental Biology* 211, 1402–1413.
- Saxby, D.J., Killen, B.A., Pizzolato, C., Carty, C.P., Diamond, L.E., Modenese, L., Fernandez, J., Davico, G., Barzan, M., Lenton, G., da Luz, S.B., Suwarganda, E., Devaprakash, D., Korhonen, R.K., Alderson, J.A., Besier, T.F., Barrett, R.S., Lloyd, D.G., 2020. Machine learning methods to support personalized neuromusculoskeletal modelling. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*.
- Scheys, L., Jonkers, I., Loeckx, D., Maes, F., Spaepen, A., Suetens, P., 2006. Image based musculoskeletal modeling allows personalized biomechanical analysis of gait, in : *Biomedical Simulation. ISBMS 2006. Lecture Notes in Computer Science*, Springer, Berlin, Heidelberg. pp. 58–66.
- Scheys, L., Jonkers, I., Schutyser, F., Pans, S., Spaepen, A., Suetens, P., 2005. Image based methods to generate subject-specific musculoskeletal models for gait analysis. *International Congress Series* 1281, 62–67.
- Schutte, L.M., Rodgers, M.M., Zajac, F.E., Glaser, R.M., 1993. Improving the Efficacy of Electrical Stimulation- Induced Leg Cycle Ergometry : An Analysis Based on a Dynamic Musculoskeletal Model. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 1, 109–125.
- Scott, S.H., Winter, D.A., 1991. A comparison of three muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. *Journal of Biomechanics* 24, 163–167.
- Serrancoli, G., Falisse, A., Dembia, C., Vantilt, J., Tanghe, K., Lefeber, D., Jonkers, I., De Schutter, J., De Groote, F., 2019. Subject-Exoskeleton Contact Model Calibration Leads to Accurate Interaction Force Predictions. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 27, 1597–1605.
- Sherman, M.A., Seth, A., 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.
- Sheta, A.F., Ahmed, S.E.M., Hossam, F., 2015. A Comparison between Regression, Artificial Neural Networks and Support Vector Machines for Predicting Stock Market Index. *International Journal of Advanced Research in Artificial Intelligence* 4, 55–63.
- Shippen, J., May, B., 2016. Bob–biomechanics in matlab, in : *Proceedings of the 11th International Conference BIOMDOLE*, pp. 1–3.
- Silva, M., 2003. *Instituto Superior Técnico Human Motion Analysis Using Multibody Dynamics and Optimization Tools*.
- Simpson, K.M., Munro, B.J., Steele, J.R., 2011. Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 782–788.

- Smola, A.J., Schölkopf, B., 2004. A tutorial on support vector regression. *Statistics and Computing* 14, 199–222.
- Söderkvist, I., Wedin, P.Å., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics* 26, 1473–1477.
- Son, H., 2013. The effect of backpack load on muscle activities of the trunk and lower extremities and plantar foot pressure in flatfoot. *Journal of Physical Therapy Science* 25, 1383–1386.
- Steele, K.M., van der Krogt, M.M., Schwartz, M.H., Delp, S.L., 2012. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *Journal of Biomechanics* 45, 2564–2569.
- Stewart, A., Ledingham, R., Williams, H., 2017. Variability in body size and shape of UK offshore workers : A cluster analysis approach. *Applied Ergonomics* 58, 265–272.
- Suwarganda, E.K., Diamond, L.E., Lloyd, D.G., Besier, T.F., Zhang, J., Killen, B.A., Savage, T.N., Saxby, D.J., 2019. Minimal medical imaging can accurately reconstruct geometric bone models for musculoskeletal models. *PLoS ONE* 14, 1–16.
- Taetz, B., Teufl, W., Weidmann, A., Pietschmann, J., Jöllenbeck, T., Bleser, G., 2020. Depth camera based statistical shape fitting approach for the creation of an individualized lower body biomechanical model : validity and reliability. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, 12–22.
- Thelen, D.G., 2003. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 70.
- Trinler, U., Baker, R., 2018. Estimated landmark calibration of biomechanical models for inverse kinematics. *Medical Engineering and Physics* 51, 79–83.
- Valente, G., Pitto, L., Testi, D., Seth, A., Delp, S.L., Stagni, R., Viceconti, M., Taddei, F., 2014. Are subject-specific musculoskeletal models robust to the uncertainties in parameter identification? *PLoS ONE* 9, e112625.
- Van Campen, A., Pipeleers, G., De Groote, F., Jonkers, I., De Schutter, J., 2014. A new method for estimating subject-specific muscle-tendon parameters of the knee joint actuators : A simulation study. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 30, 969–987. NIHMS150003.
- Vapnik, V.N., 1995. *The Nature of Statistical Learning Theory*. Springer New York.
- Vaughan, C.L., Andrews, J.G., Hay, J.G., 1982. Selection of body segment parameters by optimization methods. *Journal of biomechanical engineering* 104, 38–44.
- Venture, G., Ayusawa, K., Nakamura, Y., 2009. Optimal estimation of human body segments dynamics using realtime visual feedback. 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2009 , 1627–1632.

- Venture, G., Yamane, K., Nakamura, Y., 2005. Identifying musculo-tendon parameters of human body based on the musculo-skeletal dynamics computation and Hill-Stroeve muscle model, in : *Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, IEEE. pp. 351–356.
- Viel, E., 2000. *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Elsevier Masson.
- Walker, P.S., Rovick, J.S., Robertson, D.D., 1988. The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *Journal of Biomechanics* 21.
- Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., Lieber, R.L., 2009. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 467, 1074–1082. s11999-008-0594-8.
- Wilhelm, L., Fabries, P., Boudin, L., Dubourg, R., Zagnoli, F., Canini, F., Sagui, E., 2017. Impact physiologique du port d'une charge lourde lors d'un effort soutenu : l'affaire est-elle dans le sac? *Médecine et armées* 45, 143–152.
- Williams, T.L., 2010. A new model for force generation by skeletal muscle, incorporating work-dependent deactivation. *Journal of Experimental Biology* 213, 643–650.
- Winby, C.R., Lloyd, D.G., Kirk, T.B., 2008. Evaluation of different analytical methods for subject-specific scaling of musculotendon parameters. *Journal of Biomechanics* 41, 1682–1688.
- Windhorst, U., Mommaerts, W.F.H.M., 1996. *Physiology of Skeletal Muscle*, in : *Comprehensive Human Physiology*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 911–934.
- Winters, T.M., Takahashi, M., Lieber, R.L., Ward, S.R., 2011. Whole muscle length-tension relationships are accurately modeled as scaled sarcomeres in rabbit hindlimb muscles. *Journal of Biomechanics* 44, 109–115. NIHMS150003.
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J.D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., International Society of Biomechanics, 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, 981–992.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., 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. *Journal of Biomechanics* 35, 543–548. 44.
- Wu, W., Lee, P.V., Bryant, A.L., Galea, M., Ackland, D.C., 2016. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics* 49, 3626–3634.

- Xia, T., Frey Law, L.A., 2008. A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery. *Journal of Biomechanics* 41, 3046–3052.
- Yeung, S., Fernandez, J.W., Handsfield, G.G., Walker, C., Besier, T.F., Zhang, J., 2019. Rapid muscle volume prediction using anthropometric measurements and population-derived statistical models. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* .
- Young, J.W., Chandler, R.F., Snow, C.C., Robinette, K.M., Zehner, G.F., Lofberg, M.S., 1983. Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female. Technical Report.
- Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., 1983. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body, in : Matsui, H., Kobayashi, K. (Eds.), *Biomechanics VIIIB. Human Kinetics*, Champaign, Illinois, pp. 1152–1159.
- Zhang, J., Fernandez, J., Hislop-Jambrich, J., Besier, T.F., 2016. Lower limb estimation from sparse landmarks using an articulated shape model. *Journal of Biomechanics* 49, 3875–3881.
- Zhao, G., Ahmad Sharbafi, M., Vlutters, M., van Asseldonk, E., Seyfarth, A., 2019. Bio-Inspired Balance Control Assistance Can Reduce Metabolic Energy Consumption in Human Walking. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 27, 1760–1769.
- Zhao, J., Wei, Y., Xia, S., Wang, Z., 2010. Estimating human body segment parameters using motion capture data. *4th International Universal Communication Symposium* , 243–249.
- Zoss, A.B., Kazerooni, H., Chu, A., 2006. Biomechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 11, 128–138.



---

**Titre :** Modélisation musculo-squelettique générique et spécifique en vue du support de l'activité physique du soldat.

**Mots clés :** biomécanique, calibration, cinématique, anthropométrie, forces musculaires

**Résumé :** Le port d'un exosquelette d'assistance à la locomotion permet d'envisager une plus grande mobilité du soldat, de décharger les articulations, de limiter l'apparition de la fatigue musculaire et de limiter la dépense énergétique. En revanche, la conception des exosquelettes d'assistance à la locomotion à des fins militaires est soumise à de fortes contraintes qui rendent le déploiement d'exosquelette difficile. Ainsi, la modélisation musculo-squelettique est envisagée comme un outil pour la conception et l'évaluation afin d'optimiser et de quantifier les bénéfices biomécaniques pour les futurs utilisateurs.

Dans cette thèse, on se propose de relever deux défis génériques et spécifiques liés à la modélisation musculo-squelettique. Le premier défi se propose d'identifier des gammes de modèles représentatives de la population et de définir des lois de régression morphologiques génériques pour le soldat. Le deuxième défi consiste à mettre en place des méthodes de personnalisation géométrique et musculaire des modèles musculo-squelettiques. Ces méthodes sont essentielles pour effectuer des simulations musculo-squelettiques cohérentes et pour permettre la conception et l'évaluation des exosquelettes.

---

**Title:** Generic and specific musculoskeletal modelling to support the soldier's physical activity.

**Keywords:** biomechanics, calibration, kinematics, anthropometry, muscle forces

**Abstract:** Wearing a locomotion assistance exoskeleton allows to envisage a greater mobility of the soldier, to unload the joints, to limit the appearance of muscle fatigue and to limit energy expenditure. On the other hand, the design of locomotion assistance exoskeletons for military purposes is subject to strong constraints that make the deployment of exoskeletons difficult. Thus, musculoskeletal modelling is considered as a tool for the design and evaluation of exoskeletons to optimise and quantify the biomechanical benefits for future users.

In this thesis, two generic and specific challenges related to musculoskeletal modelling are tackled. The first challenge intends to identify ranges of models representative of the population and to define generic morphological regression laws for the soldier. The second challenge is to implement methods for geometric and muscular personalization of musculoskeletal models. These methods are essential to perform consistent musculoskeletal simulations and to allow for the design and evaluation of exoskeletons.