



HAL
open science

Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de génération de force du membre supérieur. : Application à la propulsion en fauteuil roulant

Vincent Hernandez

► **To cite this version:**

Vincent Hernandez. Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de génération de force du membre supérieur. : Application à la propulsion en fauteuil roulant. Physiologie [q-bio.TO]. Université de Toulon, 2016. Français. NNT : 2016TOUL0015 . tel-01654423

HAL Id: tel-01654423

<https://theses.hal.science/tel-01654423v1>

Submitted on 3 Dec 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ÉCOLE DOCTORALE Mer et Sciences (ED 548)

Laboratoire HandiBio (EA 4322)

THÈSE

présentée par **Vincent HERNANDEZ**

soutenue le : **06 décembre 2016**

pour obtenir le grade de Docteur en **Sciences du Mouvement Humain**

Spécialité : **Biomécanique**

Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de génération de force du membre supérieur Application à la propulsion en fauteuil roulant

THÈSE dirigée par :

**Pr. GORCE Philippe
Dr. REZZOUG Nasser**

Professeur, Univ. de Toulon
Maître de conférences HDR, Univ. de Toulon

JURY :

**Dr. DUMAS Raphaël
Dr. GUIRAUD David
Pr. CHABRAND Patrick
Dr. VENTURE Gentiane**

DR-HDR, IFSTTAR, Univ. Claude Bernard Lyon 1
DR-HDR, LIRMM, Univ. de Montpellier
Professeur, Univ. d'Aix-Marseille
Associate professor, Univ. TUAT Tokyo

ÉCOLE DOCTORALE Mer et Sciences (ED 548)

Laboratoire HandiBio (EA 4322)

THÈSE

présentée par **Vincent HERNANDEZ**

soutenue le : **06 décembre 2016**

pour obtenir le grade de Docteur en **Sciences du Mouvement Humain**

Spécialité : **Biomécanique**

Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de génération de force du membre supérieur Application à la propulsion en fauteuil roulant

THÈSE dirigée par :

**Pr. GORCE Philippe
Dr. REZZOUG Nasser**

Professeur, Univ. de Toulon
Maître de conférences HDR, Univ. de Toulon

JURY :

**Dr. DUMAS Raphaël
Dr. GUIRAUD David
Pr. CHABRAND Patrick
Dr. VENTURE Gentiane**

DR-HDR, IFSTTAR, Univ. Claude Bernard Lyon 1
DR-HDR, LIRMM, Univ. de Montpellier
Professeur, Univ. d'Aix-Marseille
Associate professor, Univ. TUAT Tokyo

Remerciements

Je tiens premièrement à remercier mes deux encadrants de thèse, à savoir le Pr Gorce Philippe et le Dr Rezzoug Nasser, pour m'avoir accueilli et offert l'opportunité de travailler au laboratoire HandiBio et ce, depuis ma première année de master à l'université de Toulon. Merci à vous deux, pour m'avoir apporté beaucoup sur le plan scientifique. J'espère pouvoir continuer à travailler avec vous.

Merci à tous les autres collègues du laboratoire, à savoir, Julien, Khairreddine, Clint, Ahmed, Hachem, Christian, Arnaud et Johan pour les très bons moments passés en votre compagnie. Bon courage à vous tous pour la suite.

Merci à toi Gentiane, de m'avoir accueilli au GVLAB de l'Université d'Agriculture et de Technologie de Tokyo pendant 3 mois. Cette opportunité m'a donné la chance de progresser sur le plan scientifique et également de découvrir un pays absolument fascinant. Merci aux membres de ton laboratoire, notamment, Yaw, Katsumata et Ryo pour leur accueil formidable et les moments inoubliables passés en leur compagnie.

Je voudrais également remercier le Dr Dumas Raphaël et le Dr Guiraud David pour avoir accepté d'évaluer ce travail en tant que rapporteur. Merci également au Pr Chabrand Patrick et au Dr Venture Gentiane pour avoir accepté d'être présents en tant qu'examineur.

Merci également à Mélanie et à ma maman de m'avoir soutenu et fortement encouragé dans toutes mes démarches.

Sommaire

Remerciements	3
Sommaire	5
Liste des figures	9
Liste des tableaux	14
Introduction générale.....	19
Chapitre I : État de l'art	27
I. Introduction.....	28
II. La force comme indicateur de capacité	28
III. De la nécessité d'une modélisation.....	34
IV. Modèles de capacité de génération de force	37
IV.1. Modèles articulaires	37
IV.1.A. Manipulabilité	37
IV.1.B. Ellipsoïdes et polytopes de force.....	38
IV.1.C. Modèle normalisé	41
IV.1.D. Modèles basés sur des mesures de couples articulaires	41
IV.1.E. Utilisation des modèles articulaires	42
IV.1.F. Limites identifiées des modèles articulaires	46
IV.2. Modèles musculosquelettiques	46
IV.2.A. Du recrutement des UMT au CGF	47
IV.2.A. Utilisation des modèles musculosquelettiques.....	48
IV.3. De la déficience musculaire aux CGF.....	52
IV.4. Synthèse	54
V. Application des CGF à la propulsion en fauteuil roulant manuel	56
V.1. Cycle de propulsion.....	58
V.2. Caractéristiques des efforts appliqués lors de la propulsion	59
V.3. Synthèse.....	69
VI. Conclusion	70
Chapitre II : Modélisation des indices de CGF de type articulaire	75
I. Introduction.....	76
II. Rappel d'anatomie du membre supérieur.....	76
III. Mesure de la posture du membre supérieur.....	78
IV. Calcul des angles articulaires dans le cas de postures statiques	81
V. Détermination des centres articulaires.....	83

V.1. Méthodes prédictives.....	84
V.2. Méthodes fonctionnelles.....	84
VI. Modèle biomécanique retenu	85
VI.1. Positionnement des marqueurs.....	85
VI.2. Définition des repères	87
VI.3. Paramètres de Denavit-Hartenberg	89
VI.4. Matrice Jacobienne d'une chaîne cinématique	92
VII. Mesure des couples articulaires	92
VII.1. Principe de mesures d'un dynamomètre	93
VII.2. Erreurs de mesures.....	94
VII.2.A. Couple articulaire dû aux forces gravitationnelles.....	94
VII.2.B. Couple articulaire dû aux effets inertiels	94
VII.2.C. Couple articulaire dû aux décalages des axes	95
VII.3. Compensation des erreurs de mesure dues au décalage des axes	95
VIII. Modèles articulaires de prédiction des CGF	97
VIII.1. Ellipsoïdes de forces.....	100
VIII.2. Polytope de force.....	103
VIII.2.A. Méthode géométrique de Sasaki et al, 2011	106
VIII.2.B. Méthode de Chiacchio et al, 1997	108
VIII.3. Indices de caractérisation des ellipsoïdes	109
VIII.4. Indices de représentation des polytopes	111
IX. Conclusion	111
Chapitre III : Évaluation des CGF à partir des modèles articulaires.....	115
I. Introduction.....	116
II. Matériels et méthodes	119
II.1. Sujets	119
II.2. Matériels	119
II.2.A. Présentation du BIODEX	119
II.2.B. Présentation du système AMTI.....	120
II.2.C. Présentation du système optoélectronique	120
II.3. Protocole expérimental	121
II.3.A. Mesure de forces.....	122
II.3.B. Mesure des couples articulaires	123
II.3.C. Détermination des centres articulaires	124
II.4. Traitement des données	125
II.4.A. Cinématique.....	125
II.4.B. Estimation et correction des couples articulaires.....	125

II.4.C. Mesures de forces.....	126
II.5. Modélisation des ellipsoïdes et polytopes	126
II.6. Analyses statistiques	127
III. Résultats	128
III.1. Couples articulaires maximaux	128
III.2. Angles articulaires.....	129
III.3. Isotropie.....	129
III.4. Volumes	130
III.5. Force maximale	131
III.6. Angles entre les axes préférentiels	132
III.7. Erreurs globales entre le PFM et les modèles de CGF.....	132
IV. Discussion	134
IV.1. Couples articulaires maximaux isométriques.....	134
IV.2. Ellipsoïdes et polytopes	135
IV.3. Limites et perspective	140
V. Conclusion.....	141
Chapitre IV : Évaluation des CGF à l'aide d'un modèle musculosquelettique.....	145
I. Introduction.....	146
II. Matériels et méthodes	147
II.1. Sujets	147
II.2. Calcul du PFMS.....	148
II.2.A. Cinématique inverse	149
II.2.B. Unité musculo-tendineuse.....	150
II.2.C. Mise à l'échelle de la force maximale isométrique	152
II.2.D. Bras de levier des UMT	152
II.2.E. Couples articulaires produits par les UMT	153
II.2.F. Calcul du PFMS	153
II.3. Protocole expérimental	157
II.4. Analyses statistiques.....	157
III. Résultats	158
III.1. Angles.....	158
III.2. Validation de la méthode de calcul	158
III.3. Paramètres des polytopes	160
IV. Discussion	160
V. Conclusion.....	165
Chapitre V : Application à la propulsion en fauteuil roulant manuel	169
I. Introduction.....	170

II. Matériels et méthodes	173
II.1. Sujets	173
II.2. Modèle musculosquelettique	173
II.3. Matériel.....	174
II.4. Placement des marqueurs	176
II.5. Protocole expérimental	177
II.6. Efficacité mécanique de la force (MEF).....	178
II.7. Indice de performance postural (IPP).....	180
II.8. Orientation du PFMS par rapport à \mathbf{F}_{tang} et \mathbf{F}_{res}	181
II.9. Analyses statistiques.....	181
III. Résultats	182
III.1. MEF et IPP	182
III.2. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée	184
III.3. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue	185
III.4. Corrélacion entre IPP et MEF.....	188
IV. Discussion	188
IV.1. Effet de la phase	189
IV.1.A. MEF et IPP	189
IV.1.B. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au PFA	190
IV.1.C. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée.....	192
IV.2. Effets de l'intensité et de la fréquence sur l'IPP	193
IV.2.A. MEF et IPP	193
IV.2.B. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au PFA	194
IV.2.C. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée.....	194
IV.3. Limitation.....	195
V. Conclusion.....	195
Conclusion générale et perspectives.....	197
Références	201
Publications personnelles	217

Liste des figures

- Figure 1 : A : forces mesurées pour 5 positions différentes du membre supérieur avec pour chaque posture 8 directions d'application de la force (vu du dessus dans le plan transversal) avec les lignes en pointillés représentant la ligne passant par l'épaule et la main, figure selon **Jan Nijhof et Gabriel (2006)**. 31
- Figure 2 : Système équipé de billes engendrant une rotation du doigt en cas de production d'un couple trop important en bout de chaîne et invalidant ainsi la mesure de force. Figure selon **Valero-Cuevas et al. (1998)**. 32
- Figure 3 : Représentation du moment de force appliqué par la main au niveau de la poignée lors de mesure de force dans différentes directions et pour différents niveaux de contraction maximale volontaire (MVC) (**Xu et al., 2012**) 33
- Figure 4 : Définition des ellipsoïdes et des polytopes de force dans le cas 2D avec une chaîne cinématique à 2 ddl. A : les couples articulaires (τ_1 et τ_2) bornés par une norme de type 2 (cercle) projeté via \mathbf{J}^T dans l'espace des forces produisent une ellipse. B : les couples articulaires bornés par une norme de type infinie (carré) projetés via \mathbf{J}^T dans l'espace des forces produisent un losange..... 39
- Figure 5 : Représentation de l'ensemble des forces pouvant être générées au niveau de l'extrémité d'un doigt robotique (en orange) et du cône de frottement (en bleu) au niveau du point d'application de la force. L'intersection (en jaune) représente alors les forces pouvant être générées en respectant les contraintes mécaniques de frottement et de forces maximales. Figure selon **Inouye et al. (2012)** 40
- Figure 6 : Position de départ de la main. Figure selon **Tanaka et al. (2005)**..... 43
- Figure 7 : Indice E en fonction du ressenti classé par ordre décroissant. Pour chaque sujet, la position correspondante est indiquée sous l'axe des abscisses. Figure selon **Tanaka et al. (2005)** 43
- Figure 8 : Evolution de la longueur de l'axe principal de l'ellipsoïde de manipulabilité (A) et de l'EFB (B) avant la frappe du ballon pour le joueur expérimenté (trait plein) et le novice (trait en pointillé). L'origine du temps ($t = 0s$) correspond à l'instant de la frappe. Figure d'après **Tanaka et al., 2006**..... 44
- Figure 9 : Représentations de quelques modèles musculosquelettiques sous OpenSim. Figure selon en.wikipedia.org..... 47
- Figure 10 : Les méthodes d'optimisation permettent de maximiser l'amplitude de la force \mathbf{F}^E (Force externe) dans une direction donnée \mathbf{u} en respectant les conditions de l'équilibre statique. Figure selon **Carmichael et Liu (2013)**. 48
- Figure 11 : Modèle à 2ddl articulaire (A) et musculosquelettique simplifié (B) de **Oshima et al. (2000)**..... 50
- Figure 12 : Dispositif expérimental et mesures de force dans l'étude de **Oshima et al. (2000)** pour deux flexions de coude différentes (90 et 120°). 51

<i>Figure 13 : Comparaison entre les CGF de 7 muscles pouvant être contrôlés de manière indépendante et celle où deux paires de muscles agissent nécessairement ensemble (zone en mauve). Figure selon Valero-Cuevas (2009).....</i>	<i>53</i>
<i>Figure 14 : « Robustesse » du polytope de force. a. modèle retenu, b. ligne d'action des muscles, c. CGF au niveau du pied. d. zone verte (dite robuste) : polytope non affecté par la perte d'un seul muscle quel qu'il soit, zone rouge (dite vulnérable) : zone affectée par la perte d'un quelconque muscle correspondant à 86% de la surface totale. Figure selon Kutch et Valero-Cuevas (2011).....</i>	<i>53</i>
<i>Figure 15 : Description du cycle de propulsion selon Vanlandewijck et al. (2001). HC : début de la phase de propulsion, HR : fin de la phase de propulsion, SA : angle de la phase de traction, EA : angle de la phase de poussée, PA ; angle de la phase de propulsion, 0° : vertex de la roue (point le plus à la verticale).</i>	<i>58</i>
<i>Figure 16 : Relation entre la direction de la force appliquée et la direction du moment de force autour du coude et de l'épaule. Figure selon Vanlandewijck et al. (2001).....</i>	<i>60</i>
<i>Figure 17 : Forces prédites et mesurées sur la phase de propulsion selon Lin et al. (2011a) 62</i>	<i>62</i>
<i>Figure 18 : Angle entre la force prédite et celle mesurée sur la phase de propulsion selon Lin et al. (2011a)</i>	<i>63</i>
<i>Figure 19 : Représentation de l'ellipsoïde de force normalisé. L représente l'amplitude de l'axe préférentiel et L_{tang} représente l'amplitude de la force pouvant être générée de manière tangentielle à la roue F_{tang}</i>	<i>64</i>
<i>Figure 20 : A. Posture du membre supérieur pour un cycle de propulsion en FRM à bras avec la force totale appliquée en rouge, l'axe principal de l'EFN en vert et son plus petit axe en noir. B. Évolution de la PFPI et de la FEF pendant la propulsion en vélo à bras selon Jacquier-Bret et al. (2013)</i>	<i>65</i>
<i>Figure 21 : Représentation de l'EFB et des forces mesurée au niveau de la main courante dans le plan sagittal et frontal selon Sasaki et al. (2010).....</i>	<i>66</i>
<i>Figure 22 : À gauche : représentation de l'EFB, de son axe principal (F_m) et de la tangente à la roue (d_{me}). À droite : Angle entre l'EFB et la tangente à la main courante sur le plan frontal et sagittal. Figure selon Sasaki et al. (2011)</i>	<i>67</i>
<i>Figure 23 : Représentation de l'EFB et de l'indice ICFM correspondant (en rouge). Figure selon Sasaki et al. (2011).....</i>	<i>67</i>
<i>Figure 24 : À gauche : représentation de l'EFB et du ICFM correspondants (en rouge). À droite : angle entre la force mesurée (F_s) et la direction pour laquelle la force comportant une composante tangentielle la plus importante peut-être produite (F_{em}). Figure selon Sasaki et al. (2011)</i>	<i>68</i>
<i>Figure 25 : Détail de la structuration des 2 parties du manuscrit de thèse.</i>	<i>71</i>
<i>Figure 26 : Anatomie du membre supérieur (vue antérieure). En bleu sont inscrits les articulations et en noir les principaux os.....</i>	<i>78</i>
<i>Figure 27 : Schéma représentant la position des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc</i>	<i>86</i>
<i>Figure 28 : Paramètres de Denavit-Hartenberg pour un lien S_i localisé par rapport à un lien S_{i-1} ((Denavit et Hartenberg, 1955)).....</i>	<i>89</i>
<i>Figure 29 : modélisation de la chaîne cinématique du membre supérieur considéré</i>	<i>91</i>

Figure 30 : Exemple de mesure de couple articulaire autour de l'axe d'abduction/Adduction de l'épaule.....	93
Figure 31 : Représentation du moment résultant à l'épaule lors de la flexion/extension. F_U représente la force appliquée au point P. C_B et C_S sont les points représentant le centre de rotation du dynamomètre et de l'articulation gléno-humérale respectivement. F_U est perpendiculaire au bras de levier d_S (ligne entre C_S et P) et d_B représente le bras de levier de F_U par rapport au dynamomètre	96
Figure 32 : Définition des ellipsoïdes et des polytopes de force dans le cas simple d'une chaîne plane à 2 ddl. Le cas A correspond à une norme de type 2, les couples articulaires maximaux isométriques sont situés sur un cercle et la projection via \mathbf{J}^T dans l'espace des forces produit une ellipse. Le cas B correspond au choix de la norme « infini » afin de borner les couples articulaires. Dans ce cas, les couples maximums isométriques sont situés sur un carré transformé en un losange dans l'espace des tâches.	99
Figure 33: Image et noyau de \mathbf{J}^T	105
Figure 34 : Représentation de l'intersection en bleu de l'image de \mathbf{J}^T avec le cube des couples articulaires. D'après Sasaki et al. (2011)	106
Figure 35 : Système de fixation de la poignée sur la plateforme de force. À gauche : photo du système réalisé et à droite : représentation 3D du système de fixation.	120
Figure 36 : Système de mesure optoélectronique placé autour du système de mesure dynamométrique (Biodex)	121
Figure 37 : Représentation de l'ensemble des directions de mesure de forces. Pour chaque direction sont représentées entre parenthèses les deux valeurs angulaires (Azimut, Élévation). À gauche : ensemble des directions considéré dans le plan horizontal. À droite : exemple pour la condition à 0° d'azimut avec la variation de l'angle d'élévation à -45° et 45° . Les conditions "upward" et "downward" représentent alors les conditions à 90° et -90° d'élévation.....	122
Figure 38 : Dispositifs expérimentaux de mesure. À gauche : couples articulaires maximaux isométriques sur Biodex. À droite : Mesures des forces maximales isométriques sur la plateforme de forces. La sangle sur l'avant-bras n'est pas serrée.	124
Figure 39 : Isotropie pour l'EFN, l'EFB, du PFN et du PFB (LE PFM est significativement différents de tous les modèles, * $p < 0,05$).....	130
Figure 40 : Volume (N^3) pour l'EFB, le PFB et le PFM (* $p < 0,05$)	131
Figure 41 : Forces maximales (N) pour l'EFB, le PFB et le PFM (* $p < 0,05$).....	131
Figure 42 : Représentation des erreurs RMS pour un sujet entre les modèles de prédiction (EFB et PFB) et le PFM. A. l'EFB et le PFM sont superposés, B. PFB avec PFM, C. Sphère des erreurs RMS entre l'EFB et le PFB, D. entre le PFB et le PFM, le code couleur s'applique aux deux figures et va du bleu foncé au rouge foncé par ordre croissant de l'erreur RMS, les valeurs sont données en N.....	133
Figure 43 : Exemple entre forces mesurées et les forces prédites dans le plan horizontal selon l'étude de.....	135
Figure 44 : Représentation du PFM (ligne épaisse) et du PFB (gris foncé) pour un sujet selon deux points de vue différents. C et D: représentation du PFM (ligne foncée) et du EFB (gris foncé) pour le même sujet et selon deux points de vue différents. F_x , F_y et F_z représentent les forces pour l'axe antéropostérieur, l'axe vertical et l'axe médio-latéral respectivement.	136

- Figure 45 : Représentation de l'EFB et de la projection orthogonale dans le plan sagittal du PFM (ligne fine) et du PFB (ligne pointillée) pour un sujet. Le cercle en gris foncé représente 300N d'amplitude. L'avant des modèles est légèrement orienté vers la droite du sujet dans le plan transversal..... 137
- Figure 46 : Représentation du PFM (rouge), de l'EFB (gris) et du PFB (gris) pour un sujet. Le cercle en gris foncé représente 300N d'amplitude. 137
- Figure 47: Espace des couples admissibles obtenus au niveau de l'articulation gléno-humérale. Figure d'après **Ingram et al. (2016)**..... 139
- Figure 48 : Représentation d'une UMT selon **Carmichael (2013)** avec la composante active (rouge) et passive (bleu), CE : la composante active, l : longueur du muscle, $l/2$: longueur du tendon, α : angle de pennation..... 150
- Figure 49 : (a) Courbe représentant les relations tension/longueur normalisées pour les composantes passives et actives du muscle et (b) celle de tension/vitesse normalisée..... 151
- Figure 50 : Exemple de détermination des vecteurs d'activation \mathbf{a} en fonction de la direction \mathbf{v} (ligne pleine) et de la ligne d'action de 5 muscles dans l'espace des tâches (ligne en pointillés). On considère 4 vecteurs \mathbf{v} (\mathbf{v}_1 , \mathbf{v}_2 , \mathbf{v}_3 et \mathbf{v}_4) et les activations musculaires correspondantes sont représentées par le vecteur \mathbf{a} 154
- Figure 51 : Diagramme simplifié des différentes étapes pour modéliser le PFMS (polytope en bleu)..... 156
- Figure 52 : Représentation pour un sujet de la posture considéré et du PFM (en rouge) et du PFMS (en bleu) pour deux points de vue différents. 162
- Figure 53 : Représentation pour deux sujets du PFM (en rouge) et du PFMS (en bleu) ainsi que les sphères à gradient de couleur correspondantes représentant la RMSE en fonction de la direction considérée. 163
- Figure 54 : Vu de la roue instrumentée SmartWheel[®] dans le plan sagittal 175
- Figure 55 : Dispositif expérimental de mesure des efforts appliqués sur la main courante lors de la propulsion en FRM..... 178
- Figure 56 : Représentation schématique en vue frontale de la main courante, du PFA, du centre de rotation de la roue et du repère local associé. \mathbf{F}_{res} correspond à la force mesurée et \mathbf{F}_{tan} la composante tangentielle à la roue dans ce repère 179
- Figure 57 : Vue schématique du PFMS dans le plan de la roue. L_{max} et L_{tang} représentent la longueur entre le PFA et le bord du polytope le long de son axe principal et dans la direction tangentielle à la roue (\mathbf{F}_{tang}) respectivement. 180
- Figure 58 : Représentation dans le plan sagittal et frontal de la roue des angles considérés. \mathbf{F}_O représente l'axe préférentiel du polytope, \mathbf{F}_{res} la force appliquée sur la main courante et \mathbf{F}_{tan} la tangente à la roue..... 181
- Figure 59 : Variation de MEF (trait plein) et de l'IPP (trait en pointillé) pour les 5 phases du cycle considérées..... 183
- Figure 60 : Variation de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force résultante appliqué sur la main courante en 3D ($\theta_{o/r}$ - trait plein), dans le plan sagittal ($\beta_{o/r}$ - trait en pointillé) et frontal ($\alpha_{o/r}$ - trait fin) pour les 5 phases du cycle considéré..... 185

Figure 61 : Variation de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante au niveau du PFA en 3D ($\theta_{o/t}$ - trait plein), dans le plan sagittal ($\beta_{o/t}$ - trait en pointillé) et frontal ($\alpha_{o/t}$ - trait fin) pour les 5 phases du cycle considérées 187

Figure 62 : Variation de l'angle en 3D entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante ($\theta_{o/t}$) ainsi qu'avec la force résultante ($\theta_{o/r}$) 188

Figure 63 : Représentation dans le plan sagittal des CGF (polytope en bleu), de leurs axes principaux (en bleu), de la tangente à la roue (vert) et de la force résultante appliquée sur la main courante (en rouge) au niveau du PFA pour les 5 phases de cycle de la condition à 100% de la FLC. 191

Liste des tableaux

<i>Tableau 1 : Mesure de force produite au niveau de la main pour différentes postures du membre supérieur en position debout. La force (exprimée en % la condition en rouge : pousser vers l'avant à 0° d'angle bras/horizontale à 100% de la distance de la prise) selon Rohmert (1966).....</i>	<i>30</i>
<i>Tableau 2 : Récapitulatif des cinq modèles considérés pour la prédiction des CGF par ordre croissant de complexité.</i>	<i>54</i>
<i>Tableau 3 : Positions anatomiques des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc</i>	<i>86</i>
<i>Tableau 4 : repères anatomiques liés au tronc, à l'humérus, à l'avant-bras et à la main d'après et les séquences de rotation utilisées pour calculer les angles articulaires pour chaque DDL</i>	<i>88</i>
<i>Tableau 5 : Paramètres de Denavit-Hartenberg associés à chaque ddl du modèle du membre supérieur à 7 ddl. CA : carrying angle formé entre le bras et l'avant-bras, L1 : longueur du bras, L2 : longueur de l'avant-bras, L3 : distance entre le centre articulaire du poignet et le milieu de la main.....</i>	<i>91</i>
<i>Tableau 6 : Caractéristiques anthropométriques des sujets participants (moyenne ± écart-type).....</i>	<i>119</i>
<i>Tableau 7 : Couple articulaire mesurée à l'épaule, au coude et au poignet pour chaque ddl et direction du mouvement (A : après correction, B : avant correction). Note 1. Flexion (FL), extension (EX), adduction (AD), abduction (AB), rotation externe (RE), rotation interne (RI), supination (SU), pronation (PR), déviation radiale (DR), déviation ulnaire (DU). Note 2. Couple positif (+), couple négatif (-).....</i>	<i>129</i>
<i>Tableau 8 : Angles articulaires mesurés sur le Biodex et sur la plate-forme de force (*$p < 0,05$).....</i>	<i>129</i>
<i>Tableau 9 : Angle moyen (°) – (Ecart-type) formé par l'axe principal du PFM avec l'EFN, l'EFB, le PFN et le PFB (* $p < 0,05$, $\alpha_{EFB/PM} < \alpha_{EFN/PM}$ and $\alpha_{EFB/PM} < \alpha_{PFN/PM}$; $^{\\$} p < 0,05$, $\alpha_{PFB/PM} < \alpha_{PFN/PM}$ and $\alpha_{PFB/PM} < \alpha_{EFN/PM}$).....</i>	<i>132</i>
<i>Tableau 10 : Première ligne - RMSE (Écart-type) moyenne, minimale, maximale et le pourcentage de la surface de la sphère RMSE dont les valeurs sont inférieures à 50N, entre 50N et 100N et supérieur à 100N entre l'EFB et le MFP sur la première ligne et entre le PFB et le PFM sur la seconde.....</i>	<i>133</i>
<i>Tableau 11 : Couples articulaires mesurés à l'épaule, au coude et au poignet pour chaque ddl et direction du mouvement comparés aux données de la littérature. Flexion (FL), extension (EX), adduction (AD), abduction (AB), rotation externe (RE), rotation interne (RI), supination (SU), pronation (PR), déviation radiale (DR), déviation ulnaire (DU). Note 2. Couple positif (+), couple négatif (-).....</i>	<i>135</i>
<i>Tableau 12 : Caractéristiques anthropométriques des sujets participants (moyenne (écart-type)).....</i>	<i>148</i>
<i>Tableau 13 : Angle (Écart-type) à l'épaule (E), au coude (C) et au poignet (P) pour chaque degré de liberté : plan d'élévation (PELV), élévation de l'humérus (ELV), rotation médio-</i>	

<i>latérale (RM/RL), flexion-extension (FL/EX), supination-pronation (SU/PR) et déviation radio-ulnaire (DR/DU)</i>	<i>158</i>
<i>Tableau 14 : Première ligne - RMSE (Écart-type) entre le PFM et le PFMS le long de six directions orthogonales (haut, bas, avant, arrière, intérieur et extérieur) et le long de l'axe principal du PFMS (Axe avant, Axe arrière). Seconde ligne - RMSE (Écart-type) entre le PFM et le PFMSC obtenue avec la méthode de Carmichael et Liu (2011). Troisième ligne - RMSE (Écart-type) entre le MSFP et le PFMSC. * représente les différences significatives entre la première et la seconde ligne (par colonne)</i>	<i>159</i>
<i>Tableau 15 : Récapitulatif des données d'angles entre les axes principaux et des erreurs RMS de l'étude précédente (EFB et PBS vs PFM) et actuelle (PFMS vs PFM).....</i>	<i>162</i>
<i>Tableau 16 : Caractéristiques anthropométriques des participants (moyenne (écart-type)).</i>	<i>173</i>
<i>Tableau 17 : Position anatomique des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc lors de la propulsion en fauteuil roulant.....</i>	<i>177</i>
<i>Tableau 18 : Résumé des valeurs de F, p et η^2 pour les ANOVA sur la MEF et l'IPP. Les effets significatifs sont reportés en rouge</i>	<i>183</i>
<i>Tableau 19 : Moyenne (écart-type) de la MEF et de l'IPP pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.</i>	<i>183</i>
<i>Tableau 20 : Résumé des valeurs de F, p et η^2 pour les ANOVA sur les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$. Les effets significatifs sont reportés en rouge</i>	<i>184</i>
<i>Tableau 21 : Moyenne (écart-type) de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force résultante pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.</i>	<i>185</i>
<i>Tableau 22 : Résumé des valeurs de F, p et η^2 pour les ANOVA sur les angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$, $\alpha_{o/t}$. Les effets significatifs sont reportés en rouge</i>	<i>186</i>
<i>Tableau 23 : Moyenne (écart-type) de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.....</i>	<i>187</i>
<i>Tableau 24 : Coefficient de corrélation pour chaque condition en considérant l'ensemble des sujets (* p < 0,05)</i>	<i>187</i>

Introduction

générale

Introduction générale

Ce travail de thèse porte sur la proposition, la validation et l'application d'algorithmes de détermination de l'ensemble des forces isométriques pouvant être générées à l'extrémité du membre supérieur. L'approche proposée est originale, car contrairement à l'analyse biomécanique "classique" incluant la cinématique et la dynamique inverse, le formalisme développé permet d'appréhender globalement les capacités de génération de force (CGF) au niveau de la main dans toutes les directions de l'espace cartésien.

Ce travail se situe dans le champ thématique de la modélisation biomécanique qui a pour objectif de quantifier des variables inobservables et d'améliorer la connaissance sur l'organisation du mouvement et du système neuromusculosquelettique (*Gorce, 2000*). Les outils de modélisation trouvent un intérêt et une pertinence dans des domaines aussi variés que l'ingénierie du handicap ou l'ergonomie, afin de réaliser des diagnostics ou de l'identification pour caractériser, qualifier et quantifier une tâche. Ils peuvent contribuer, par exemple, à élaborer des outils d'assistance adaptés (*Carmichael, 2013*) ou à prévenir les troubles musculosquelettiques (TMS) (*Louis et Gorce, 2010*) par une réduction des contraintes subies par le système musculosquelettique lors de l'exécution d'une tâche motrice. Dans ce cadre, nous nous focaliserons sur l'étude du membre supérieur pour deux raisons. Tout d'abord, il s'agit d'une chaîne complexe composée de plusieurs chaînes cinématiques organisées en arborescence qui permet d'étudier la redondance et la coordination motrice. D'autre part, c'est le vecteur principal de l'interaction d'un individu avec son environnement.

L'analyse biomécanique du membre supérieur peut être envisagée selon deux niveaux de description (cinématique et/ou dynamique). Le premier permet de caractériser la tâche au travers des variables cinématiques (angles et vitesses articulaires), tandis que la seconde permet de renseigner sur le lien entre efforts internes (forces et couples articulaires), externes (forces et moments) et les mouvements articulaires résultants. La considération des deux aspects est importante pour caractériser une tâche, mais chacun d'eux doit faire l'objet d'une étude à part entière. Ainsi pour caractériser une tâche motrice, il est nécessaire d'appréhender les aspects liés au mouvement, mais aussi aux efforts engendrés et appliqués sur l'environnement. Dans ce cadre, ce travail de thèse sera focalisé sur la caractérisation de ses

derniers et en particulier les capacités de génération de force (CGF) du membre supérieur au niveau de la main.

Classiquement, l'évaluation des CGF lors de diverses tâches motrices s'effectue de manière expérimentale à l'aide de capteurs de forces ou de couples. Pour tenir compte de l'ensemble des directions d'applications d'effort, des protocoles coûteux en temps sont utilisés et ne permettent pas de caractériser les forces pouvant être générées en bout de chaîne pour des postures autres que celles considérées (*Chiacchio et al., 1997; Sasaki et al., 2010; Yoshikawa, 1985b*). L'évaluation globale des CGF d'un sujet permettrait d'obtenir des informations importantes sur la motricité humaine par exemple, la direction optimale d'application de la force associée à une posture. Il semble donc primordial de développer des outils de prédiction des capacités de génération de force d'un sujet dans toutes les directions de l'espace cartésien qui ne nécessitent pas de mesures de forces complexes à mettre en œuvre. Deux types d'approches peuvent être envisagés pour les évaluer :

- La première utilise des modèles issus du domaine de la robotique qui permettent de caractériser la distribution des efforts dans toutes les directions de l'espace des tâches à partir de la posture de la chaîne cinématique et de données sur les couples articulaires maximaux admissibles. Ils sont basés sur les formalismes de l'ellipsoïde (*Nakamura et al., 1989; Yoshikawa, 1985b*) et du polytope de force (*Chiacchio et al., 1997*). L'intérêt de tels outils réside dans leur représentation géométrique (sous la forme d'ellipsoïdes ou de polytopes) permettant une interprétation rapide des capacités globales et des directions optimales de génération de force (*Yoshikawa, 1985b*). En modélisant le corps humain comme une structure polyarticulée rigide il est alors possible d'utiliser ces indices. Toutefois, un certain nombre de précautions doivent être prises pour s'assurer que ces indices soient représentatifs de la complexité du système musculosquelettique humain en considérant des mesures sur système dynamométrique ou de données spécifiques à une population (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009*).
- La seconde approche quant à elle, se base sur l'utilisation d'un modèle musculosquelettique. Ce type de modèle plus complexe permet une représentation plus fidèle du corps humain en prenant en compte la géométrie musculaire variant avec la posture (bras de levier, longueur des muscles ...). Toutefois, il induit une complexité accrue liée au nombre de degrés de liberté et de muscles qui nécessite de calculer les CGF à partir de méthodes d'optimisation pour maximiser la force produite en bout de

chaîne dans une direction particulière (*Carmichael et Liu, 2011, 2013; Oshima et al., 2000*). Cette approche, intéressante pour prédire la force produite dans une seule direction, devient très coûteuse en temps de calcul lorsqu'il s'agit de la généraliser à toutes les directions. D'autres approches géométriques ont été proposées afin de déterminer le polytope de force. Cependant, elles sont appliquées sur des modèles 2D avec un nombre de muscles relativement restreint (*Valero-Cuevas, 2009*) et donc sont inenvisageables avec un modèle complet du membre supérieur qui comporte un grand nombre de muscles.

Dans le domaine de la biomécanique, l'intérêt des outils de prédiction que nous souhaitons développer apparaît clairement pour caractériser une tâche en lien avec les capacités physiques de l'individu (*Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006*). En effet, ils pourraient aider à identifier les stratégies ou adaptations mises en œuvre par le système nerveux central pour ainsi étudier les compromis réalisés par celui-ci en termes de production de force associée aux contraintes de la tâche. Les possibilités d'applications sont doubles. Tout d'abord, ils pourraient permettre de fournir des explications sur le comportement moteur d'un sujet et, d'autre part, contribuer à l'optimisation de l'environnement afin de diminuer les contraintes subies (*Tanaka et al., 2006*).

À ce jour ces indices, bien que très intéressants, sont très peu développés dans le cadre de l'analyse biomécanique de l'ensemble du membre supérieur. Les seules études pertinentes ont été effectuées sur des modèles génériques dits "normalisés" sans mise à l'échelle (*Jacquier-Bret et al., 2013*), sur un nombre de sujets restreints (*Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006*) avec des validations partielles uniquement réalisées dans le plan transversal (*Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2010*), des données de la littérature uniquement (*Carmichael 2013*) ou encore sans aucune validation (*Komura et al., 1999*).

Dans ce cadre, les travaux présentés dans ce mémoire porteront sur le développement et la validation expérimentale de deux formalismes d'évaluation globale des CGF en tenant compte des spécificités individuelles. Une approche de complexité croissante est adoptée en considérant une modélisation articulaire dans un premier temps puis musculosquelettique.

Ainsi, la première contribution prend la forme d'un indice prédictif qui exploite les couples articulaires isométriques maximaux du membre supérieur pour prédire les CGF au niveau de la main sous la forme d'un ellipsoïde et d'un polytope de force dits "biomécanique". La seconde contribution importante de ce mémoire porte sur la détermination des CGF au moyen d'un modèle musculosquelettique du membre supérieur. Pour pallier les inconvénients

des méthodes existantes, notamment de temps de calcul, nous avons développé et validé un nouvel algorithme plus performant pour déterminer les CGF. Celles-ci seront ensuite comparées à des mesures de forces pour valider la pertinence de l'utilisation de ces modèles pour une description des efforts pouvant être générés à l'extrémité du membre supérieur.

Ces travaux seront ensuite appliqués au domaine spécifique de la propulsion en fauteuil roulant afin d'étudier ce mouvement et prévenir des risques importants d'apparition de trouble musculosquelettique.

Ainsi, ce mémoire de thèse est constitué de 2 parties et cinq chapitres.

Le **chapitre I** est consacré au contexte général de nos travaux, les différentes notions utilisées et les approches existantes traitant de la prédiction des CGF. D'autre part, il traitera des connaissances actuelles sur la biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel, le domaine d'application choisi. Suite à ce chapitre, deux **parties** sont considérées. La première porte sur la modélisation articulaire dans les **chapitres II, III** et la seconde sur la modélisation musculaire dans les **chapitres IV et V**.

Dans la **partie I**, le **chapitre II** est consacré à la description du modèle biomécanique retenu du membre supérieur et sur la détermination précise des couples générés autour d'un axe articulaire à partir d'un système dynamométrique en considérant la compensation des erreurs de mesure dues à la gravité, à l'inertie des segments et au décalage entre l'axe de mesure et l'axe articulaire. Enfin, la dernière partie de ce chapitre présente le calcul des ellipsoïdes et des polytopes de force.

Le **chapitre III** expose la première étude expérimentale traitant de la détermination des ellipsoïdes et des polytopes de force construits à partir de mesures de couples articulaires maximaux isométriques. Ils seront ensuite comparés à un ensemble de mesures de forces en 3D au niveau de la main en condition isométrique pour tester leur validité.

Dans la **partie II**, le **chapitre IV** présente une seconde étude concernant la détermination des CGF au moyen d'un modèle musculosquelettique du membre supérieur. La contribution de ce chapitre est double. Tout d'abord, nous proposons une nouvelle méthode de calcul des CGF, plus rapide et plus simple que les algorithmes existants. Ensuite, elle est validée de manière similaire au protocole présenté au **chapitre III**.

Enfin, le **chapitre V** porte sur l'application des indices de CGF à l'étude de la propulsion en fauteuil roulant manuel à mains courantes. En considérant cinq fréquences de propulsion en condition maximale et sous-maximale, les mouvements articulaires ont été mesurés à l'aide d'un système optoélectronique et les efforts exercés sur la main courante à

l'aide d'une roue instrumentée. À partir des données anthropométriques de sujets et des mouvements articulaires, les CGF ont été évalués et leurs paramètres de forme (élongation) et de directions principales ont été corrélés à ceux des forces mesurées. À l'issue de cette étude, un nouvel indice d'évaluation appelé Indice de Performance Postural (IPP) a été proposé.

Enfin, la **conclusion générale** présentera une synthèse des travaux réalisés ainsi que les perspectives envisagées.

Chapitre I

Chapitre I : État de l'art

Le but de ce chapitre est de présenter l'état de l'art et le contexte dans lequel se situe ce mémoire de thèse relatif à la prédiction des CGF.

La première partie traitera des travaux relatifs à l'analyse expérimentale des CGF qui sera focalisée plus spécifiquement sur le membre supérieur. Cette étude identifiera leurs principales caractéristiques qui doivent être reproduites par la modélisation.

Après avoir justifié l'intérêt des outils de prédiction des CGF, une revue de littérature des formalismes les plus pertinents (les ellipsoïdes et les polytopes de force) pour les évaluer sera présentée. Elle prendra en compte aussi bien les modèles articulaires que musculosquelettiques.

Enfin, le cadre applicatif des outils de prédiction des CGF retenus sera abordé. Il concerne la propulsion en fauteuil roulant manuel à main courante. L'analyse de la bibliographie nous permettra d'identifier les outils d'analyse biomécanique existante et leurs limites et de justifier l'apport des nouveaux outils proposés dans ce mémoire de thèse. Ce chapitre sera conclu par une synthèse et une présentation de la démarche adoptée dans la suite du manuscrit.

I. Introduction

Le système neuro-musculosquelettique du membre supérieur est un ensemble complexe comportant de nombreux éléments : os, tendons, ligaments, muscles, nerfs ... Les articulations reliant les segments ont de nombreuses mobilités et divers capteurs permettent un rétrocontrôle sur les actions décidées par le système nerveux central. Tous ces éléments sont coordonnés lors de la réalisation de mouvements (*Bernstein, 1967*). De plus, une tâche motrice implique l'application d'une force fonctionnelle sur l'environnement qui va varier en amplitude et en direction en fonction de la posture adoptée par l'individu, de ses caractéristiques musculosquelettiques et de la direction d'application (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006*). Évaluer l'aptitude à générer un effort est nécessaire pour améliorer la compréhension des choix réalisés par le système nerveux et caractériser les mécanismes de la performance et de la formation des troubles musculosquelettiques.

II. La force comme indicateur de capacité

L'application d'une force sur l'environnement commence par le recrutement des unités musculo-tendineuses (UMT). Les composantes contractiles vont générer une force transmise au segment via par le tendon du muscle. L'ensemble des forces musculaires et leur bras de levier par rapport au centre d'une articulation sera à l'origine des couples articulaires. Transmis via la chaîne cinématique, ces derniers permettront à leur tour de générer une force à l'extrémité de la chaîne et ainsi agir sur l'environnement.

In vivo, il est très difficile de mesurer directement les forces développées par les UMT, (*Komi, 1990; Komi et al., 1987*), car il est nécessaire de placer un transducteur entre le tendon et l'os au moyen d'une intervention chirurgicale, ce qui est inenvisageable dans la plupart des études. La connaissance des forces générées est pourtant importante pour comprendre comment un individu coordonne ses segments corporels afin de réaliser une tâche. Une solution consiste alors à mesurer la résultante des forces produites par les UMT à l'extrémité d'une chaîne de segments corporels comme la main ou le pied au moyen de capteurs. En biomécanique, ils sont généralement inclus dans des plateformes posées sur le sol ou intégrés dans des tapis de marche (*Ghoussayni et al., 2004; Hreljac et Marshall, 2000; Kiss, 2010*), intégrés à une poignée pour la mesure des forces du membre supérieur au niveau de la main (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006; Sasaki et al., 2010*) ou embarqués dans des roues

instrumentées équipant les vélos à bras et les fauteuils roulants (*Jacquier-Bret et al., 2013; Sasaki et al., 2010; van der Woude et al., 2009*). Les mesures ainsi réalisées permettent d'obtenir des informations sur les efforts dans une seule direction à la fois.

L'amplitude de la force produite par un individu varie en fonction de la posture adoptée et de la direction d'application (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006; Oshima et al., 2000*). De ce fait, la construction d'une représentation globale des CGF, c'est-à-dire pour un ensemble de directions, nécessite alors la multiplication des mesures ce qui s'avère être complexe et chronophage.

Différentes études considérant le membre supérieur ont montré que le pattern des forces qu'il est possible d'exercer en condition isométrique au niveau de la main présente une distribution anisotrope. Dans l'étude de *Rohmert (1966)*, des mesures de force au niveau de la main ont été effectuées en faisant varier l'angle d'élévation du bras par rapport à l'horizontale (30, 0, -30 et -60°), la distance ainsi que la direction d'application de la force (Tableau 1). Les résultats montrent des variations importantes en fonction des paramètres considérés.

Les forces générées au niveau de la main sont également influencées par la position du tronc ainsi que des membres inférieurs. En effet, il a été observé que, lorsque le point d'application de la force au niveau de la main est situé au-dessus du pied, l'effort le plus important est orienté vers le haut et vers l'arrière. Par contre, dans le cas où le pied est placé plus en arrière, la force la plus importante est orientée vers l'avant et vers le bas (*Pheasant et Grieve, 1981; Pheasant et al., 1982*). Les muscles du tronc et des membres inférieurs influencent donc la production de force générée au niveau du membre supérieur. Ces données sont similaires à celles obtenues dans une étude de *Abel et Frank (1991)* portant sur l'activité de poussée d'un fauteuil roulant avec différentes hauteurs de poignée. La direction de la force mesurée présente un angle avec l'horizontal vers le bas, approximativement alignée avec une ligne passant entre la main et l'épaule. Dans ce même cadre, l'étude de *de Looze et al. (2000)* a montré que la hauteur du point d'application des efforts sur un chariot affectait la direction de la force appliquée et les couples articulaires générés à l'épaule et au bas du dos.

Tableau 1 : Mesure de force produite au niveau de la main pour différentes postures du membre supérieur en position debout. La force (exprimée en % la condition en rouge : pousser vers l'avant à 0° d'angle bras/horizontale à 100% de la distance de la prise) selon **Rohmert (1966)**

Direction d'application	Angle (°) (Bras / Horizontal)	Distance de la prise (% du maximum)		
		50%	75%	100%
Pousser vers l'avant, horizontal	30	40	61	80
	0	75	88	100
	-30	70	76	80
	-60	70	80	90
Tirer vers l'arrière, horizontal	30	48	55	65
	0	57	65	72
	-30	70	75	78
	-60	57	70	85
Pousser à gauche, horizontal	30	88	76	60
	0	105	83	60
	-30	105	85	65
	-60	83	76	65
Pousser à droite, horizontal	30	60	55	52
	0	76	62	50
	-30	83	67	55
	-60	62	57	52
Soulever, vertical	30	70	60	48
	0	85	65	45
	-30	125	100	70
	-60	157	128	102
Appuyer vers le bas, vertical	30	190	145	102
	0	140	100	83
	-30	88	83	76
	-60	97	90	80

En position assise, la répartition des forces pouvant être générée par le membre supérieur présente une distribution anisotropique de forme allongée avec une direction d'application principale orientée selon un axe passant par la main et l'épaule (Figure 1) (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006; Sasaki et al., 2010; Sasaki et al., 2011; Xu et al., 2012*). Les forces de plus faible amplitude sont dirigées dans la direction médio-latérale (*Haslegrave et al., 1997a, b; Pinder et al., 1995*).

À mesure que le point d'application de la force s'éloigne du tronc, la répartition devient de plus en plus allongée avec une différence croissante entre la plus petite et la plus grande force (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006*) (Figure 1 - A). *Oshima et al. (2000)* effectuent le même constat sur des mesures de forces dans le plan horizontal pour une flexion de coude 90° et de

120° (Figure 1 - B). Dans les deux études précitées, on constate que la direction selon laquelle l'amplitude de la force est la plus importante est alignée avec un axe passant par le centre de l'épaule et du poignet.

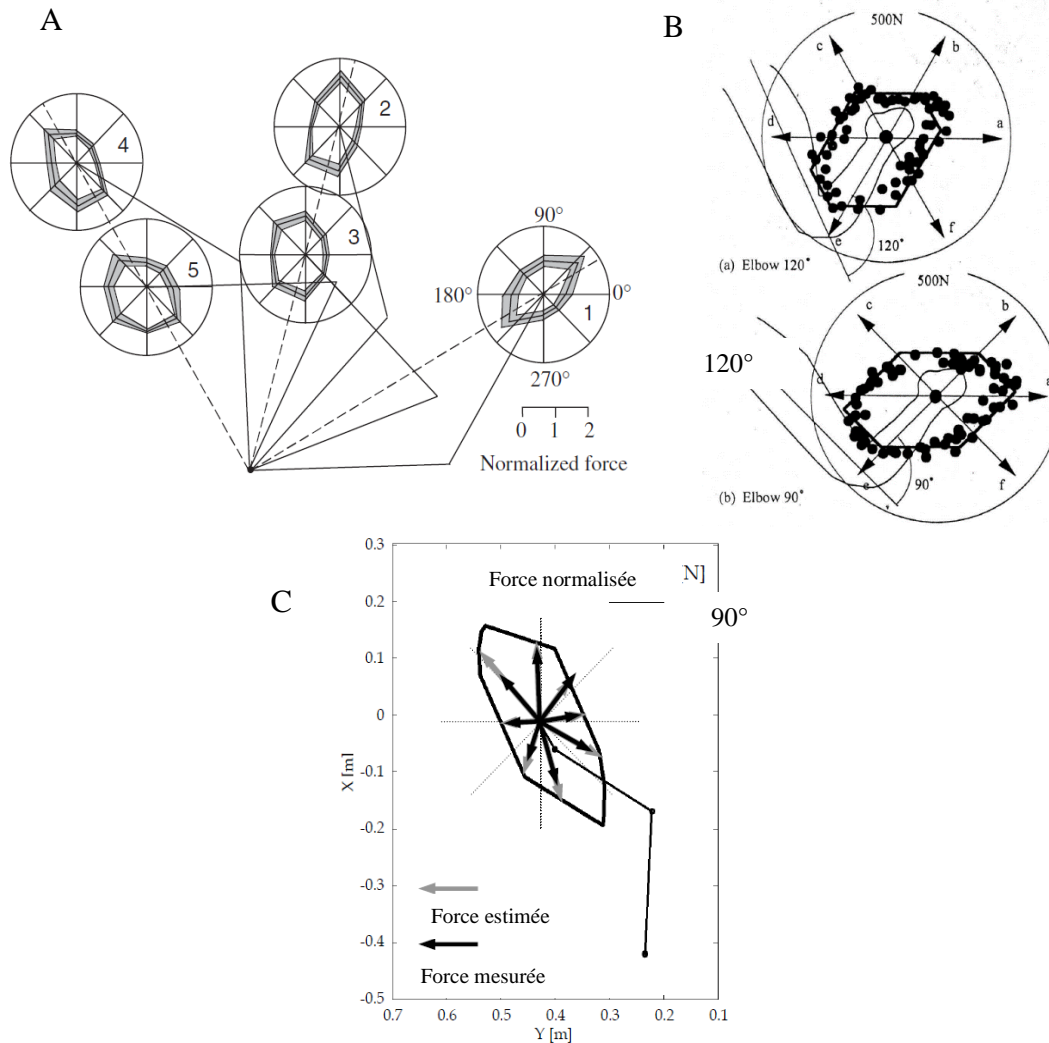


Figure 1 : A : forces mesurées pour 5 positions différentes du membre supérieur avec pour chaque posture 8 directions d'application de la force (vu du dessus dans le plan transversal) avec les lignes en pointillés représentent la ligne passant par l'épaule et la main, figure selon **Jan Nijhof et Gabriel (2006)**.

B : forces mesurées pour deux conditions de flexion du coude (90° et 120°) dans le plan transversal, figure selon **Oshima et al. (2000)**.

C : forces mesurées dans le plan transversal (en noir), figure selon **Sasaki et al. (2011)**

Lors de l'application d'efforts sur une poignée il a été montré qu'un moment est exercé même en l'absence d'une instruction explicite (*Valero-Cuevas et al., 1998; Xu et al., 2012*). Si on ne s'intéresse qu'aux efforts transmis et afin de limiter ce phénomène, certains auteurs adaptent le dispositif expérimental. Par exemple, dans le cadre de mesures de force au niveau du doigt, *Valero-Cuevas et al. (1998)* utilisent un système équipé de 5 boules rotatives (Figure 2). Ainsi, les sujets doivent alors éviter de générer un couple. En effet, si celui-ci devient trop important la rotation de la boule induit un mouvement du doigt et invalide la mesure.

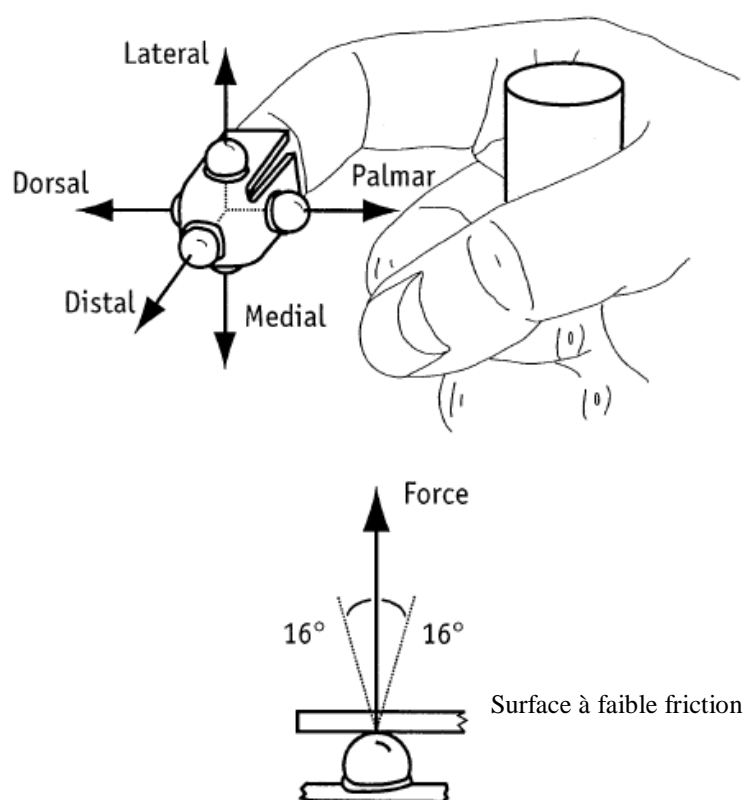


Figure 2 : Système équipé de billes engendrant une rotation du doigt en cas de production d'un couple trop important en bout de chaîne et invalidant ainsi la mesure de force. Figure selon *Valero-Cuevas et al. (1998)*.

Ce système ingénieux présente néanmoins un inconvénient. L'inconfort lié à la présence des boules et la nécessité de réaliser la tâche avec beaucoup de précautions diminuant l'amplitude de la force maximale générée.

De plus, *Xu et al. (2012)* ont montré que ces couples varient en fonction de la direction d'application de la force (Figure 3). Ils suggèrent également l'utilisation d'un

système similaire à celui de *Valero-Cuevas et al. (1998)* avec une attache de la main comportant une liaison pivot d'axe vertical réduisant l'inconfort. Cependant, les précautions à prendre pour éviter que le système n'entre en rotation conduisent à une sous-estimation des forces en bout de chaîne (*Valero-Cuevas et al., 1998*).

En conclusion, même si un couple généré risque d'altérer l'évaluation de la force maximale en bout de chaîne, il semble plus judicieux de demander aux sujets d'éviter la production d'un couple plutôt que d'essayer de s'en affranchir complètement avec des systèmes contraignants et inconfortables.

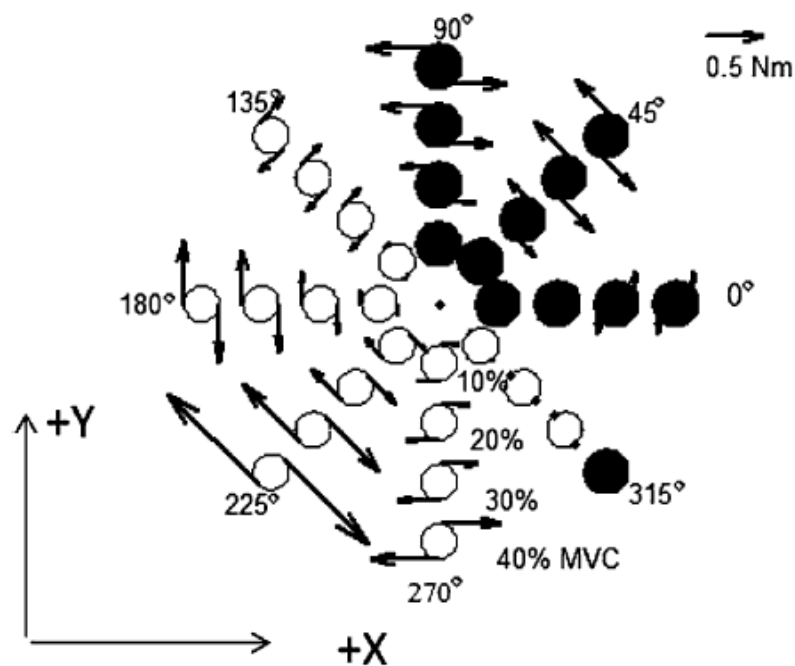


Figure 3 : Représentation du moment de force appliqué par la main au niveau de la poignée lors de mesure de force dans différentes directions et pour différents niveaux de contraction maximale volontaire (MVC) (*Xu et al., 2012*)

Au regard de cette analyse bibliographique, il est possible de synthétiser les différentes informations relatives aux capacités de production de force en considérant 2 caractéristiques principales :

1. une distribution anisotropique des amplitudes des forces en fonction de leur direction,
2. la forme et l'amplitude de la distribution dépendent de la posture adoptée.

Ces deux propriétés sont liées :

1. aux facteurs posturaux, c'est-à-dire que certaines postures favorisent la transmission d'efforts dans certaines directions (*Oshima et al., 2000; Valero-Cuevas, 2009*)
2. à la géométrie du système musculosquelettique et notamment aux bras de levier musculaires (et donc aux couples articulaires).

Une autre remarque porte sur le recueil des données. En effet, il est complexe d'obtenir expérimentalement de telles informations : les protocoles sont chronophages et très onéreux à mettre en place. De plus, ces informations sont restreintes et insuffisantes pour une généralisation à un ensemble de directions et de postures. Il devient nécessaire de développer un outil permettant de généraliser de telles prédictions pour un gain de temps conséquent. En effet, l'obtention des informations de la Figure 1 peut nécessiter plusieurs heures de tests ce qui est incompatible avec les délais en vigueur en entreprise ou encore en milieu hospitalier. Il apparaît donc nécessaire d'élaborer de nouveaux indices permettant de lier la posture et les capacités de génération de force, et cela, dans toutes les directions de l'espace cartésien. De tels outils trouveraient de nombreuses applications notamment dans le cadre de la prévention des TMS.

III. De la nécessité d'une modélisation

Comme nous l'avons vu précédemment, il est difficile de généraliser la prédiction des forces produites par le membre supérieur à partir de mesures. La nécessité d'une modélisation biomécanique pour caractériser une tâche et les capacités de l'individu est pourtant pertinente et importante (*Jacquier-Bret et al., 2013; Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006; Tanaka et al., 2005*). Par ce moyen, on peut envisager d'identifier les compromis réalisés par le système musculosquelettique et aider à fournir des explications sur le comportement moteur d'un individu.

Au travers d'outils de modélisation, estimer à priori les CGF est important pour aider, par exemple, à la conception d'un poste de travail notamment dans le cas de tâches intensives et/ou répétitives. Cette estimation doit être considérée afin de réduire l'inconfort, la fatigue et les risques d'apparition des TMS du membre supérieur.

On peut également envisager des applications relatives à l'évaluation d'un patient en milieu clinique avant, pendant et après sa phase de rééducation.

Afin d'éviter les inconvénients d'une approche liée uniquement à des mesures, le développement d'outils de modélisation des CGF permettra de généraliser les prédictions à des situations non observées directement. Ces outils devront permettre d'estimer les efforts qui peuvent être appliqués sur l'environnement en respectant les caractéristiques mises en évidence à l'issue de la revue de littérature du chapitre précédent, c'est-à-dire l'anisotropie et la dépendance vis-à-vis de la posture. Les outils proposés devront permettre de représenter visuellement les CGF sous une forme graphique 3D facilement interprétable pour des non-spécialistes (*Komura et al., 1999*).

Plusieurs propriétés de la distribution des forces sont pertinentes afin de caractériser une tâche. L'axe principal indique la direction dans laquelle les forces maximales les plus importantes peuvent être exercées. De plus, les couples articulaires nécessaires seront minimisés si une force sous-maximale d'amplitude donnée est exercée selon la direction de l'axe principal de la représentation 3D des CGF. La force maximale isométrique, toutes directions confondues, est aussi un indicateur pertinent des capacités musculaires du sujet. Enfin, des informations sur la forme de la représentation graphique des CGF caractérisent la capacité de l'opérateur à exercer des efforts maximaux plus ou moins équivalents selon les directions.

Dans le cadre d'applications en ergonomie ou en rééducation pour lesquelles la caractérisation des forces appliquées et/ou subies par l'environnement revêt une importance fondamentale, les outils de prédiction des CGF sont ainsi pleinement justifiés. Le nombre important de domaines d'applications potentiels que nous détaillons dans la suite de ce paragraphe en est la preuve.

Dans l'industrie, de nombreuses tâches sont physiquement intenses et/ou répétitives et présentent un risque important de développement de TMS (*Ambrosio et al., 2005; Cooper, 1998; Koontz et al., 2004*). Certaines normes ergonomiques existent et proposent des recommandations dans le but de les réduire. Ces dernières portent notamment sur la posture et la nécessité d'éviter des configurations angulaires extrêmes (*Hignett et McAtamney, 2000; McAtamney et Nigel Corlett, 1993*), la répétitivité des tâches (*Armstrong et al., 1986*) ou encore les vibrations (*WSDLI*). L'intégration de données portant sur les CGF pourrait encore améliorer ces consignes de prévention en prenant en compte les forces exercées. Par exemple, lors de la conception d'un poste de travail, déterminer a priori le placement optimal de l'opérateur en lien avec ses capacités (*de Looze et al., 2000; Tanaka et al., 2005*). En effet, un poste de travail mal conçu et contraignant peut alors engendrer des coûts importants par une

réduction de la productivité ou des arrêts de travail. Cette constatation est d'autant plus vraie si on considère des sujets atteints d'une déficience. Alors, évaluer la différence entre les capacités de l'opérateur et l'effort à fournir pourrait aider à la conception d'un poste de travail adapté. En ergonomie, on retrouve le développement du modèle 3DSSPP (Michigan Three-dimensional Static Strength Prediction Program) développé par **Chaffin (1997)**. Cet outil est conceptualisé sur l'utilisation des limites de production de couple articulaires comme une contrainte sur la capacité à générer un effort en fonction de la posture. Ce modèle détermine si pour une posture et un effort donné, la tâche est réalisable ou non en fonction des limites. Bien qu'intéressants, les informations obtenues ne permettent pas une vue d'ensemble des CGF et sont rarement spécifiques au sujet, car basé sur des données de population (**Chaffin et al., 2006**).

En outre, la détermination des CGF d'un patient en lien avec sa déficience permettrait de déterminer les directions d'applications d'effort selon lesquelles les patients sont plus faibles que des sujets valides. Ceci permettrait au personnel médical d'adapter et d'affiner les programmes de rééducation. Dans ce cadre, on peut citer les travaux de (**Carmichael et Liu, 2011, 2013**) qui portent sur la compensation de la faiblesse musculaire importante de patients à l'aide d'un exosquelette motorisé. À partir de la connaissance des CGF du sujet, cette assistance robotique procure l'aide « juste nécessaire » pour réaliser un exercice de rééducation et contribue à l'amélioration de sa motricité par une action ciblée.

Des applications peuvent également être envisagées en chirurgie du transfert du tendon. En effet, la simulation de plusieurs emplacements de l'insertion du tendon dans un modèle musculosquelettique (**Holzbaur et al., 2005**) permettrait ainsi d'en déterminer l'effet sur les CGF. Enfin, pour l'entraînement sportif, le recueil d'informations fournirait des informations importantes afin de maximiser la force devant être générée à certains moments clés d'un geste sportif (**Tanaka et al., 2006**).

On peut souligner la pertinence et l'intérêt de la modélisation des CGF dans de nombreux domaines. Certains outils issus du champ thématique de la robotique et de la modélisation musculosquelettique permettraient d'obtenir ces informations. Nous allons maintenant aborder les différents types d'indices existants qui permettraient de prédire les CGF.

IV. Modèles de capacité de génération de force

Les modèles de CGF permettent la représentation des forces pouvant être générées dans toutes les directions de l'espace 3D. Dans ce cadre, deux types d'approches seront présentés, l'une articulaire et l'autre musculosquelettique :

- La première basée sur l'utilisation de modèles articulaires initialement proposés dans le domaine de la robotique permet de déterminer les CGF à partir d'informations sur la posture et les couples articulaires maximaux générées aux différents ddl.
- La seconde partie concerne l'utilisation de modèles musculosquelettiques exploitant les forces musculaires et leurs bras de levier.

IV.1. Modèles articulaires

Ce type de formalisme, issu du domaine de la robotique, permet de représenter les capacités motrices d'une chaîne cinématique. Il est couramment utilisé afin de définir la meilleure géométrie qui permet de minimiser la taille et le coût des actionneurs (*Lee et al., 1993; Singh et Rastegar, 1995*) et d'optimiser la trajectoire des robots en termes de vitesse (*Yoshikawa, 1984, 1985b*), de forces (*Chiacchio et al., 1997; Chiu, 1988; Finotello et al., 1998*) ou de puissance (*Mansouri et Ouali, 2011*). L'intérêt majeur de ces modèles est qu'ils admettent une représentation géométrique très pratique sous la forme d'un ellipsoïde ou d'un polytope qui permet de mettre en évidence les directions selon lesquelles les forces ou les vitesses sont maximales ou minimales.

L'objectif des paragraphes suivants est de passer en revue ces formalismes en nous focalisant rapidement sur ceux liés aux CGF. Nous pourrions ainsi jauger ces différents outils et les possibilités d'adaptations qu'ils offrent pour une application dans le cadre de l'évaluation de la motricité humaine. En modélisant le corps humain comme une structure polyarticulée rigide, cette évaluation s'effectuera au travers de paramètres biomécaniques pertinentes.

IV.1.A. Manipulabilité

Yoshikawa (1984) a introduit l'une des premières mesures mathématiques permettant de caractériser la dextérité des mécanismes robotiques au niveau de l'organe terminal (*Yoshikawa, 1984, 1985b*). Le terme de dextérité dans ce cadre correspond à la capacité du

robot à générer une vitesse au niveau de son organe terminal connaissant les bornes sur les vitesses articulaires. Le modèle cinématique de la chaîne qui relie la vitesse de l'organe terminal aux vitesses articulaires (n ddl) est donné par la relation suivante :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}} \quad (1)$$

$\dot{\mathbf{q}}$ ($\dim(\dot{\mathbf{q}}) = n$) correspond aux vitesses angulaires des n ddl, $\dot{\mathbf{x}}$ ($\dim(\dot{\mathbf{x}}) = m$) à la vitesse de l'organe terminal dans l'espace des tâches (Cartésien), \mathbf{J} ($\dim(\mathbf{J}) = m \times n$) est la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique dans sa configuration courante (\mathbf{q} donné). Les termes J_{ij} de cette matrice correspondent à la dérivée partielle de la coordonnée x_i de la position de l'extrémité de la chaîne cinématique par rapport à l'angle articulaire q_j . En considérant des vitesses articulaires de norme euclidienne unitaire ($\dot{\mathbf{q}}^T \dot{\mathbf{q}} \leq 1$), l'hypersphère unitaire des vitesses admissibles dans l'espace articulaire est transformée par l'application de \mathbf{J} en un ellipsoïde dans l'espace des tâches appelées **ellipsoïde des vitesses** ou **de manipulabilité**. On peut alors obtenir des informations importantes sur cette forme géométrique comme, la direction selon laquelle la vitesse peut-être maximale ou encore le volume aussi appelé indice de manipulabilité. Ce dernier représente les capacités globales toutes directions confondues. Il est évalué à partir du déterminant de $\mathbf{J}\mathbf{J}^T$ et sa maximisation permet notamment de s'éloigner des positions singulières de la chaîne cinématique pour lesquelles la manipulabilité tend vers zéro.

Un autre concept, dérivé de la relation (1) permet d'évaluer les CGF par l'intermédiaire de l'ellipsoïde et du polytope de force.

IV.1.B. Ellipsoïdes et polytopes de force

Les ellipsoïdes et les polytopes de force permettent de relier les couples générés aux différents ddl $\boldsymbol{\tau}$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}) = n$) à la force dans l'espace des tâches au niveau de l'organe terminal \mathbf{f} ($\dim(\mathbf{f}) = m = 3$) (*Chiacchio et al., 1997; Chiu, 1988; Finotello et al., 1998*) par la relation suivante :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (2)$$

\mathbf{J}^T correspond à la transposée de la matrice Jacobienne. Dans le cas de l'ellipsoïde de force, les couples articulaires sont bornés par une norme de type 2 ou Euclidienne (Figure 4 - A) considérant que lorsqu'un couple articulaire généré à un ddl est au maximum, les autres sont nécessairement égaux à zéro. Comme pour l'ellipsoïde de manipulabilité, il est possible d'obtenir la direction dans l'espace des tâches pour laquelle une chaîne polyarticulée peut générer une force maximale (axe principal de l'ellipsoïde) ou encore évaluer les CGF en considérant son volume. On notera que si l'ellipsoïde devient une sphère, la force générée en bout de chaîne est alors la même dans toutes les directions (condition isotropique). Par construction l'ellipsoïde de force est orthogonal à l'ellipsoïde de vitesse.

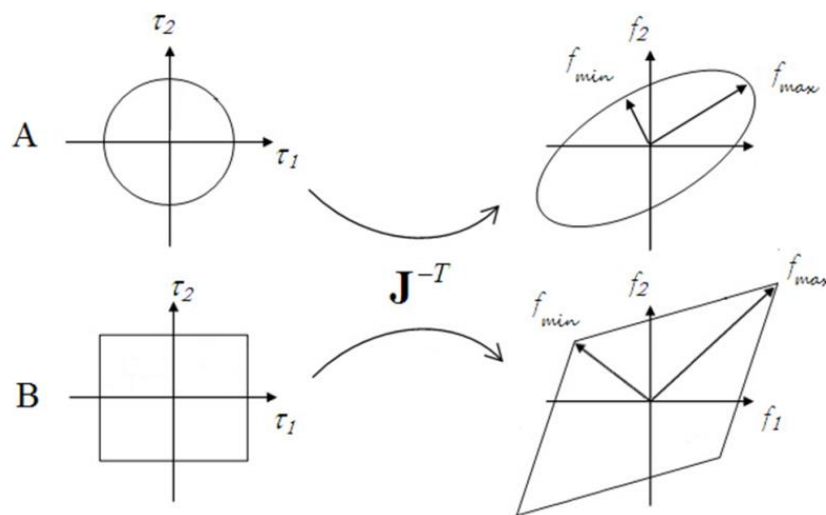


Figure 4 : Définition des ellipsoïdes et des polytopes de force dans le cas 2D avec une chaîne cinématique à 2 ddl. A : les couples articulaires (τ_1 et τ_2) bornés par une norme de type 2 (cercle) projeté via \mathbf{J}^T dans l'espace des forces produisent une ellipse. B : les couples articulaires bornés par une norme de type infini (carré) projetés via \mathbf{J}^T dans l'espace des forces produisent un losange.

Comme le soulignent **Chiacchio et al. (1997)**, la norme de type 2 n'est pas adaptée pour un système robotique, car plusieurs ddl peuvent être à leur maximum au même moment. Il introduit alors un nouveau formalisme : appelée polytope de force. Celui-ci considère alors une norme de type infini (Figure 4- B) pour les données d'entrée de couples articulaires permettant alors à tous les ddl d'être à leur maximum simultanément. Certains auteurs comme **Finotello et al. (1998)** réalisent une comparaison entre l'ellipsoïde et le polytope de force et démontrent que l'utilisation de ce dernier permet d'obtenir une meilleure représentation des capacités maximales en termes de production de force. L'ellipsoïde semble donc être moins adapté pour représenter les capacités maximales de systèmes robotiques.

Dans le cadre de la prise et de la manipulation, les polytopes de forces sont aussi utilisés afin de déterminer l'ensemble des forces transmissibles à un objet par des doigts robotiques. Cette opération est effectuée en construisant l'intersection du polytope de force de chaque doigt avec le cône de frottement dû au contact avec la surface de l'objet (Figure 5) (Inouye *et al.*, 2012; Miller *et al.*, 2005; Nakamura *et al.*, 1989). On peut alors tester plusieurs configurations pour déterminer la prise optimale.

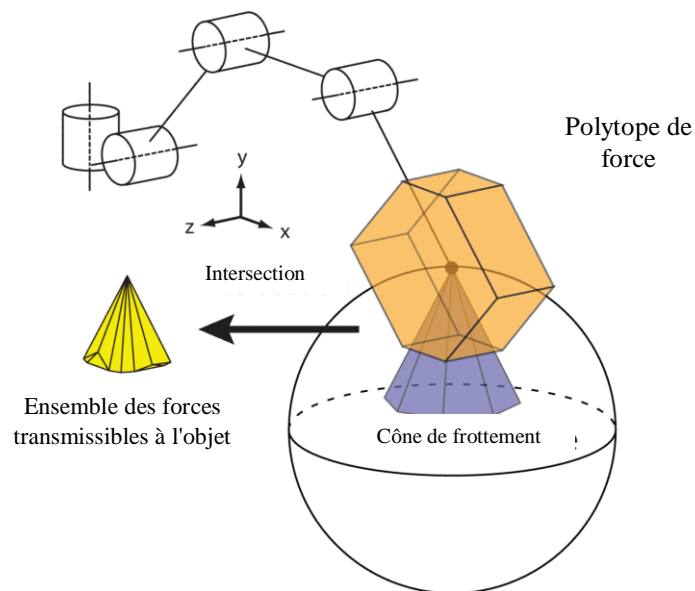


Figure 5 : Représentation de l'ensemble des forces pouvant être générées au niveau de l'extrémité d'un doigt robotique (en orange) et du cône de frottement (en bleu) au niveau du point d'application de la force. L'intersection (en jaune) représente alors les forces pouvant être générées en respectant les contraintes mécaniques de frottement et de forces maximales. Figure selon Inouye *et al.* (2012)

Qu'il s'agisse du polytope ou de l'ellipsoïde de force, les couples articulaires aux différents ddl sont indépendants les uns des autres or la présence de muscles bi et pluriarticulaires chez l'homme peut soulever une question importante : lequel de ces modèles serait le plus adapté pour représenter les CGF ? Les deux cas semblent contre-intuitifs, car si un couple est généré par exemple au ddl d'extension de l'épaule, il est possible d'en générer un au poignet. Ainsi, le choix de la norme de type 2 utilisée pour l'ellipsoïde de force risque alors de conduire à une sous-estimation des CGF. De plus, si on se place dans le cadre de la norme de type infini, c'est-à-dire le polytope de force, il semble physiologiquement difficile de générer un couple articulaire maximal à tous les ddl simultanément. Ainsi, il y a un risque de surestimation des capacités maximales dans ce cas-là.

Associé à ces deux types de normes, deux approches peuvent être envisagées pour les données d'entrée des couples articulaires : normalisées ou mesurées sur les ddl pris en considération dans la modélisation. Ces deux aspects vont maintenant être détaillés.

IV.1.C. Modèle normalisé

Classiquement, les données concernant les vitesses ou les couples articulaires sont normalisées ($\|\dot{q}\|$ ou $\|\tau\| \leq 1$) (*Chiacchio et al., 1997; Finotello et al., 1998; Yoshikawa, 1985b*). Pour réaliser des études sur la motricité humaine, ces indices normalisés pourraient être intéressants pour déterminer l'orientation globale des CGF sans se soucier des amplitudes et pourraient être un bon indice pour réaliser une première évaluation. Dans ce cadre, l'ellipsoïde de force normalisé (EFN) et le polytope de force normalisé (PFN) pourraient s'ils présentent un niveau de précision acceptable, être exploités de manière plus large, car ils présentent l'avantage de nécessiter uniquement la posture pour être évalués. Toutefois, ces formalismes présentent une limitation importante, car ils considèrent des couples articulaires maximaux unitaires et égaux, quel que soit le ddl. Cette hypothèse forte semble éloignée de la complexité du système musculosquelettique humain, car les paramètres comme les bras de levier musculaires ou encore la longueur de raccourcissement des muscles vont modifier les couples articulaires en fonction de la posture, du sens du mouvement et du ddl (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009; Harbo et al., 2012; Knapik et al., 1983*). De plus, chaque personne aura une capacité de production de couples articulaires différente (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009*).

La principale limitation de ces indices est donc la norme unitaire des couples articulaires qui ne rend pas du tout compte des capacités musculaires des sujets humains. L'individualisation de ces modèles semble donc pertinente pour obtenir une meilleure représentation des CGF même si les modèles normalisés pourraient présenter un intérêt du fait de la simplicité de leur mise en œuvre.

IV.1.D. Modèles basés sur des mesures de couples articulaires

Dans l'optique de disposer d'indices plus représentatifs de la complexité du système musculosquelettique, les ellipsoïdes et les polytopes de force sont adaptés en considérant des couples articulaires maximaux (*Oshima et al., 2000; Pinter et al., 2010a; Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006; Tanaka et al., 2005*). Ces données peuvent être obtenues à partir de

systèmes de mesures dynamométriques ou des données représentatives d'une population provenant de la littérature (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009; Knapik et al., 1983; Pinter et al., 2010a; Roy et al., 2009*). Une telle approche permettrait de prendre en compte une déficience au niveau de certains ddl et d'en évaluer l'effet sur les CGF. Ces deux nouveaux indices appelés ellipsoïdes de force biomécanique (EFB) et polytope de force biomécanique (PFB) permettent une représentation plus précise de l'ensemble des forces au niveau de la main en fonction des limites de l'espace des couples articulaires mesurés. Dans ce contexte, plusieurs études ont cherché à déterminer les CGF avec l'EFN, le PFN, l'EFB et le PFB. Cependant, très peu d'entre ont validés les résultats fournis par ces indices prédictifs (qui restent théorique) et un ensemble de mesures de force. Réaliser une telle comparaison permettrait de valider la pertinence de ces indices en tant qu'indicateurs des CGF d'un individu.

IV.1.E. Utilisation des modèles articulaires

L'une des premières études portant sur l'utilisation des modèles articulaires de CGF en biomécanique est celle de *Tanaka et al. (2005)*. Elle porte sur le lien entre le ressenti lors de l'exécution d'une tâche et un indice dénommé E déterminé à partir de paramètres représentatifs de l'EFN selon l'équation (3) :

$$E = S \cos(|\theta|) \quad (3)$$

S (N^2) représente la surface de l'ellipse issue de l'intersection de l'EFN avec le plan transverse passant par la main et θ l'angle entre la direction d'application de la force appliquée et l'axe principal de l'ellipse définie précédemment. Le protocole expérimental consistait à déplacer une poignée équipée d'un capteur de force sur une distance de 0.08m en considérant 7 positions de départ différentes (Figure 6).

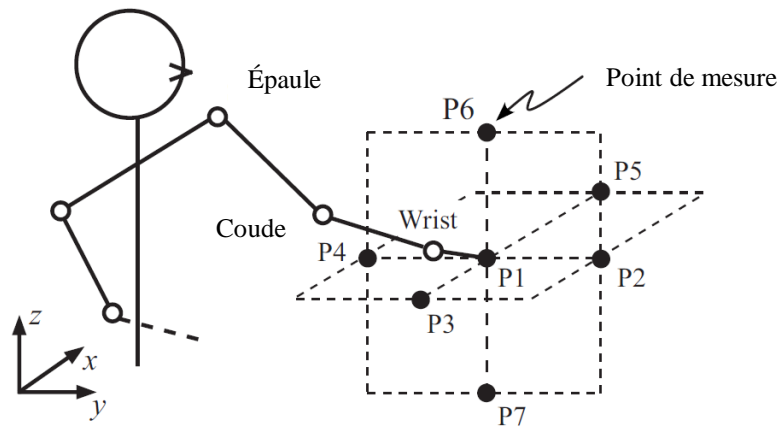


Figure 6 : Position de départ de la main. Figure selon **Tanaka et al. (2005)**

L'indice E est ensuite représenté graphiquement en fonction du ressenti de la personne sur la tâche en cours sur une échelle de 1 à 5 (5 : très bon, 4 : bon 3 : normal, 2 : mauvais, 1 : très mauvais). L'auteur conclut sans analyse statistique que les sens de variation de E et du ressenti sont similaires (Figure 7). Même si ces résultats sont partiels et restent subjectifs, ils incitent à approfondir l'étude de ces indices pour la caractérisation d'une tâche. En effet, une relation entre les sensations de l'opérateur et des indices basés sur les ellipsoïdes et les polytopes de force seraient utiles pour développer des postes de travail que l'opérateur pourrait manipuler avec un bon ressenti.

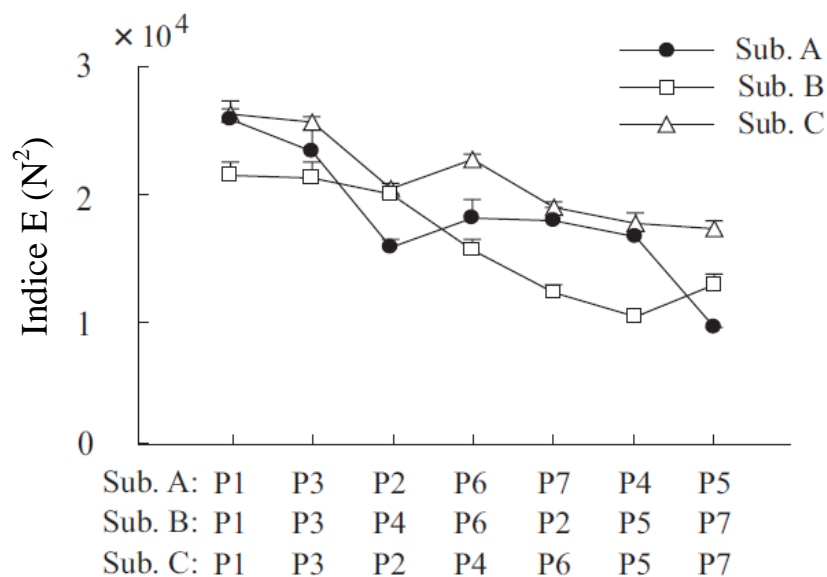


Figure 7 : Indice E en fonction du ressenti classé par ordre décroissant. Pour chaque sujet, la position correspondante est indiquée sous l'axe des abscisses. Figure selon **Tanaka et al. (2005)**

Une autre étude des mêmes auteurs (*Tanaka et al., 2006*) a porté sur l'analyse du mouvement de coup de pied au football chez des joueurs novices et expérimentés. Elle combine l'utilisation de l'ellipsoïde de manipulabilité et de l'EFB, cette dernière étant basée sur la mesure des postures du membre inférieur et des valeurs maximales des couples articulaires déterminées à l'aide d'un dynamomètre isocinétique. Le joueur expérimenté présente une EFB avec une amplitude plus importante au moment où s'enclenche la frappe et l'ellipsoïde de manipulabilité atteint son amplitude maximale dans la direction de la frappe juste au moment de l'impact alors que celle du novice apparaît plus tôt avec une différence de 0,02s (Figure 8 - A).

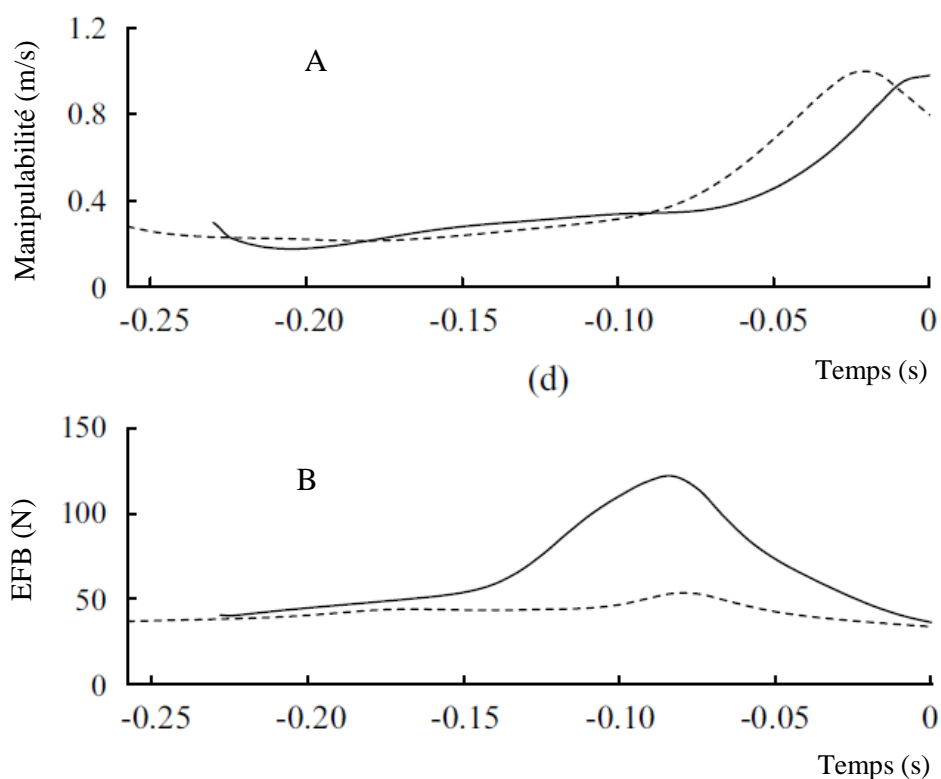


Figure 8 : Evolution de la longueur de l'axe principal de l'ellipsoïde de manipulabilité (A) et de l'EFB (B) avant la frappe du ballon pour le joueur expérimenté (trait plein) et le novice (trait en pointillé). L'origine du temps ($t = 0s$) correspond à l'instant de la frappe. Figure d'après Tanaka et al., 2006.

Les modèles basés sur l'EFB semblent donc suffisamment sensibles pour détecter des différences d'expertise entre joueurs. Ils peuvent présenter alors un intérêt en entraînement sportif pour détecter certaines faiblesses sur un mouvement et ainsi fournir un outil complémentaire permettant des ajustements de trajectoire/mouvement. Cependant, les résultats de cette étude semblent être relativement préliminaires. Enfin, une limitation

importante des deux études décrites précédemment concerne la validation. En effet, aucune mesure de force n'a été effectuée pour valider la pertinence de ces modèles (*Tanaka et al., 2006; Tanaka et al., 2005*).

Sasaki et al. (2010) proposent une étude portant sur l'EFB et le PFB construits à partir de mesures sur dynamomètre en condition isocinétique sur 7 ddl du membre supérieur sans précision sur la vitesse angulaire du mouvement. L'intersection de l'EFB et du PFB avec le plan horizontal passant par la main est ensuite comparée avec des mesures de force dans ce même plan dans 8 directions différentes. Les auteurs concluent que davantage de mesures seraient nécessaires pour réaliser une validation plus complète, car les résultats fournis semblent en adéquation avec la section de l'EFB dans le plan transversal, mais pas avec le PFB. Leurs résultats semblent prometteurs, mais se limitent à une simple comparaison graphique dans un seul plan et sans aucune étude statistique ni utilisation de paramètres de haut niveau représentatifs d'une distribution de point dans l'espace.

De plus, il est important de déterminer lequel des deux types de modèles (normalisé ou articulaire) permet de mieux prédire l'orientation globale des forces générées en bout de chaîne, car des différences significatives existent entre eux. En effet, une étude portant sur la flexion-extension du coude (*Hernandez et al., 2016; Rezzoug et al., 2012a, b*) a comparé les modèles normalisés (EFN et PFN) avec les modèles intégrant des couples articulaires maximaux isométriques (EFB et PFB). La comparaison entre les modèles a porté sur l'orientation globale et la forme des indices pour 4 valeurs différentes de flexion de coude (40, 60, 80 et 100°). Il a été mis en évidence que l'intégration des couples articulaires dans ce modèle engendre une différence significative d'orientation et de forme globale entre les indices normalisés et biomécaniques. Cette différence s'accroît avec l'augmentation de la flexion du coude avec un angle entre les axes principaux de l'EFN et de l'EFB de 6.6° (3.7) et 13.7° (5.2) pour des conditions de 40° et 100°. Concernant le PFN et le PFB ces valeurs sont de 5.6° (4.2) et 13.3° (4.5). Cependant, cette étude n'a pas réalisé de validation pour vérifier quel modèle se rapproche le plus de la répartition d'un ensemble de force mesuré.

Les études actuellement menées sur les ellipsoïdes et les polytopes de force ont été effectuées sur un nombre d'individus restreint (*Rezzoug et al., 2013; Sasaki et al., 2010*) et ont comparé les prédictions des indices avec des mesures de forces uniquement réalisées dans le plan horizontal. Ces études sont prometteuses et leur pertinence mérite donc d'être évaluée au travers d'une comparaison plus exhaustive avec des mesures expérimentales de forces.

IV.1.F. Limites identifiées des modèles articulaires

Si les modèles articulaires décrits semblent bien adaptés aux structures robotiques actionnées par des moteurs directement aux articulations, ils le sont moins pour des mécanismes à câbles notamment ceux pour lesquels ils peuvent actionner plus d'une articulation. Ces derniers nécessitent donc des formalismes particuliers (*Inouye et al., 2012*). Par analogie, les limites des modèles articulaires pour caractériser le système musculosquelettique résident dans leurs incapacités à prendre en compte plusieurs de ces particularités. La première est la présence de muscles mono, bi et pluri-articulaires qui fait que les couples articulaires générés au niveau des articulations sont interdépendants. La seconde lacune est liée au fait que les couples articulaires maximaux dépendent des bras de levier musculaires eux même dépendant de la posture de la chaîne cinématique. Contrainte que ne considère pas naturellement un modèle articulaire. De plus, ils sont complexes à évaluer et nécessitent un grand nombre de mesures de couples articulaires pour ne caractériser qu'une seule posture. Enfin, la production de force est liée aux caractéristiques contractiles et viscoélastiques des unités musculo-tendineuses (UMT) et des synergies non pas liées seulement à des couplages mécaniques, mais aussi à des commandes centrales. Le type de modèle qui semble répondre au mieux à ces contraintes hormis celles liées à la commande centrale est le modèle musculosquelettique (*Hagio et Kouzaki, 2014; Mogk et al., 2009*). Dans ce contexte, nous allons maintenant aborder la thématique de l'utilisation des modèles musculosquelettique pour déterminer les CGF.

IV.2. Modèles musculosquelettiques

Des modèles intégrés à différentes plateformes ont été développés. Les plus connus sont AnyBody[®] (AnyBody Technology A/S, Denmark), OpenSim (*Delp et al., 2007*), the "Biomechanics of Bodies" (BoB) pour matlab (The MathWorks Inc, MA, USA), "the Visible Human Project" (VHP) (*Sabes et Jordan, 1997*) et "the Swedish model" (*Karlsson et Peterson, 1992*). Les différentes parties du corps sont modélisées qu'il s'agisse du membre inférieur (*Arnold et al., 2010; Delp et al., 1990*) ou supérieur (*Asadi Nikooyan et al., 2011; Holzbaur et al., 2005*), de la colonne lombaire (*Christophy et al., 2012*) et du cou (*Vasavada et al., 1998*). Certains modèles du règne animal sont aussi disponibles comme celui-ci du chat par exemple (*Keshner et al., 1997*).

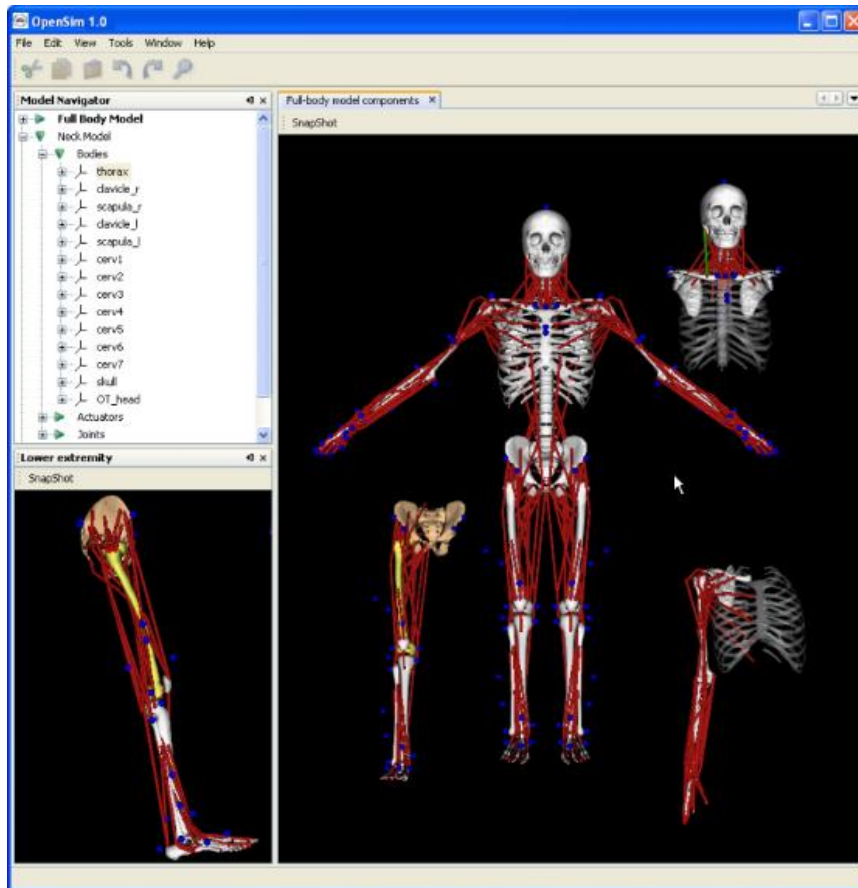


Figure 9 : Représentations de quelques modèles musculosquelettiques sous OpenSim. Figure selon en.wikipedia.org

L'intérêt majeur de ces modèles par rapport à l'approche articulaire est leur capacité à généraliser la prédiction des CGF à un ensemble de postures. En effet, ils prennent en compte la géométrie musculaire et tous les paramètres dépendant de la posture comme les forces et les bras de levier musculaires qui permettent de déterminer les limites sur les couples articulaires.

IV.2.A. Du recrutement des UMT au CGF

Dans ces modèles, les actions musculaires sont représentées par des UMT modélisées au travers d'un ensemble de paramètres représentatifs tels que la longueur, la relation tension/longueur, tension/vitesse ou encore l'angle de pennation (l'angle formé entre les fibres musculaires et le tendon). Plusieurs modèles d'UMT ont été développés (*Millard et al., 2013; Schutte et al., 1993; Thelen, 2003*) et sont dérivés du modèle de Hill (*Hill, 1938*). Connaissant la force transmise à l'os et la géométrie de l'UMT (point d'origine, d'insertion et trajet), les bras de levier des muscles permettent de déterminer les couples articulaires (*Pinter et al., 2010a; Sherman et al., 2013*). Les modèles disponibles se sont complexifiés. A

l'origine, les muscles étaient représentés par un segment de droite, (*Seireg et Arvikar, 1973*) qui ne permettait pas de représenter les contournements autour du squelette. Par la suite, la notion de "via-points" a été utilisée (*Delp et al., 1990*). Elle permet de diviser le muscle en plusieurs segments délimités par des points fixes dans des repères osseux. Bien que plus évoluée cette méthode ne peut être considérée que sur des cas simples, car une interférence ou interpénétration avec un autre élément du modèle (muscles ou os) reste possible. La dernière méthode développée est celle des "wraps points" (*Audenaert et Audenaert, 2008; Garner et Pandy, 2000*). Elle permet de calculer automatiquement un trajet viable pour la géométrie du muscle qui évite toutes les surfaces modélisées. Plus de détails seront donnés dans le chapitre IV lors de la présentation des calculs des forces et des bras de levier des UMT.

IV.2.A. Utilisation des modèles musculosquelettiques

L'utilisation des modèles musculosquelettiques semble pertinente pour déterminer des CGF pour un ensemble de postures. Deux techniques sont proposées afin de construire les polytopes de forces « musculosquelettiques » (PFMS) basées soit sur des méthodes d'optimisation ou de géométrie.

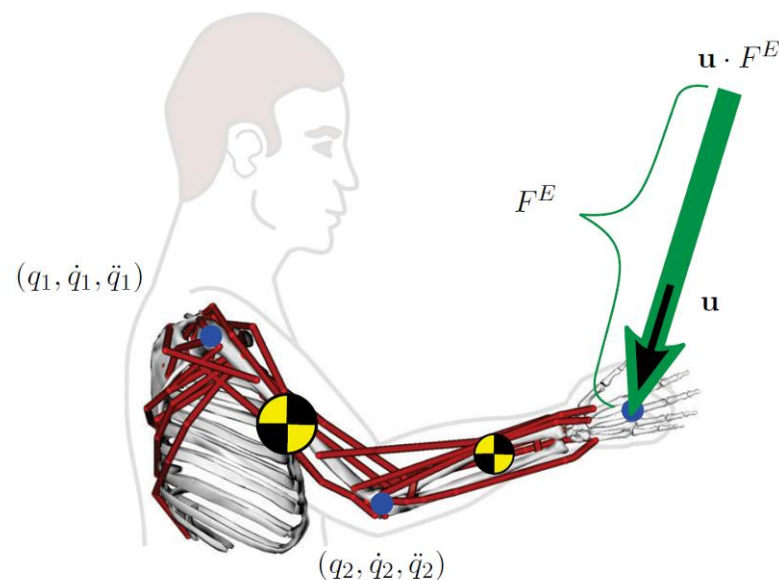


Figure 10 : Les méthodes d'optimisation permettent de maximiser l'amplitude de la force F^E (Force externe) dans une direction donnée u en respectant les conditions de l'équilibre statique. Figure selon *Carmichael et Liu (2013)*.

Dans la première catégorie, les études de *Carmichael et Liu (2011)* et de *Komura et al. (1999)* utilisent toutes les deux un formalisme très similaire. En considérant une direction d'effort particulière représentée par le vecteur \mathbf{u} (Figure 10) et des activations musculaires bornées $0 \leq \mathbf{a} \leq 1$, l'objectif est de maximiser la force externe \mathbf{F}_E que peut subir le système musculosquelettique en respectant les conditions de l'équation dynamique du mouvement (ici dans un cas statique) (Figure 10). On peut ainsi évaluer la force maximale isométrique pouvant être générée dans la direction opposée. Pour représenter l'ensemble des CGF, un échantillonnage de directions \mathbf{u} est nécessaire et pour chacune d'elle le problème d'optimisation est résolu. Ainsi, le temps de calcul augmente avec la complexité du modèle (nombre de ddls et de muscles) et le nombre de directions choisi. Dans les travaux de *Komura et al (1999)*, un formalisme similaire est utilisé afin d'optimiser l'accélération du point terminal du membre supérieur ou inférieur. Le second type de méthode est basé sur des algorithmes géométriques. On peut citer les travaux de *Bouchard et al. (2010)* qui utilisent la somme de Minkowski ou ceux de Valero-Cuevas qui utilisent un algorithme d'énumération des coins du polytope de force (*Avis et Fukuda, 1992*). L'inconvénient de ces techniques est qu'elles nécessitent une matrice Jacobienne carrée et donc une chaîne cinématique non redondante ce qui n'est pas le cas du modèle du membre supérieur.

Comme pour les modèles articulaires, l'examen de la littérature montre que peu de travaux ont traité de la validation des CGF par l'intermédiaire de modèles musculosquelettiques.

Le modèle d'évaluation de CGF développé dans le cadre de l'animation par *Komura et al. (1999)* considère le membre inférieur (*Delp et al., 1990*) et ne propose aucune validation expérimentale. Les travaux de *Carmichael et Liu (2013)* portant sur le membre supérieur (*Delp et al., 1990*), comportent une validation basée uniquement sur des données provenant de l'étude de *McCormick (1970)* pour 6 directions seulement et de manière non exhaustive. De ce fait aucune comparaison n'est effectuée entre des données recueillies sur un échantillon de sujets et les résultats issus de la modélisation proposée.

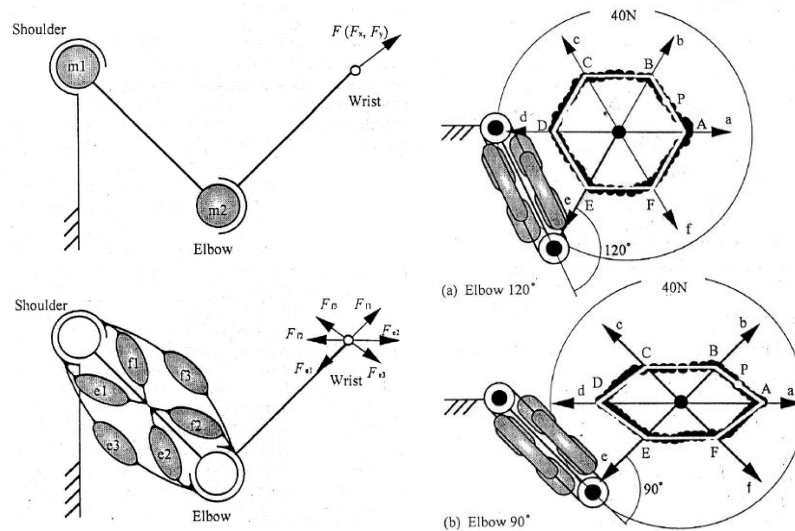


Figure 11 : Modèle à 2ddl articulaire (A) et musculosquelettique simplifié (B) de Oshima et al. (2000)

En considérant un modèle plan à 2 ddl, **Oshima et al. (2000)** proposent une comparaison entre des forces mesurées et les CGF prédite dans le cadre d'une approche articulaire (1 actionneur par ddl) et musculosquelettique simplifiée (actionneurs mono et biarticulaires) en considérant un robot à câbles et des sujets humains (Figure 11 et Figure 12). Les résultats obtenus avec le second type de modèle présentent une meilleure adéquation avec les forces obtenues expérimentalement à l'aide d'un capteur de force monté sur un robot. L'échantillon comportait 4 individus. Cette étude est limitée au plan horizontal et la validation est effectuée de manière visuelle sans comparaison de paramètres quantitatifs (Figure 12). De plus, le modèle utilisé ne prend en compte que deux ddl et seulement deux paires de muscles monoarticulaires et une paire de muscles biarticulaires, ce qui est insuffisant afin de rendre compte de la complexité du système musculosquelettique. Cependant, cette simplification semble permettre d'obtenir une bonne représentation des CGF dans un plan et l'utilisation d'un modèle musculosquelettique complet permettrait sûrement d'obtenir une meilleure estimation dans l'espace 3D.

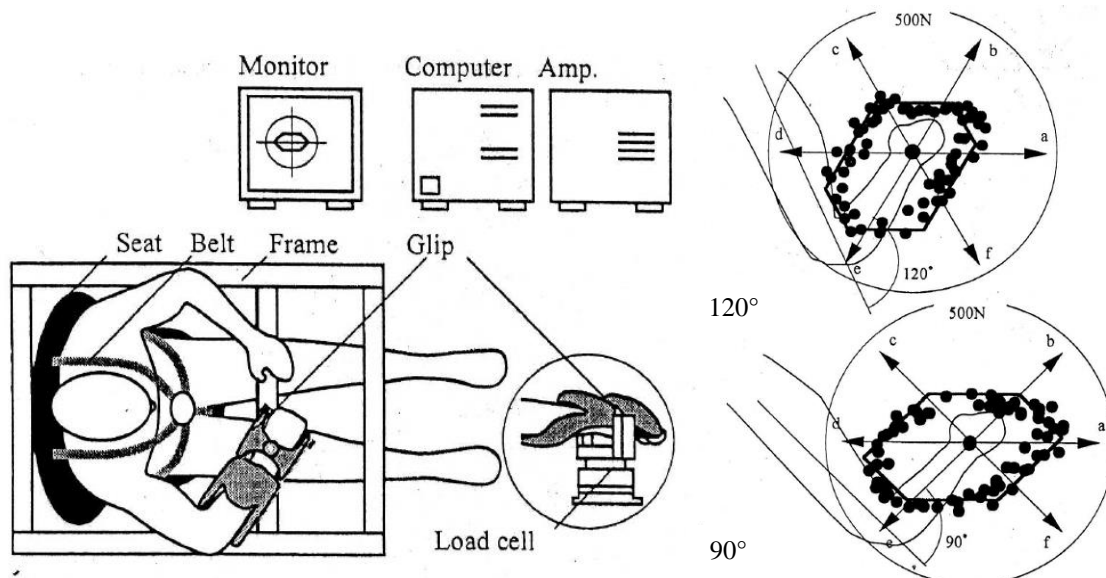


Figure 12 : Dispositif expérimental et mesures de force dans l'étude de *Oshima et al. (2000)* pour deux flexions de coude différentes (90 et 120°).

L'étude des CGF au moyen des modèles musculosquelettiques peut également permettre de fournir des informations complémentaires sur les synergies musculaires (*Valero-Cuevas, 2000*) et sur les mécanismes de cocontraction mis en place (*Valero-Cuevas, 2005*). Ainsi, on peut citer une étude intéressante de *Valero-Cuevas (2000)* qui démontre que le pattern d'activation des muscles des doigts est indépendant de l'amplitude de la force générée avec les mêmes muscles activés à 50% et 100% de la force maximale. Dans ce cas, les muscles activés permettant de générer un effort maximum pour une direction particulière voient leurs activations simplement modulées pour un faible niveau de production de force. Or pour atteindre un point dans l'espace des forces en condition sous-maximale, le nombre de combinaison de schéma d'activation musculaire est infini (du fait de la redondance musculaire). Ces résultats semblent démontrer que le SNC met en place une simplification des activations en lien avec la direction de l'effort et des capacités maximales.

Certains travaux en robotique ont aussi proposé des formalismes de détermination des GCF des doigts de la main (*Inouye et al., 2012*). En effet, certains robots à câbles ont des similarités avec les modèles musculosquelettiques notamment la présence d'actionneurs mono et bi-articulaires (*Bouchard et al., 2010; Inouye et al., 2012; Oshima et al., 2000; Pollard et Gilbert, 2002*). Afin d'optimiser leur structure mécanique et notamment les bras de leviers par rapport aux articulations, certaines études ont exploité et comparé les CGF de doigts robotiques équipés de tendons avec celle de doigts humains (*Pollard et Gilbert, 2002*).

Après l'étude de la bibliographie relative à l'évaluation des CGF par modèle musculosquelettique on peut dresser le bilan suivant :

- Il existe un manque de validation des CGF. Les études portent soit sur un nombre très faible de sujet, ou sur des données de la littérature ou ne proposent aucune validation,
- Les résultats préliminaires de certaines études sont prometteurs et doivent être confirmés de manière plus exhaustive,
- Les temps de calcul des algorithmes d'optimisation sont très dépendants du nombre de directions choisi et les algorithmes géométriques sont utilisables uniquement dans le cas géométrique non redondant. Il apparait donc que les temps de calcul si on considère un modèle complexe devront être un critère de choix des formalismes proposés.

La modélisation musculosquelettique, étant donné qu'elle considère les UMT, permet de prendre en compte une déficience connue en supprimant ou en réduisant la force générée par un muscle. Ainsi, on peut envisager d'en étudier l'impact sur les CGF. Cette problématique fera l'objet du paragraphe suivant.

IV.3. De la déficience musculaire aux CGF

Chaque muscle permet, dans une posture donnée, de générer une force en bout de chaîne (Figure 14 - b). Toute déficience musculaire va alors modifier la répartition des CGF dans l'espace des tâches en modifiant le volume (baisse), la forme et certainement l'orientation globale (Figure 14 - d). En effet, après un accident vasculaire cérébral, une paralysie cérébrale ou une lésion médullaire les capacités et les synergies musculaires sont impactées avec une difficulté voire une impossibilité à contrôler indépendamment les mouvements des articulations (*Jacquier-Bret et al., 2009; Koshland et al., 2005; Valero-Cuevas, 2009; Welmer et al., 2006*). Afin d'illustrer l'impact des synergies sur les CGF, la Figure 13 présente 2 polytopes de forces qui diffèrent par le type de synergie employée : la partie en blanc correspond au cas de figure où tous les muscles sont contrôlés indépendamment les uns des autres, la partie mauve correspond à un fonctionnement synergétique pour lequel les activités musculaires sont liées les unes aux autres (Figure 13). On observe alors que les efforts maximaux sont réduits dans certaines régions de l'espace des forces.

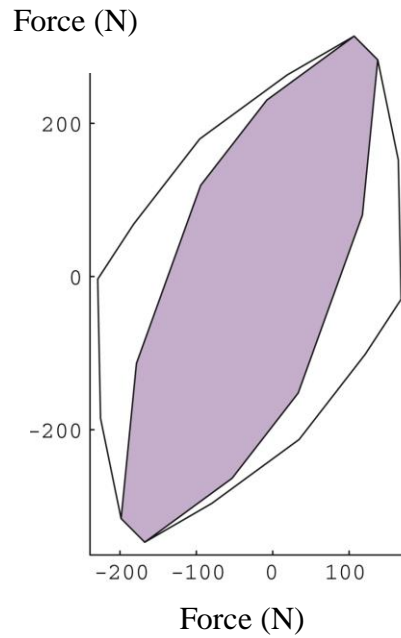


Figure 13 : Comparaison entre les CGF de 7 muscles pouvant être contrôlés de manière indépendante et celle où deux paires de muscles agissent nécessairement ensemble (zone en mauve). Figure selon Valero-Cuevas (2009)

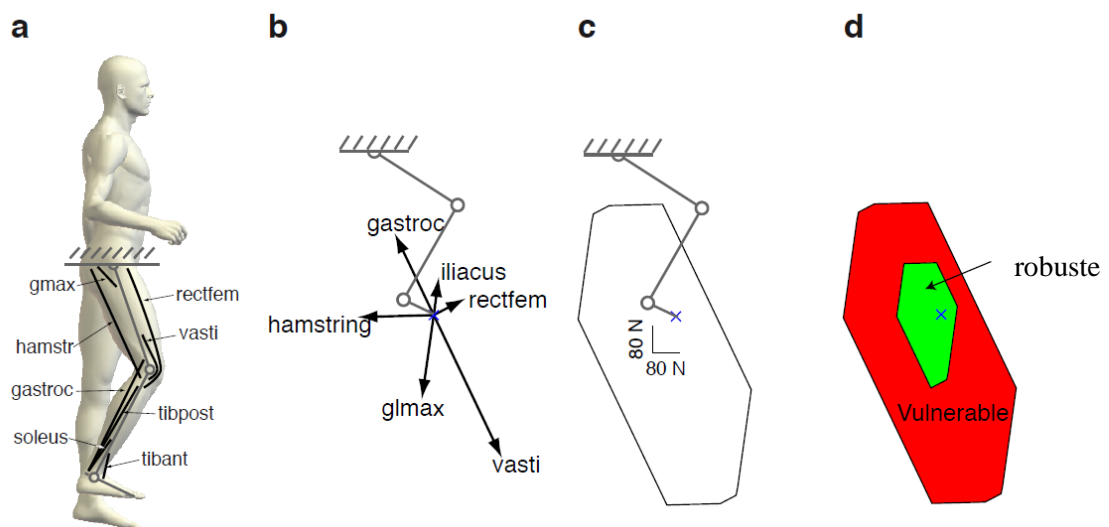


Figure 14 : « Robustesse » du polytope de force. a. modèle retenu, b. ligne d'action des muscles, c. CGF au niveau du pied. d. zone verte (dite robuste) : polytope non affecté par la perte d'un seul muscle quel qu'il soit, zone rouge (dite vulnérable) : zone affectée par la perte d'un quelconque muscle correspondant à 86% de la surface totale. Figure selon Kutch et Valero-Cuevas (2011).

Dans le cadre d'une déficience d'un ou plusieurs muscles, on peut évaluer les capacités musculosquelettiques résiduelles. Au niveau du pouce, *Kuxhaus et al. (2005)* ont effectué une comparaison entre les forces mesurées avec et sans blocage d'un nerf innervant 4 des 10 muscles du pouce. Leur méthode permet de détecter un changement important des CGF du pouce principalement dans le plan sagittal et propose ainsi un test clinique focalisant les mesures de force dans ce plan pour détecter une paralysie du nerf ulnaire.

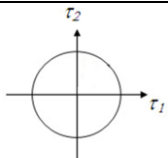
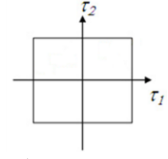
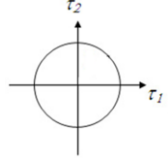
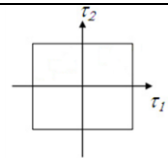
Kutch et Valero-Cuevas (2011) introduisent la notion de "robustesse" musculaire (Figure 14). Elle vise à déterminer quel est le polytope de force qui est robuste par rapport à une déficience musculaire. Ce dernier est constitué de l'intersection de tous les polytopes de force pour lesquels un muscle a été retiré. À partir d'un modèle du membre inférieur dans le plan sagittal muni de 14 muscles (*Arnold et al., 2010*), ils montrent que seulement 27% de la surface du polyèdre ne serait pas affectée si un quelconque muscle du membre inférieur venait à être déficient (Figure 14). Malgré une redondance musculaire importante du corps humain, la perte d'un seul muscle peut affecter significativement la production de force et cela particulièrement s'il génère une force de grande amplitude en bout de chaîne.

L'utilisation de cette technique peut également être envisagée en chirurgie de transfert du tendon (*Asakawa et al., 2002; Fox et al., 2009*). En effet, le déplacement d'un tendon modifie le bras de levier du muscle et donc l'amplitude et la direction de sa force d'action en bout de chaîne. L'évaluation de CGF qui en résulte peut fournir des informations aux chirurgiens pour le guider dans ses choix. Cependant à notre connaissance aucun de ces types de modèles n'a encore été mis en œuvre.

L'intérêt de la représentation graphique des CGF sous la forme d'un polytope est qu'elle permet d'identifier l'impact d'une déficience sur la capacité à exercer des efforts lors d'une tâche motrice. Une telle information pourrait être importante afin d'obtenir une évaluation du patient à un instant donné, mais aussi afin de proposer des exercices de rééducation ciblés qui permettrait une récupération des capacités motrices (*Pearlman et al., 2004*). Présentée à l'aide d'une interface graphique dédiée, cette information permettrait une interprétation rapide des observations et donc constituerait un complément avantageux pour les cliniciens (*Komura et al., 1999; Lee et al., 2009*).

IV.4. Synthèse

Tableau 2 : Récapitulatif des cinq modèles considérés pour la prédiction des CGF par ordre croissant de complexité.

Entrée	Bornes sur les entrées	Sortie	Intérêt	Inconvénients
- Posture	 $\boldsymbol{\tau}^T \boldsymbol{\tau} = \mathbf{f}^T \mathbf{J} \mathbf{J}^T \mathbf{f} \leq 1$	EFN	Ne nécessite que la posture pour être évalué	<ul style="list-style-type: none"> - Pas d'information concernant les amplitudes des forces - Les ddls sont considérés indépendants
	 $\tau_i^{\min} \leq \tau_i \leq \tau_i^{\max}$	PFN		
- Posture - Couples maximaux isométriques	 $(\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})^T \hat{\mathbf{J}} \hat{\mathbf{J}}^T (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}}) \leq 1$	EFB	Les mesures des couples articulaires permettent d'individualiser les prédictions	<ul style="list-style-type: none"> - Mesures des couples articulaires longues - Les ddls sont considérés indépendants
	 $\tau_i^{\min} \leq \tau_i \leq \tau_i^{\max}$	PFB		
- Posture - UMT force	$0 < f_i < f_{i\max}$ $i = 1 \dots n$ muscles	PFMS	Représente le plus fidèlement le système musculosquelettique humain	Difficulté pour individualiser ces paramètres

Les modèles de CGF présentent un large champ d'applications potentiel. Plusieurs méthodes sont envisageables pour les déterminer et un récapitulatif des modèles disponibles est présenté dans le Tableau 2. Pour chacun d'eux, on précise les entrées utilisées et leurs bornes, les sorties, ainsi que leurs avantages et inconvénients respectifs.

La complexité est variable et on peut envisager des formalismes relativement simples tels que les modèles articulaires normalisés (EFN et PFN) jusqu'aux plus complexes avec les modèles musculosquelettiques (PFMS). Les premiers présentent l'avantage de ne nécessiter que la posture comme donnée d'entrée. Leurs équivalents prenant en compte l'espace des couples articulaires isométriques maximum (EFB et PFB) quant à eux, permettent d'obtenir des informations sur les amplitudes des forces pouvant être générées.

Les modèles musculosquelettiques semblent également pertinents, car plus proches de la géométrie du système musculaire humain et tenant compte de ses spécificités (couples

articulaires couplés, bras de levier et couples articulaires musculaires dépendants de la posture et modèle complexes des UMT).

L'état actuel de la littérature permet de conclure que ces modèles sont prometteurs et méritent d'être étudiés dans le cas d'une évaluation globale des CGF.

Dans la suite de ce chapitre, nous présentons le cadre de la thématique choisie pour l'application des indices de CGF qui concerne la propulsion en fauteuil roulant manuel. Cette thématique est au centre des thématiques du laboratoire HandiBio. De plus, cette activité a été choisie pour les raisons suivantes. La première est plus fondamentale et la seconde relève de l'ergonomie. En effet, l'orientation des efforts appliqués par les sujets sur la main courante présente des caractéristiques qui ne sont pas encore bien expliquées par les indices biomécaniques existants focalisés sur la main courante et non le membre supérieur. Ainsi, la capacité des CGF à prendre en compte la composante posturale et musculaire des sujets pourrait permettre de mieux expliquer leur comportement moteur. De plus, cette activité présente un risque important d'apparition de TMS et une bonne compréhension du pattern des efforts appliqués pendant la phase de propulsion pourrait permettre de sélectionner les meilleures configurations en tenant compte de l'individu. Une seule étude s'est intéressée à la quantification des CGF lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel au moyen de l'EFB (*Sasaki et al., 2010*). Les résultats préliminaires qui en ont résulté nous incitent à mener des investigations plus détaillées.

V. Application des CGF à la propulsion en fauteuil roulant manuel

Selon une étude de l'INVS (Institut national de la veille sanitaire) (*Hagio et Kouzaki, 2014*), il y aurait en France une prévalence de 62 utilisateurs de fauteuil roulant électrique et manuel pour 10 000 habitants soit environ 361 000 utilisateurs aussi bien à domicile qu'en institution. Plus de 90% d'entre eux utilisent la propulsion manuelle (*Pollard et Gilbert, 2002*).

Ce mode de locomotion est souvent pointé du doigt à cause de l'apparition quasi systématique de TMS au niveau du membre supérieur qui mène alors à une perte encore plus importante de la mobilité des utilisateurs et conduit donc à une détérioration de leur qualité de vie (*Belanger et McComas, 1981; Delp et al., 1990*). En effet, les utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM) présentent plus de 50% de risques de développer un TMS au niveau du

membre supérieur à cause du caractère répétitif de la tâche, des mouvements adoptés proches des butées articulaires et des efforts importants générés au niveau articulaire (*Audenaert et Audenaert, 2008; Mogk et al., 2009; Veeger et al., 2002*). Les TMS à l'épaule sont les plus fréquents à cause de la double fonction de ses muscles qui sont les premiers contributeurs lors de la phase de propulsion (*Camomilla et al., 2015*) et qui servent à stabiliser l'articulation gléno-humérale. De plus, l'utilisation d'un fauteuil nécessite en moyenne 1800 cycles de propulsion par heure d'utilisation, accroissant alors les contraintes sur les tendons de la coiffe des rotateurs située sous l'acromion et engendrant des risques sévères d'inflammation. De plus, cette activité induit des forces de contact importantes au niveau de l'articulation gléno-humérale (*Van Drongelen et al., 2005*). La nécessité de réaliser une optimisation des réglages en tenant compte de la morphologie et des capacités physiques de l'individu est donc primordiale pour éviter au maximum l'apparition des TMS et ainsi éviter une dégradation de la qualité de vie des utilisateurs (*Mercer et al., 2006; Van Drongelen et al., 2005; Veeger et al., 2002*).

De nombreux réglages sont possibles sur les FRM qui vont directement affecter la propulsion et les contraintes subies par le membre supérieur (*Louis et Gorce, 2010*). De nombreuses études ont examiné l'influence du changement de position du siège sur différents paramètres biomécaniques comme les forces appliquées sur la main courante (*van der Woude et al., 2009*), les amplitudes articulaires (*Gorce et Louis, 2012; Wei et al., 2003*) et l'activité musculaire (*Gutierrez et al., 2005; Louis et Gorce, 2010*). Lorsque ces paramètres sont proches de leurs bornes (amplitude articulaire) ou importants, ils sont alors présentés comme des facteurs de risques pour la formation de TMS (*Boninger et al., 2005; Gorce et Louis, 2012; Gutierrez et al., 2005*). Des recommandations cliniques suggèrent que la position du siège doit être la plus en arrière possible sans compromettre la stabilité de l'utilisateur ou encore, que la main doit se trouver au vertex de la roue avec un angle d'extension du coude compris en 100 et 120° (*Cooper, 1998*). De nombreux autres réglages, comme la taille des roues (*Mason et al., 2012*), l'angle de carrossage (*Veeger et al., 1989*), l'inclinaison du dossier ou encore de l'assise (*Kotajarvi et al., 2004*), rendent complexe le choix des réglages individuels optimaux. Ceux-ci auront une influence sur la cinématique et donc sur les CGF lors du cycle de propulsion en FRM que nous présentons dans la suite de ce chapitre.

V.1. Cycle de propulsion

Un cycle de propulsion en FRM est composé de 2 phases : la phase de propulsion pendant laquelle une force est appliquée sur la main courante et la phase de récupération correspondant à la phase de retour pendant laquelle il n'y a aucun contact avec la main courante (Figure 15) (Vanlandewijck et al., 2001). La phase de propulsion est également décomposée en deux sous-phases : la phase de traction qui débute au premier contact de la main avec la main courante jusqu'à ce que celle-ci atteigne le vertex de la roue et la phase de poussée jusqu'à au lâché de la main courante (Figure 15).

Le choix des différents réglages possibles du FRM va avoir un effet sur le cycle de propulsion et des efforts appliqués. Il est donc nécessaire de trouver le meilleur compromis entre les nécessités de déplacement, les caractéristiques anthropométriques et musculaires de l'individu au moyen de simulation (Lin et al., 2011a) et ainsi obtenir une interface utilisateur-fauteuil la moins contraignante possible.

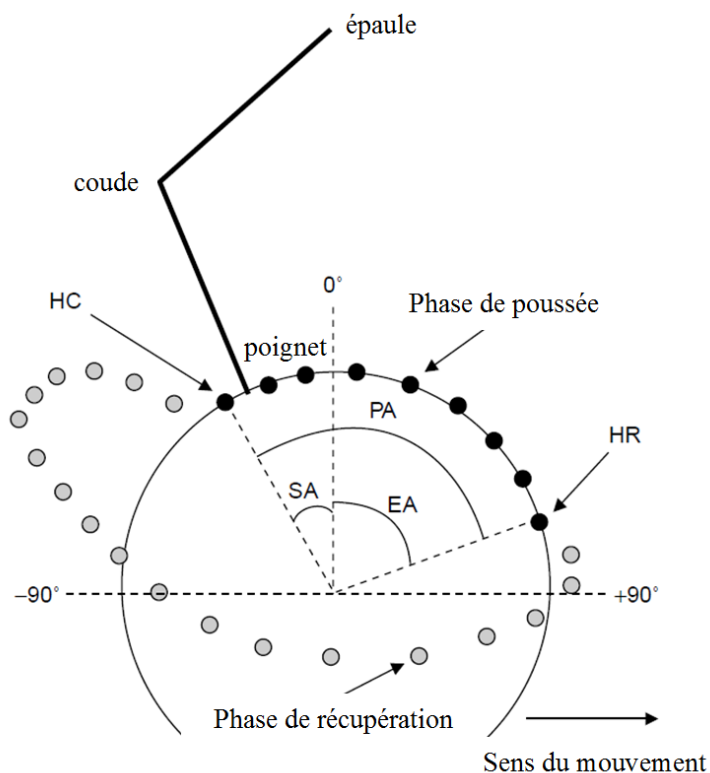


Figure 15 : Description du cycle de propulsion selon Vanlandewijck et al. (2001). HC : début de la phase de propulsion, HR : fin de la phase de propulsion, SA : angle de la phase de traction, EA : angle de la phase de poussée, PA ; angle de la phase de propulsion, 0° : vertex de la roue (point le plus à la verticale).

V.2. Caractéristiques des efforts appliqués lors de la propulsion

L'étude des caractéristiques des efforts appliqués pendant la propulsion est un élément essentiel pour sa compréhension. À partir d'informations fournies par des capteurs mesurant la force appliquée sur la main courante, certains indices permettent de quantifier son efficacité. En effet, dans le cadre de la propulsion en FRM ce paramètre est considéré comme étant maximum lorsque la force est appliquée de manière tangentielle à la main courante et perpendiculaire à l'axe de rotation, (*Jacquier-Bret et al., 2013; Veeger et al., 1991*), car seule cette composante permet de créer un moment de force autour de l'axe rotation de la roue.

Son efficacité est définie par la "*Fraction Effective Force*" (FEF) (*Veeger et al., 1991*) qui représente le ratio entre la force tangentielle (F_{tang}) estimée à partir du moment autour de l'axe de la roue (M_z) et de son rayon (R) et de la force totale appliquée par l'individu (F_{tot}) (4).

On peut également utiliser la "*Mechanical Efficiency Force*" (MEF) (*Boninger et al., 1997*) (4). Le calcul est similaire à celui de la FEF sauf que la force tangentielle est déterminée par une mesure directe dans le repère local de la roue lié au centre de rotation et au point d'application de la force (*Yang et al., 2012*) au niveau de la main. Ce dernier est situé au milieu du triangle formé par la 2^{ième} et la 5^{ième} articulation métacarpo-phalangienne et le milieu du 3^{ième} métacarpe (*Cooper et al., 1996*).

$$\begin{aligned} \text{FEF} &= \frac{M_z}{R \cdot F_{\text{tot}}} \times 100 (\%) \\ \text{MEF} &= \frac{F_{\text{tang}}}{F_{\text{tot}}} \times 100 (\%) \end{aligned} \quad (4)$$

Avec $\text{MEF} \neq \text{FEF}$

L'avantage de la MEF est que cet indice n'est pas influencé par le "gripping moment". En effet, la main peut générer un moment au niveau de la main courante pouvant influencer celui produit autour de l'axe de la roue. Une étude de *Koontz et al. (2004)* a montré que ce dernier représentait 14,2 (6,2) % et 10,8 (5,3) % du moment M_z à faible et à haute vitesse respectivement. Si on utilise la FEF, l'amplitude de la force tangentielle est alors surestimée et peut très bien dépasser celle de la force totale mesurée si le "gripping moment" est important et la force appliquée faible.

Plus la valeur de la MEF est élevée et plus la force appliquée sur le système est efficace pour engendrer une rotation. Cette valeur ne peut jamais atteindre 100%, car les autres composantes de la force appliquée notamment celles liées au frottement sont essentielles pour assurer la prise et le mouvement de la main courante.

Dans une revue de littérature de *Vanlandewijck et al. (2001)*, les valeurs de MEF et de FEF varient entre 0,21 et 0,79 et entre 0,46 et 0,81 respectivement. Ces différences étant dues aux différentes conditions de vitesse, de réglages de fauteuil et la présence de sujet valide ou présentant différents niveaux de lésion médullaire. Les valeurs de la MEF ou FEF ne sont pas constantes durant le cycle de propulsion et peuvent varier en fonction de l'expertise et de la posture adoptée (*Jacquier-Bret et al., 2013; Rankin et al., 2010; Vanlandewijck et al., 2001*). Ces variations indiquent que les postures pour lesquelles la FEF est la plus élevée sont les plus favorables d'un point de vue mécanique.

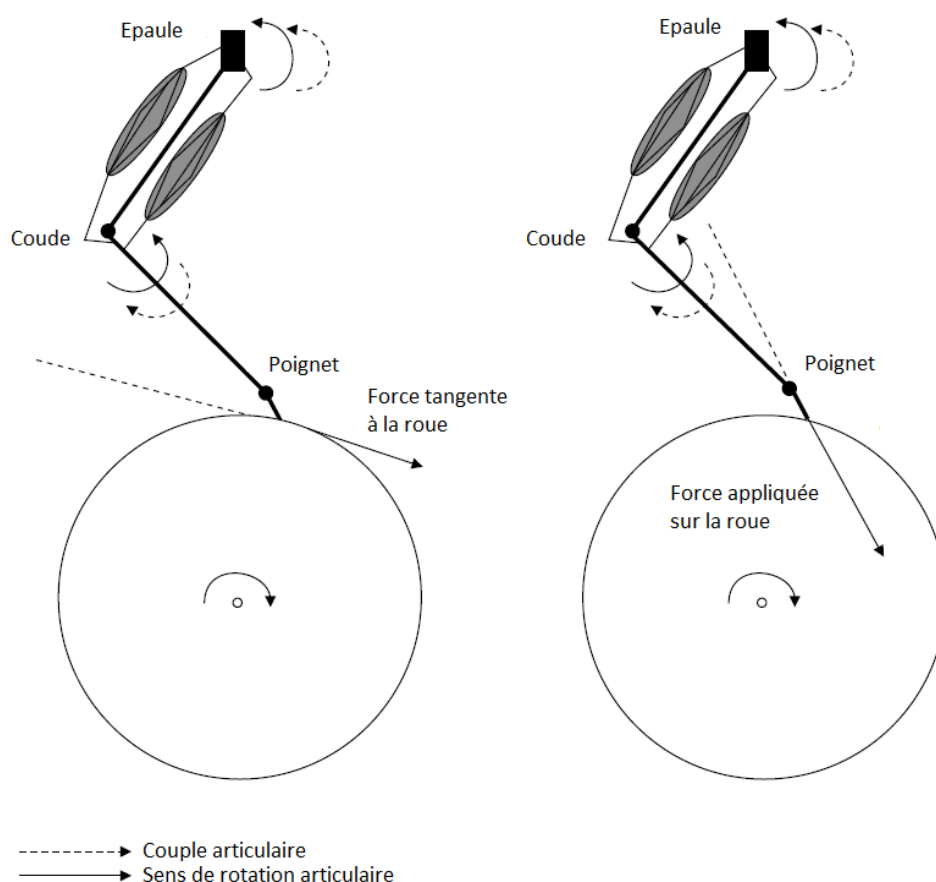


Figure 16 : Relation entre la direction de la force appliquée et la direction du moment de force autour du coude et de l'épaule. Figure selon *Vanlandewijck et al. (2001)*

Ces indices uniquement liés à la géométrie de la roue suscitent plusieurs interrogations. Les valeurs faibles sont liées au fait que les forces exercées sur la main courante lors de la propulsion en FRM ne sont pas tangentielles à la roue, mais dirigées vers l'intérieure (*Lin et al., 2011a; van der Woude et al., 2001*). Il est ainsi suggéré que la direction de la force appliquée est en fait optimale étant données les contraintes mécaniques du système musculosquelettique et l'interaction avec le fauteuil roulant. Si on considère que la force appliquée est tangente à la roue (Figure 16 - A) alors il faudra générer un couple de flexion antérieure au niveau de l'épaule et de flexion au niveau du coude (flèches en trait plein). Il s'avère que le couple au coude est appliqué lors d'une extension (flèches en pointillée) et donc particulièrement inefficace. De plus, les extenseurs puissants du coude ne sont pas utilisés (*van der Woude et al., 2001*). Au contraire, lorsqu'on considère la direction de la force spontanément adoptée par les sujets les conditions sont plus favorables avec un couple extenseur au niveau du coude (Figure 16 – B).

De manière similaire, d'autres études viennent remettre en cause la validité des indices similaires à la FEF afin de caractériser l'efficacité de la FRM. *Bregman et al. (2009)* ont utilisé le modèle musculosquelettique de *van der Helm (1997)* pour étudier l'effet de la production d'une force tangentielle à la main courante. Des mesures d'efforts et de cinématique ont été effectuées lors de la propulsion en FRM. Par dynamique inverse et optimisation, les efforts musculaires au niveau du membre supérieur ont été évalués. Un paramètre nommé « cout physiologique » est utilisé afin d'évaluer l'impact de la direction de la force appliquée sur l'efficacité de la propulsion. Ce paramètre est défini de la manière suivante (6) :

$$CP = \left(\sum_{i=1}^n \frac{F_i}{F_{max}} \right)^2 \quad (5)$$

F_i correspond à l'amplitude de la force développée par le muscle i , F_{max} est son amplitude maximale. Dans un second temps, avec la même cinématique et en simulant une force à la main courante de même norme que celle mesurée, mais tangente à la roue, les efforts musculaires sont à nouveau calculés. Les auteurs mettent en évidence une augmentation du cout physiologique de 30% lorsque la force appliquée est tangentielle à la main courante induisant une propulsion plus contraignante pour le système musculosquelettique (*de Groot et al., 2002b*). De plus, une cocontraction plus importante des fléchisseurs et extenseurs du coude est observée accompagnée d'une augmentation de la puissance musculaire générée au niveau de l'épaule risquant d'entraîner une augmentation des TMS à ce niveau. Les travaux de

Rankin et al. (2010) conduisent aux mêmes conclusions en utilisant un formalisme de dynamique directe couplé à un modèle musculosquelettique du membre supérieur. Dans cette étude le travail et les contraintes musculaires sont évalués lors de la phase de pousser en considérant différentes valeurs de FEF. Cette étude suggère qu'il existe une valeur optimale de FEF pour chaque sujet. Maximiser la FEF conduit à une augmentation des contraintes et du travail musculaires. De plus, l'activité est transférée des muscles du coude à ceux de l'épaule déjà fort sollicités. Au contraire, une minimisation de la FEF conduit également à une augmentation du travail et des forces musculaires conduisant à des co-contractions plus importantes. Enfin, en effectuant une optimisation du mouvement en minimisant les couples articulaires nécessaires et la différence entre les travaux des forces et les variations d'énergie mécanique du système, Lin et al. 2011 montrent que les efforts appliqués ne sont pas dirigés tangentiellement à la main courante confirmant de nouveau que cette configuration n'est pas optimale si la chaîne cinématique du membre supérieur est prise en compte (Figure 17 et Figure 18).

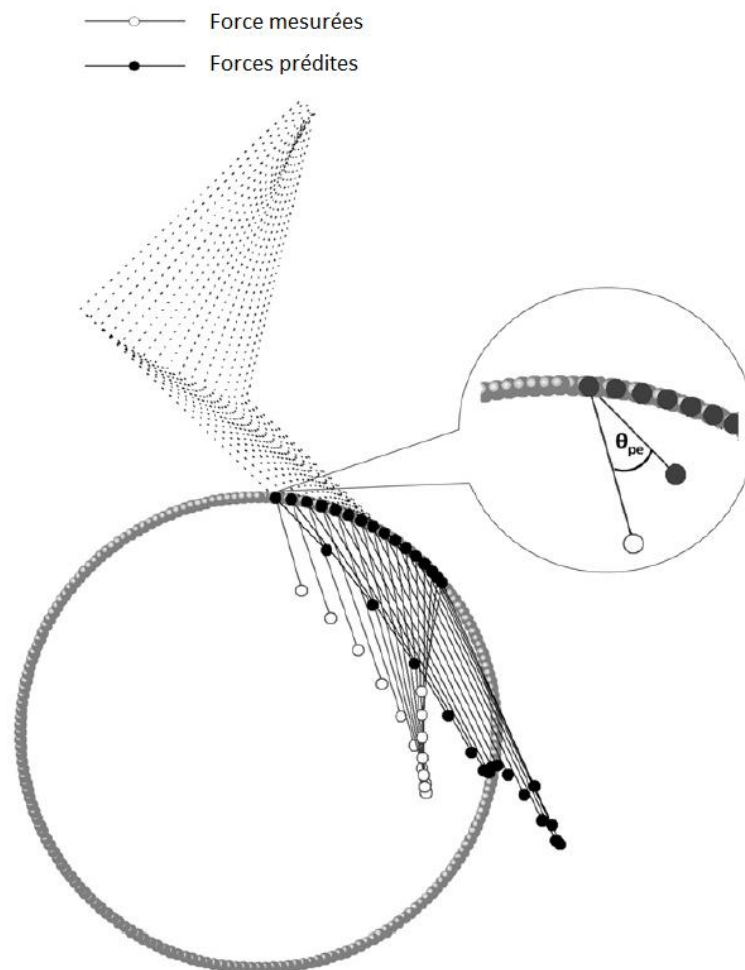


Figure 17 : Forces prédites et mesurées sur la phase de propulsion selon **Lin et al. (2011a)**

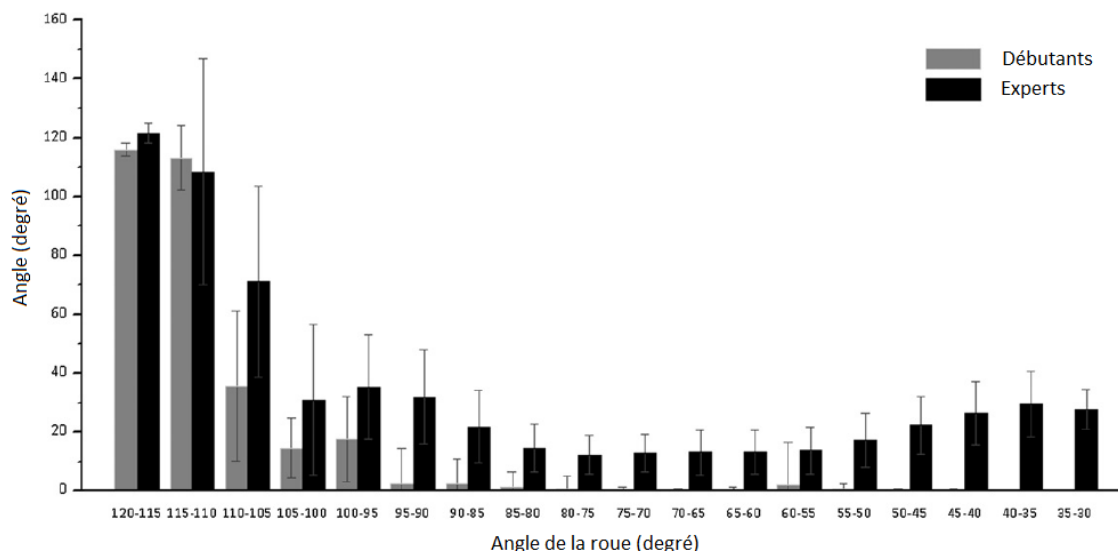


Figure 18 : Angle entre la force prédite et celle mesurée sur la phase de propulsion selon *Lin et al. (2011a)*

Il ressort des différentes études présentées que les indices tels que la FEF sont limités à la géométrie de la roue et ne prennent pas en compte la capacité du sujet à générer des efforts selon sa posture. Les conclusions sont aussi en accord avec l'hypothèse non vérifiée de *Valero-Cuevas et al. (2003)* qui stipule que lors d'un effort important, le système musculosquelettique génère une force non plus dans la direction de la tâche en cours, mais plutôt dans celle de l'optimum postural afin de réduire les contraintes subies par le système musculosquelettique. De ce fait, l'utilisation d'indices uniquement liée à la tâche est remise en question et par exemple une augmentation de la FEF ne doit pas être forcément interprétée comme un effet bénéfique. Il apparaît donc que de nouveaux indices sont nécessaires qui tiennent compte à la fois de la tâche à effectuer, mais aussi des capacités du système musculosquelettique à les réaliser. Cette définition correspond bien aux indices de CGF traités dans ce mémoire. Dans la suite de ce chapitre, nous évoquons les indices disponibles d'évaluation de la propulsion en FRM qui répondent aux critères énoncés dans la phrase précédente.

Dans le cadre de la propulsion en FRM à bras un nouvel indice postural basé sur l'EFN appelé le PFPI (Postural Force Production Index) a été proposé afin de caractériser l'efficacité de la propulsion en tenant compte des aspects posturaux (*Jacquier-Bret et al., 2013*). Cet indice correspond au ratio entre la capacité de la personne à générer une force tangentielle

(L_{tang}) au système à mettre en rotation et la force maximale (L) pouvant être générée pour la posture donnée (Figure 19) (5) :

$$PFPI = \frac{L_{tang}}{L} \times 100 (\%) \quad (6)$$

Contrairement à la FEF (4), cet indice permet de faire le lien entre la composante efficace de la force et la force maximale pouvant être générée pour une posture donnée. Il prend sa valeur maximale lorsque la force pouvant être générée pour cette posture est orientée de manière tangentielle à la roue attestant une utilisation optimale des ressources musculaires. Au contraire lorsque le plus petit axe de l'EFN est aligné avec la tangente à la roue, l'indice est minimum et la posture est jugée défavorable. Dans une telle configuration et si la tâche à exécuter est contraignante (*Jacquier-Bret et al., 2013*), cela nécessite alors que la personne applique des couples articulaires importants pour mettre le système en rotation. Les valeurs maximales de PFPI et de FEF ont été obtenues simultanément (Figure 20) attestant que la PFPI permet d'évaluer la relation entre la posture et la direction d'application maximale d'effort évalué à partir de l'EFN.

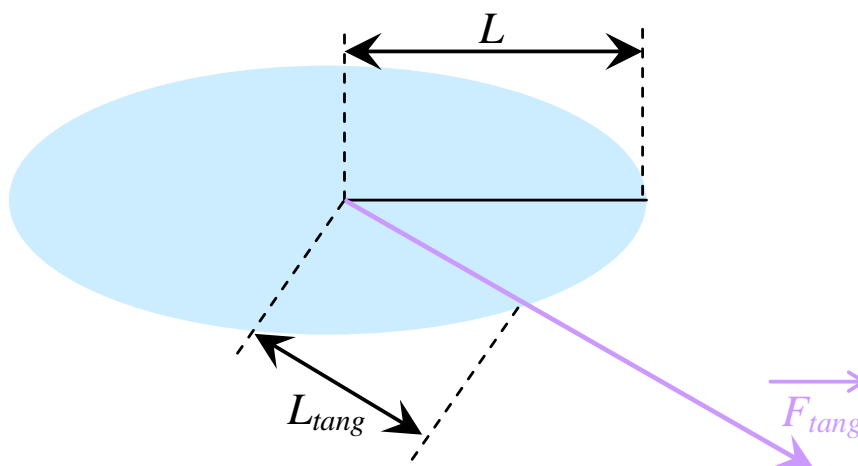


Figure 19 : Représentation de l'ellipsoïde de force normalisé. L représente l'amplitude de l'axe préférentiel et L_{tang} représente l'amplitude de la force pouvant être générée de manière tangentielle à la roue $\overrightarrow{F_{tang}}$

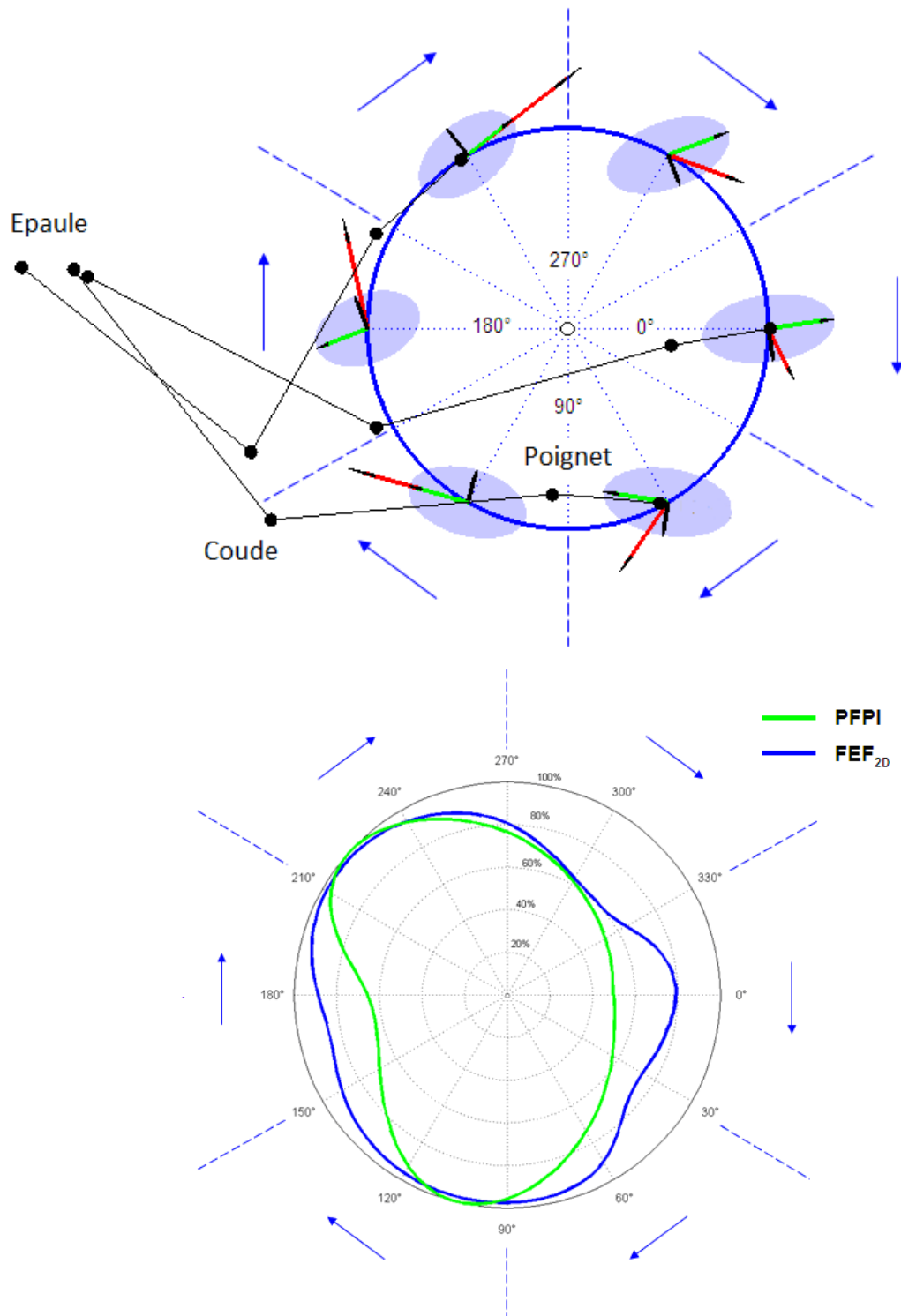


Figure 20 : A. Posture du membre supérieur pour un cycle de propulsion en FRM à bras avec la force totale appliquée en rouge, l'axe principal de l'EFN en vert et son plus petit axe en noir. B. Évolution de la PFPI et de la FEF pendant la propulsion en vélo à bras selon Jacquier-Bret et al. (2013)

La principale limitation de cette étude est qu'elle porte sur un sujet unique et qu'elle utilise l'EFN sans prendre en compte les couples articulaires maximaux isométriques admissibles. Des résultats fournis au moyen des modèles articulaires ou musculosquelettiques fourniraient sûrement des résultats encore plus précis (*Hernandez et al., 2016*). De plus, il a été montré que l'EFN et l'EFB ont des directions qui diffèrent significativement en fonction de l'angle de flexion du coude (*Hernandez et al., 2016*). Cependant, les résultats de l'étude *Jacquier-Bret et al. (2013)* sont prometteurs avec une bonne adéquation entre FEF et le PFPI, mais doivent être complétés avec un échantillon plus conséquent.

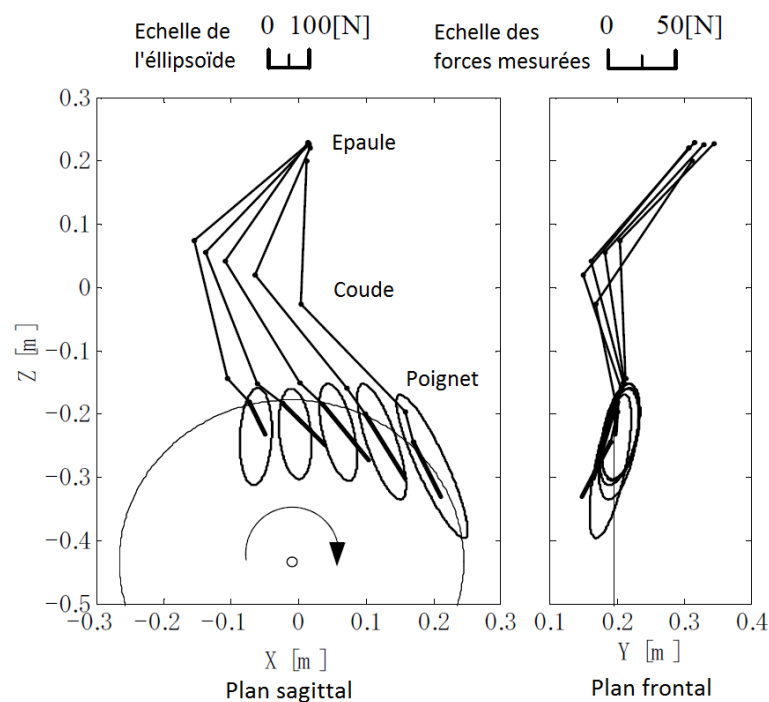


Figure 21 : Représentation de l'EFB et des forces mesurées au niveau de la main courante dans le plan sagittal et frontal selon *Sasaki et al. (2010)*.

Une autre étude intéressante sur la propulsion en FRM est celle de *Sasaki et al. (2010)*. Dans un premier temps, ils se proposent d'évaluer l'EFB à partir de mesures de couples articulaires effectuées à l'aide d'un dynamomètre et de postures obtenues à partir d'un ensemble de capteurs électromagnétiques embarqués sur un FRM. Un capteur de force 6D permet quant à lui d'évaluer les efforts appliqués sur la main courante. Dans ce protocole expérimental, 8 sujets atteints d'une lésion médullaire (entre T12 et L2) ont été inclus. Les résultats de modélisation de l'EFB ont été comparés aux forces mesurées. Ils suggèrent que l'axe principal

de l'EFB est globalement bien orienté avec les efforts enregistrés sur la main courante (Figure 21).

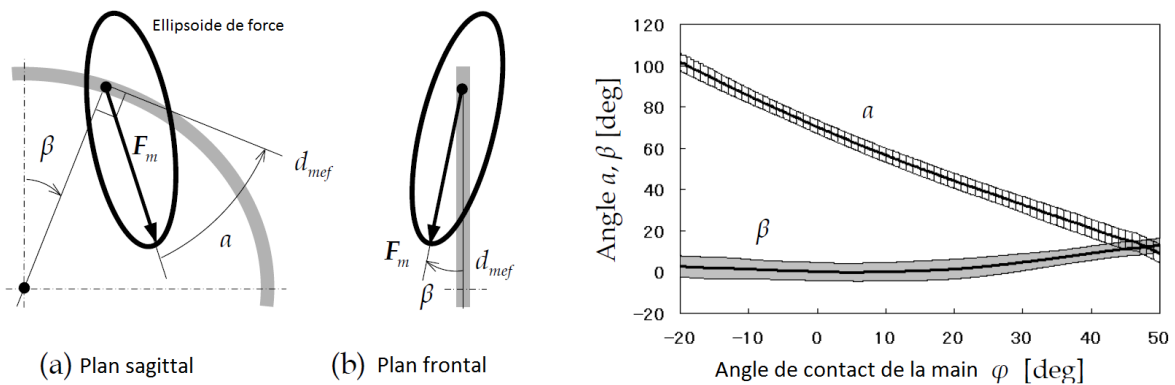


Figure 22 : À gauche : représentation de l'EFB, de son axe principal (F_m) et de la tangente à la roue (d_{mef}). À droite : Angle entre l'EFB et la tangente à la main courante sur le plan frontal et sagittal. Figure selon Sasaki et al. (2011)

Une première analyse a été effectuée afin de quantifier l'angle entre l'axe principal de l'EFB et la tangente à la roue (Figure 22). Dans le plan sagittal et au début du cycle l'angle à une valeur d'environ 100°. Ceci suggère que la posture n'est pas favorable à une application de force selon cette direction. Ensuite, l'angle diminue de manière linéaire jusqu'à atteindre une valeur inférieure à 20° en fin de cycle dénotant un meilleur alignement de l'axe de l'EFB avec la tangente à la roue.

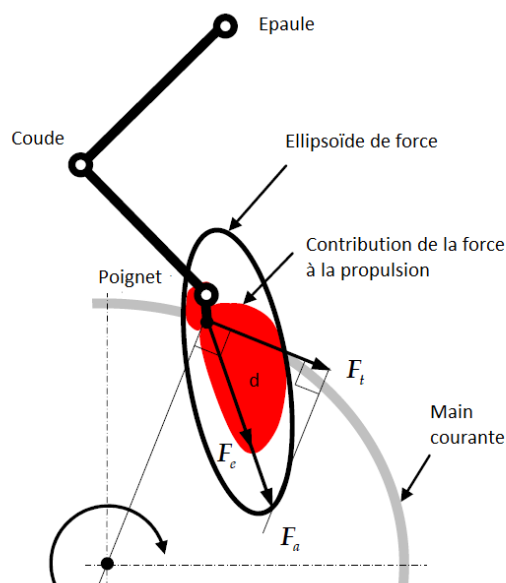


Figure 23 : Représentation de l'EFB et de l'indice ICFM correspondant (en rouge). Figure selon Sasaki et al. (2011)

A la suite de cette analyse, un indice d'évaluation de l'efficacité de la propulsion appelé indice de contribution de la force motrice (ICFM) a été défini. Selon la direction de la force totale appliquée, il quantifie la capacité du sujet à générer une force tangentielle à la main courante en exploitant l'EFB. Il est construit de la manière suivante : pour une direction donnée \mathbf{d} , on évalue la force maximale atteignable en construisant le vecteur noté \mathbf{F}_a qui part du centre de l'EFB jusqu'à sa périphérie (Figure 23). On détermine alors la composante de cette force, notée \mathbf{F}_t d'amplitude F_t , dirigée selon la tangente à la main courante. Enfin F_t est reportée sur la direction d'application de la force considérée initialement et on obtient $\mathbf{F}_e = F_t \mathbf{d}$. Cette opération est répétée pour toutes les directions de forces ce qui nous permet d'obtenir la zone en rouge de la Figure 23.

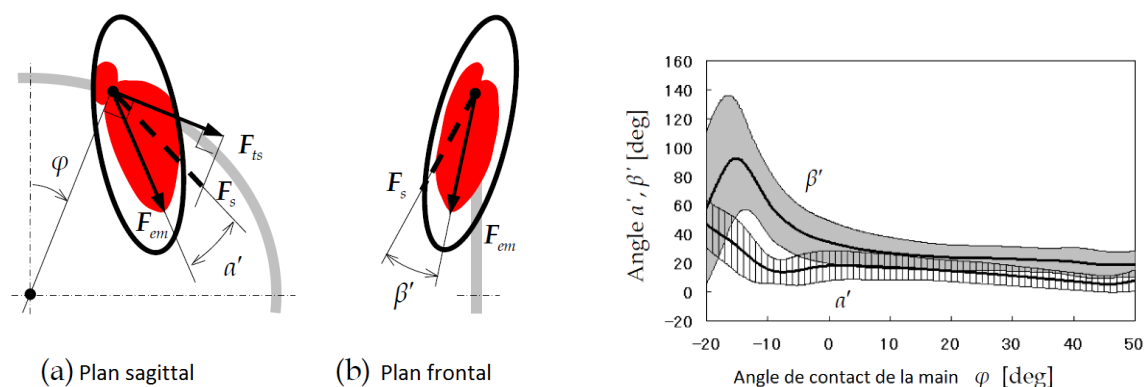


Figure 24 : À gauche : représentation de l'EFB et du ICFM correspondants (en rouge). À droite : angle entre la force mesurée (\mathbf{F}_s) et la direction pour laquelle la force comportant une composante tangentielle la plus importante peut-être produite (\mathbf{F}_{em}). Figure selon Sasaki et al. (2011)

De plus, afin d'étudier l'adéquation entre la force mesurée \mathbf{F}_s et la direction conduisant à la force motrice \mathbf{F}_e maximale (notée \mathbf{F}_{em}), le décours temporel de l'angle entre les deux vecteurs a été considéré (Figure 24). Son examen dans le plan sagittal (angle α') montre qu'avant l'atteinte du vertex de la roue l'angle entre les 2 directions prend sa valeur maximale (aux alentours de 40°) puis décroît et se stabilise rapidement à une valeur inférieure à 20° jusqu'à la fin du cycle. Ces résultats indiquent que si on se réfère aux forces exercées, la partie du cycle située avant le vertex ne correspond pas à l'optimum postural puisque l'EFB est quasiment verticale et qu'appliquer une force selon cette direction ne permet pas la propulsion (Figure 24). Après le vertex, l'axe de l'EFB est bien mieux aligné avec celui de la force mesurée, mais aussi avec la tangente à la main courante. Finalement, cette étude conclut

sur le fait qu'hormis le début du cycle la direction des forces appliquées est proche de celle pour laquelle la propulsion est la plus efficace selon la direction F_{em} .

Certaines limites ont été identifiées dans ces travaux. En particulier, la direction des forces mesurées au niveau de la main ne concorde pas avec celle obtenue dans le cadre d'autres études ((*Dallmeijer et al., 1998*)). En effet, dans le plan frontal, les forces mesurées sont orientées vers l'extérieure de la roue (Figure 21) alors que la littérature suggère que celle-ci est normalement orientée vers l'intérieur (*Cooper et al., 1997*), afin de générer les forces de frottement nécessaires pour pouvoir tenir la main courante (*Cooper et al., 1997; Vanlandewijck et al., 2001*). De plus l'obtention des données des couples articulaires nécessite d'effectuer des mesures pour chaque ddl et chaque sens du mouvement articulaire concerné ce qui peut s'avérer rapidement très complexe. On peut aussi noter que l'EFB construite à partir de la mesure de couples articulaires isométriques maximaux est orientée vers l'extérieure de la roue (Figure 21) suggérant que l'utilisation d'un angle de carrossage permettrait une meilleure application de la force sur la main courante de la roue. Ces résultats peuvent être croisés avec ceux de l'étude de *Ghoussayni et al. (2004)* qui ont testé 3 angles de carrossage (0, 3 et 6°). L'angle de 6° présente le meilleur ressenti en termes de stabilité, de confort de la main et de maniabilité. Il s'avère que les résultats des travaux de *Sasaki et al. (2010)* bien que prometteurs doivent être confirmés.

V.3. Synthèse

L'examen de la littérature ciblée sur l'évaluation de l'efficacité de la propulsion en FRM nous a permis de mettre en évidence les limitations des formalismes liés uniquement à la tâche tels que la MEF et FEF. Plusieurs études confirment le fait que les forces non tangentielles semblent en fait optimales si le système musculosquelettique est pris en compte. De ce constat émerge la nécessité de développer de nouveaux indices d'évaluation qui prennent en compte les deux aspects. Après avoir présenté les outils de prédictions déjà développés en mettant en évidence leurs avantages et inconvénients, les voies d'amélioration et la justification de l'application des CGF à la propulsion en FRM apparaissent clairement. En effet, de tels formalismes permettent de caractériser une tâche en prenant en compte les capacités liées à la posture. De plus, les CGF déterminés au moyen de modèles musculosquelettiques permettraient d'améliorer la compréhension des actions musculaires lors de la propulsion notamment par la connaissance de leur ligne d'action en bout de chaîne

(*Kutch et Valero-Cuevas, 2011*) ou bien comment les muscles délivrent ou absorbent de la puissance mécanique (*Camomilla et al., 2015*). À partir de ses informations, il deviendra possible en utilisant des outils de simulation (*Lin et al., 2011a*) de faire varier de nombreux paramètres (réglages de fauteuil, limite articulaire, minimisation de la production de couple articulaire ...) et de déterminer leurs effets sur le geste. Les indices basés sur la modélisation musculosquelettique permettront à terme de sélectionner au mieux les réglages afin d'optimiser la posture permettant une propulsion plus efficace et moins traumatisante pour les utilisateurs de FRM.

VI. Conclusion

En analysant l'état de l'art, il apparaît que les outils de prédiction de CGF malgré tout leur intérêt se doivent encore d'être validés de manière exhaustive et ensuite appliqués. Si on considère la propulsion en FRM, les nombreuses études traitant de ce sujet ont permis d'émettre des recommandations relatives aux réglages pour tenter de réduire les contraintes sur le membre supérieur. De plus, en fonction de la pathologie (limite d'amplitude articulaire, difficulté à contracter certains muscles) et de la morphologie, ces recommandations peuvent ne pas être toujours adéquates. Comprendre l'amplitude et la direction de la force appliquée par le système musculosquelettique en lien avec les contraintes de la tâche est essentiel. Afin de répondre à ce double objectif de validation des indices de CGF et de leur application à l'étude de la FRM, la suite de ce mémoire de thèse sera constituée de deux parties contenant chacune deux chapitres.

Dans la **partie I**, **chapitre II** abordera les différentes étapes permettant de mettre en place les indices de CGF issus des modèles articulaires. Ils nécessitent de calculer la matrice Jacobienne \mathbf{J} de la chaîne cinématique. Ensuite seront présentées les techniques expérimentales d'estimation des couples articulaires générés autour des différents ddl considérés qui constituent les données nécessaires au calcul de l'EFB et du PFB. Enfin, les étapes pour modéliser les indices de CGF à partir de ces deux informations seront détaillées. Le **chapitre III** portera quant à lui sur le protocole expérimental mis en place pour comparer les CGF prédites au moyen des modèles articulaires avec un ensemble de mesures de force.

Dans la **partie II**, le **chapitre IV** traitera de l'estimation des CGF à partir d'un modèle musculosquelettique et du protocole expérimental mis en place pour comparer ses CGF avec un ensemble de mesures de forces. Enfin le **chapitre V** traitera de l'application des CGF prédites au moyen d'un modèle musculosquelettique à la propulsion en FRM.

Enfin, le **chapitre VI** détaillera les conclusions et les perspectives de ce travail de thèse. L'organisation de la suite du manuscrit est synthétisée dans la Figure 25.

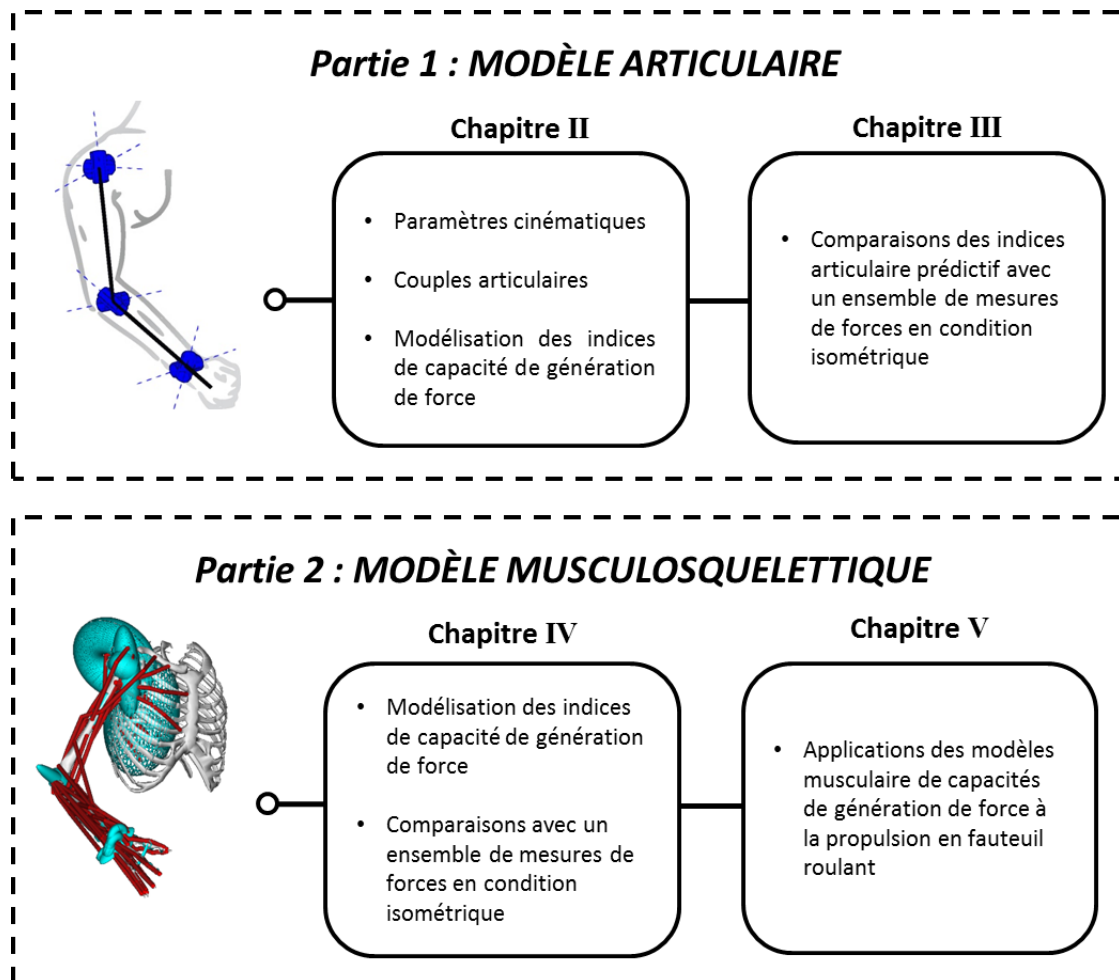


Figure 25 : Détail de la structuration des 2 parties du manuscrit de thèse.

Chapitre II

Chapitre II : Modélisation des indices de CGF de type articulaire

L'objectif de ce chapitre est de présenter l'ensemble des outils de modélisation et de mesures qui seront exploités dans le chapitre III. Ils concernent les formalismes de calcul des indices de CGF à partir de modèles de type articulaires. Les données nécessaires pour leur évaluation sont, dans ce cas, la posture de la chaîne cinématique et les couples articulaires maximum.

Ainsi, la première partie traite de la modélisation de la chaîne cinématique du membre supérieur et de la détermination de sa matrice Jacobienne. Les outils de mesures du mouvement et les algorithmes de traitement des données utilisés sont également présentés et justifiés.

Nous proposons, ensuite, une étude bibliographique des travaux relatifs à l'évaluation des couples articulaires et de leurs erreurs de mesures.

Enfin, les différents formalismes de calcul des ellipsoïdes (EF) et des polytopes de force (PF) sont détaillés. De plus, nous présentons les indices dérivés des EF et PF afin de caractériser globalement leur forme (isotropie), volume, orientation et amplitude.

I. Introduction

Issus originellement du domaine de la robotique les modèles de CGF de type articulaire s'appliquent à des chaînes cinématiques. Celle-ci sont définies par :

- Leur géométrie, c'est-à-dire leurs dimensions et le type de liaisons reliant les différents segments (nombre et type de ddl).
- Leur configuration généralement fournie par le vecteur des angles articulaires.

De plus, les couples articulaires maximum de la chaîne cinématique considérée doivent être évalués. Afin d'appliquer ces outils au membre supérieur, différentes étapes de modélisation et de mesures sont nécessaires pour estimer ces 2 types de données. La première étape consiste à proposer une modélisation de la structure cinématique du membre supérieur. Cette opération est effectuée en considérant son anatomie afin de choisir le nombre de segments considérés et les caractéristiques cinématiques des articulations. Cette présentation constituera la première partie de ce chapitre. Ensuite, les techniques de mesure de la posture du modèle du membre supérieur par un système optoélectronique seront présentées en considérant l'ensemble des paramètres nécessaires, tels que la position des centres articulaires et les repères segmentaires.

Ensuite, nous détaillerons l'estimation des couples articulaires maximum du membre supérieur à l'aide d'un dynamomètre (Biodex 3). Afin de fournir une mesure fidèle, les techniques de compensation des erreurs seront détaillées. Les données d'entrée étant définies, la fin du chapitre sera consacrée à la présentation des calculs des CGF et aux paramètres globaux les caractérisant.

II. Rappel d'anatomie du membre supérieur

Le membre supérieur est décomposé en un ensemble de trois segments : le bras, l'avant-bras et la main. Ceux-ci sont reliés entre eux par des articulations permettant leurs mouvements relatifs (Figure 26).

Le membre supérieur est relié au tronc par l'intermédiaire de la ceinture scapulaire formée de deux os : la clavicule et la scapula.

L'épaule est constituée de 4 articulations.

- L'articulation sternoclaviculaire de type « en selle » oppose une surface convexe et concave reliant le sternum et la clavicule et permet des mouvements selon 2 ddl.
- L'articulation acromio-claviculaire dont les surfaces articulaires planes sont juxtaposées relie l'acromion et la clavicule. Sa très faible mobilité est due à la présence de nombreux ligaments.
- L'articulation scapulo-thoracique correspond au plan de glissement entre la cage thoracique et la scapula. Elle possède donc 3 ddls et sa cohésion est assurée par un ensemble de muscles.
- L'articulation gléno-humérale relie la cavité glénoïde de la scapula à l'extrémité proximale de l'humérus. C'est une articulation de type sphéroïde comportant 3 ddl. Son centre de rotation correspond au centre géométrique de la tête humérale. Ce modèle est validé par plusieurs études (*Graichen et al., 2000; Meskers et al., 1998; Poppen et Walker, 1976; Veeger, 2000*). Lors d'une élévation active du bras, une translation entre la glène de la scapula et la tête de l'humérus inférieure à 1,8 mm est observée et considérée comme négligeable (*Graichen et al., 2000*).

Le bras est constitué de l'humérus qui s'articule avec la scapula sur son extrémité proximale. Du côté distal, la trochlée de l'humérus s'articule avec l'incisure trochléenne de l'ulna et le capitulum s'articule avec la fovéa du radius et l'ensemble constitue l'articulation du coude.

L'avant-bras est constitué de l'ulna et du radius. En position anatomique de référence, l'ulna est situé du côté médial et le radius du côté latéral. Ce dernier présente la mobilité la plus importante de l'avant-bras pour réaliser le mouvement de pronation-supination par une rotation autour de l'ulna. Le radius est relié au carpe au niveau de sa première rangée qui forme l'articulation du poignet.

La main est un ensemble complexe constitué de 27 os. Elle est constituée du carpe formé de deux rangées d'os (au nombre de 8) dont la première s'articule avec le radius. La seconde partie est constituée des métacarpes (au nombre de 5) s'articulant avec la deuxième rangée du carpe. Enfin, le reste de la main est constitué des doigts dotés de 3 phalanges (proximale, médiale, distale) et du pouce qui en possède 2 (proximale et distale).

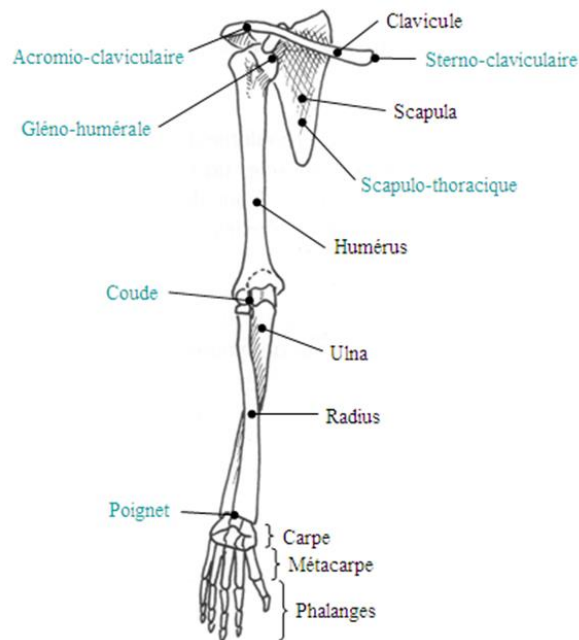


Figure 26 : Anatomie du membre supérieur (vue antérieure). En bleu sont inscrits les articulations et en noir les principaux os

III. Mesure de la posture du membre supérieur

La première donnée nécessaire pour la détermination des CGF est la posture de la chaîne cinématique définie au travers de ses angles articulaires. Dans le cadre de l'analyse du mouvement, l'outil de référence est le système optoélectronique composé de plusieurs caméras réparties autour de l'espace étudié. Celles-ci permettent d'enregistrer les trajectoires d'un ensemble de marqueurs réfléchissants posés sur les segments corporels de la chaîne cinématique considérée (*Wu et al., 2002; Wu et al., 2005*). Cette technique présente l'avantage d'être non invasive, sans émission de radiation nocive, adaptée pour des mouvements à haute vitesse (plusieurs centaines d'Hz) et de permettre des mesures dans des volumes importants. Ainsi, ces systèmes constituent l'outil de prédilection pour l'analyse du mouvement. Certains utilisent des marqueurs actifs composés de diodes électroluminescentes émettant une lumière sur une longueur d'onde bien précise et donc, facilement repérable sur la scène enregistrée. D'autres emploient des marqueurs passifs permettant de refléter les infrarouges émis par un projecteur à LED situé autour des objectifs des caméras. La peau absorbant les infrarouges, les marqueurs ressortent alors de manière très nette de la scène filmée.

Lorsqu'un marqueur est vu par au moins deux caméras, sa position 3D peut être reconstruite à condition que les caméras connaissent leur position et orientation relatives. Pour ce faire, une phase de calibrage des caméras est nécessaire. Elle consiste à "balayer" tout l'espace de travail avec un dispositif portant des marqueurs de géométrie très bien définie. Ensuite, la position des caméras est déterminée au moyen d'une procédure intégrée au système. Enfin, une mire équipée d'au moins 3 marqueurs permet de créer un repère lié au laboratoire (repère global).

Après enregistrement et avant que les données puissent être exploitées, il est nécessaire d'identifier tous les marqueurs présents dans la scène mesurée. Les systèmes optoélectroniques intègrent maintenant dans leur logiciel un mode de labélisation automatique. Pour cela, une mesure dite « statique » est réalisée au préalable pour laquelle tous les marqueurs posés sur le sujet doivent être visibles.

Même si ces systèmes sont encombrants et nécessitent souvent un post traitement important, ils présentent l'avantage de laisser une grande liberté de mouvement et sont considérés comme "le gold standard" dans la mesure tridimensionnelle du mouvement. En effet, plusieurs études ont évalué la précision des systèmes de mesures optoélectroniques et indiquent que les erreurs de mesures peuvent être inférieures au millimètre (*Richards, 1999; Windolf et al., 2008; Yang et al., 2012*). Cependant plusieurs sources d'erreurs ont été identifiées :

- Le positionnement exact des marqueurs sur des points anatomiques précis est essentiel pour définir les repères anatomiques permettant la description de la cinématique des segments corporels (*Grood et Suntay, 1983; Wu et Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002; Wu et al., 2005*). Afin de réduire l'erreur intersession, ils doivent toujours être placés par le même expérimentateur.
- Si les marqueurs ne sont vus que par une caméra leur position 3D ne peut pas être déterminée. Ceux situés sur la partie médiale des segments sont généralement les plus concernés par ce type d'erreur.
- La chute des marqueurs due à une collision entre segments corporels ou avec l'environnement. En effet, il est difficile de replacer le marqueur exactement au même endroit.

La principale source d'erreur qui entache l'estimation de la cinématique articulaire est due au mouvement des tissus mous par rapport à l'os sous-jacent. Ces déplacements sont engendrés par les contractions musculaires, les glissements des différents tissus entre eux (os,

tissu adipeux et musculaire) et les impacts (*Akbarshahi et al., 2010; Kuo et al., 2011*). De plus, les marqueurs placés sur des repères anatomiques (*Wu et al., 2002; Wu et al., 2005 (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005)*) y sont très sensibles du fait de l'importante élasticité de la peau à ces endroits (*Cappozzo et al., 1996; Sati et al., 1996*). Les erreurs engendrées sont spécifiques à l'individu et à la tâche effectuée. De plus, elles varient en fonction des segments (*Leardini et al., 2005; Stagni et al., 2005*) et de l'emplacement des marqueurs (*Cappozzo et al., 1996*).

Pour les quantifier, des méthodes invasives ont été mises en place. Elles consistent à placer des marqueurs sur des supports intra corticaux solidaires des os (*Andriacchi, 1987; Cappozzo et al., 1996; Schmidt et al., 1999*). Cependant, ces dispositifs entravent le mouvement en empêchant les tissus mous de se déplacer librement. *Cappozzo et al. (1996)* ont quantifié les déplacements articulaires de la hanche à l'aide de marqueurs fémoraux intracorticaux et placés sur la cuisse. Les différences de déplacement des marqueurs allaient de quelques mm jusqu'à 40 mm avec des variations de rotation interne-externe allant jusqu'à 28°.

Des méthodes de correction des artefacts dus au mouvement des tissus mous sont alors proposées. Les calibrages anatomiques (*Cappello et al., 1997*) consistent à calculer la position des marqueurs anatomiques dans un repère lié à des marqueurs techniques posés loin des articulations (*Brochard et al., 2011; Cappozzo et al., 1996; Sati et al., 1996*). On distingue aussi les méthodes d'optimisation locales considérant les segments de manière individuelle des méthodes globales qui prennent en compte la chaîne cinématique dans son ensemble.

Les premières consistent à déterminer le déplacement rigide (translation et rotation) optimal au sens des moindres carrés qui minimisent l'erreur de reconstruction de la position de marqueurs entre deux instants successifs (*Cheze et al., 1995; Söderkvist et Wedin, 1993*).

La principale limitation de ces méthodes est qu'elles permettent de compenser les déplacements locaux entre marqueurs, mais n'ont que peu d'effet lors d'un mouvement de l'ensemble d'un groupe de marqueurs par rapport aux squelettes. Elles considèrent également les segments de manière individuelle ce qui peut engendrer des dislocations articulaires virtuelles ainsi que qu'une variation de la longueur des segments.

Pour contourner ces problèmes, d'autres méthodes qui considèrent tous les segments d'une chaîne cinématique ont été développées. On peut citer l'optimisation globale proposée par *Lu et O'Connor (1999)* qui permet d'estimer la configuration d'un modèle de la chaîne cinématique auxquels sont attachés des marqueurs. Les angles articulaires sont obtenus en minimisant l'erreur entre la position des marqueurs liés au modèle et ceux mesurés. Ainsi

cette technique permet l'obtention de résultats sans variation de longueur des segments et sans dislocation articulaire. Sa principale limite provient des hypothèses posées a priori sur les limites articulaires aussi bien en rotation qu'en translation. Ainsi son application dans le domaine clinique pose problème pour des patients présentant des amplitudes ou des translations articulaires pathologiques (*Leardini et al., 2005*). D'autres techniques sont aussi utilisées afin de caractériser et de compenser les erreurs de mesures. On peut citer notamment celles ayant recours au filtrage de Kalman (*Cerveri et al., 2005; Fohanno et al., 2010*), aux approches modales (*Dumas et al., 2014*) ou celles associant optimisation globale et locale afin de différencier chaque composante des déplacements des tissus mous (*Thouze et al., 2013*).

D'autres outils de mesures quantifient la position des os au moyen de l'imagerie médicale par résonance magnétique (IRM) ou encore par fluoroscopie (enregistrement continu par rayon X) la seule technique permettant de réaliser des études du squelette en mouvement (*Akbarshahi et al., 2010*). Cependant, cette dernière est inenvisageable pour la plupart des études du fait de son caractère invasif. De plus, malgré leur précision, elles sont très onéreuses et ne permettent que des mesures sur des petits volumes.

Dans la suite de ce chapitre nous nous focaliserons sur les méthodes de détermination des angles articulaires.

IV. Calcul des angles articulaires dans le cas de postures statiques

La connaissance des positions 3D des marqueurs posés sur les segments corporels permet de définir des repères anatomiques locaux. De ces derniers, on peut déduire les angles articulaires de la chaîne cinématique considérée.

Dans un souci de reproductibilité et pour permettre une comparaison rapide des données entre les études, des normes de placement des marqueurs ont été mises en place. La norme actuellement la plus utilisée est la norme de l'"*International Society of Biomechanics*" (ISB) (*Wu et al., 2002; Wu et al., 2005*). Elle définit de manière précise les placements anatomiques des marqueurs réfléchissant ainsi que les repères associés permettant de décrire les mouvements relatifs des segments du corps humain.

La construction de repères anatomiques nécessaire au calcul des angles articulaires permet de quantifier le mouvement d'un segment par rapport à un autre au moyen d'une succession de 3 rotations appelées séquence d'Euler ou de Cardan.

Pour déterminer un repère anatomique lié au segment étudié, on utilise la trajectoire des marqueurs anatomiques. Pour ce faire, à partir des trois marqueurs liés à un segment, on commence par définir deux vecteurs \vec{x} et $\vec{\beta}$, \vec{x} étant le premier vecteur du repère et $\vec{\beta}$ un vecteur temporaire. Ensuite, on calcule, le second vecteur du repère :

$$\vec{z} = \vec{x} \wedge \vec{\beta} \quad (7)$$

Finalement, le dernier vecteur \vec{y} est obtenu par un produit vectoriel entre \vec{x} et \vec{z} . A chaque étape, les vecteurs sont normalisés pour obtenir un repère orthonormé. La matrice de passage du repère global au repère local du segment est obtenue en regroupant les trois vecteurs de base dans une matrice notée \mathbf{R} ($\dim(\mathbf{R}) = 3 \times 3$). On définit $\mathbf{R}_{i,j}$ comme étant la matrice de passage du repère i au repère j (la valeur 0 correspond au repère global).

Afin de déterminer l'orientation du segment $i+1$ d'une chaîne cinématique par rapport au segment i , on calcule tout d'abord les matrices de passage $\mathbf{R}_{0,i}$ et $\mathbf{R}_{0,i+1}$. Ensuite, on détermine $\mathbf{R}_{i,i+1}$ de la manière suivante (8) :

$$\mathbf{R}_{i,i+1} = \mathbf{R}_{0,i}^T \mathbf{R}_{0,i+1} \quad (8)$$

À partir de $\mathbf{R}_{i,i+1}$ et pour une séquence de rotations définie, on peut obtenir les trois angles de rotation successifs. En effet, la matrice de passage $\mathbf{R}_{i,i+1}$ est aussi égale au produit de trois matrices de rotation uni-axiales. Si on considère la séquence ZXY, on obtient alors :

$$\mathbf{R}_{i,i+1} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\mathbf{R}_{i,i+1} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{i,i+1}(1,1) & \mathbf{R}_{i,i+1}(1,2) & \mathbf{R}_{i,i+1}(1,3) \\ \mathbf{R}_{i,i+1}(2,1) & \mathbf{R}_{i,i+1}(2,2) & \mathbf{R}_{i,i+1}(2,3) \\ \mathbf{R}_{i,i+1}(3,1) & \mathbf{R}_{i,i+1}(3,2) & \mathbf{R}_{i,i+1}(3,3) \end{bmatrix}$$

Les trois angles articulaires sont dans ce cas :

$$\begin{aligned}
 \alpha &= \tan^{-1} \left(\frac{-\mathbf{R}_{i,i+1}(1,2)}{\mathbf{R}_{i,i+1}(2,2)} \right) \\
 \beta &= \sin^{-1}(\mathbf{R}_{i,i+1}(3,2)) \\
 \theta &= \tan^{-1} \left(\frac{-\mathbf{R}_{i,i+1}(3.1)}{\mathbf{R}_{i,i+1}(3.3)} \right)
 \end{aligned} \tag{10}$$

Plusieurs combinaisons de séquences de rotations existent et leur choix influence les angles obtenus, car les produits matriciels ne sont pas commutatifs. De plus, selon le mouvement étudié certaines postures peuvent conduire au phénomène de gimbal lock inhérent à l'utilisation des séquences de rotations autour d'axes mobiles. Ce dernier correspond au cas de figure où le premier axe de rotation est aligné avec le dernier du fait d'une rotation de $\pi/2 + k\pi$ radians (k entier) du second axe articulaire. Dans ce cas, α et β sont indéterminés, car le calcul fait apparaître un quotient de 0/0. Certaines recommandations ont été mises en place afin de définir les séquences les plus appropriées (*Bonnefoy-Mazure et al., 2010; Senk et Cheze, 2006; Wu et al., 2002; Wu et al., 2005*). La nature du mouvement étudié doit être prise en compte et il est préférable de choisir pour la première rotation celle dont l'amplitude est la plus importante.

La partie suivante de ce chapitre traite de l'estimation de la position des centres articulaires.

V. Détermination des centres articulaires

La connaissance de la position des centres articulaires est importante pour la modélisation d'une chaîne cinématique. En effet, ceux-ci sont utilisés pour définir les repères liés aux segments. Les techniques d'imagerie médicale sont les plus précises pour déterminer le centre géométrique des articulations (*Lempereur et al., 2010; Tsaopoulos et al., 2011*). Cependant, leur utilisation est difficilement envisageable du fait des traitements de données importants, du coût important et de la difficulté d'accès à cette technique. Des méthodes alternatives existent avec des degrés de précision variés. Les deux grandes classes de méthodes sont celles de type prédictif ou fonctionnel.

V.1. Méthodes prédictives

Les méthodes prédictives utilisent des équations de régression linéaire basées sur les caractéristiques anthropométriques d'un échantillon important de sujets. Le principe utilisé consiste à localiser les centres articulaires à partir de marqueurs externes posés en des points anatomiques connus (*Chandler et al., 1975; De Leva, 1996; Reed et al., 1999*). Si on considère le membre supérieur, on peut citer l'étude de *Schmidt et al. (1999)* considérant que le centre de l'articulation gléno-humérale se situe 7 cm sous le marqueur posé sur l'acromion. Cependant, cette méthode a été déterminée visuellement et ne prend pas en compte les différences de morphologie des individus. La technique proposée par *van Bolhuis et al. (1998)* considère que la distance entre l'acromion et le centre de la gléno-humérale est égale à 17% de celle entre les deux acromions. Ces méthodes sont relativement simples à mettre en place, mais sont très sensibles au placement de marqueurs et aux variations anthropométriques.

V.2. Méthodes fonctionnelles

Dans le cadre de ce type de méthodes, les centres articulaires sont calculés à partir de l'exécution de mouvements. Leur principe est basé sur la détermination du centre instantané de rotation ou du point qui reste fixe lors du mouvement du segment aval par rapport au segment amont. Les principales méthodes sont :

- La méthode des axes hélicoïdaux instantanés (*Woltring et al., 1985*) considérant que pour passer d'une position à une autre, un solide réalise une rotation autour d'un axe puis une translation. Cette méthode est recommandée dans la norme de l'"International Society of Biomechanics" (ISB), (*Wu et al., 2005*). Cependant, comme elle utilise une dérivation numérique, elle présente un degré d'incertitude important (*Monnet et al., 2007*).
- La méthode d'ajustement des sphères (*Gamage et Lasenby, 2002*) avec une correction apportée par *Halvorsen (2003)*. Cette méthode détermine le centre des sphères concentriques sur lesquelles l'ensemble des marqueurs se déplacent. La précision augmente avec l'amplitude du mouvement et le nombre de marqueurs. Cependant, elle est déconseillée dans le cadre d'études cliniques où les amplitudes articulaires des patients peuvent être limitées (*Ehrig et al., 2006*).

- La méthode SCoRE (Symmetrical Centre of Rotation Estimation) (*Ehrig et al., 2006*) est considérée comme étant plus précise que celle des axes hélicoïdaux. De plus, elle n'est pas sensible à la vitesse d'exécution des mouvements (*Monnet et al., 2007*). Elle consiste à calculer dans le repère local de chacun des segments liés par l'articulation, le point qui projeté dans le repère global a le plus faible déplacement lors du mouvement de calibrage exécuté. Le calcul s'effectue par la résolution au moindre carré d'un système d'équations linéaires. Même en cas de faibles amplitudes articulaires, elle permet également d'obtenir une bonne estimation (*Ehrig et al., 2006*) présentant ainsi un intérêt important dans le cadre clinique.

La méthode retenue pour déterminer les centres articulaires de l'articulation gléno-humérale est la méthode SCoRe pour sa facilité d'utilisation, son niveau de précision et son temps de calcul faible (*Lempereur et al., 2010*). Les mouvements préconisés sont la flexion/extension et l'abduction/adduction (*Begon et al., 2007; Ehrig et al., 2006; Monnet et al., 2007*). L'ajout de la circumduction ne semble pas améliorer la précision de l'estimation de la position du centre articulaire (*Monnet et al., 2007*). La description de la méthode SCoRE qui reprend les recommandations de *Monnet (2006)* est présentée en détail dans l'annexe 1.

VI. Modèle biomécanique retenu

Dans cette partie le modèle biomécanique du membre supérieur retenu est présenté en détail. Ce modèle inclut la détermination de la cinématique articulaire à partir de la connaissance des positions des marqueurs. Ces données permettront de déterminer la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique considérée.

VI.1. Positionnement des marqueurs

La première étape consiste à définir les repères associés à chaque segment. Les marqueurs anatomiques doivent être au minimum au nombre de 3 par segment et placés sur des points anatomiques précis facilement repérables par palpation. 19 marqueurs réfléchissants sphériques de 12.5 mm de diamètre ont été utilisés. Ils sont collés sur la peau des sujets au moyen d'un adhésif double-face hypoallergénique au niveau du membre supérieur droit et du torse (Figure 27 et

Tableau 3) selon les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (Wu et al., 2005).

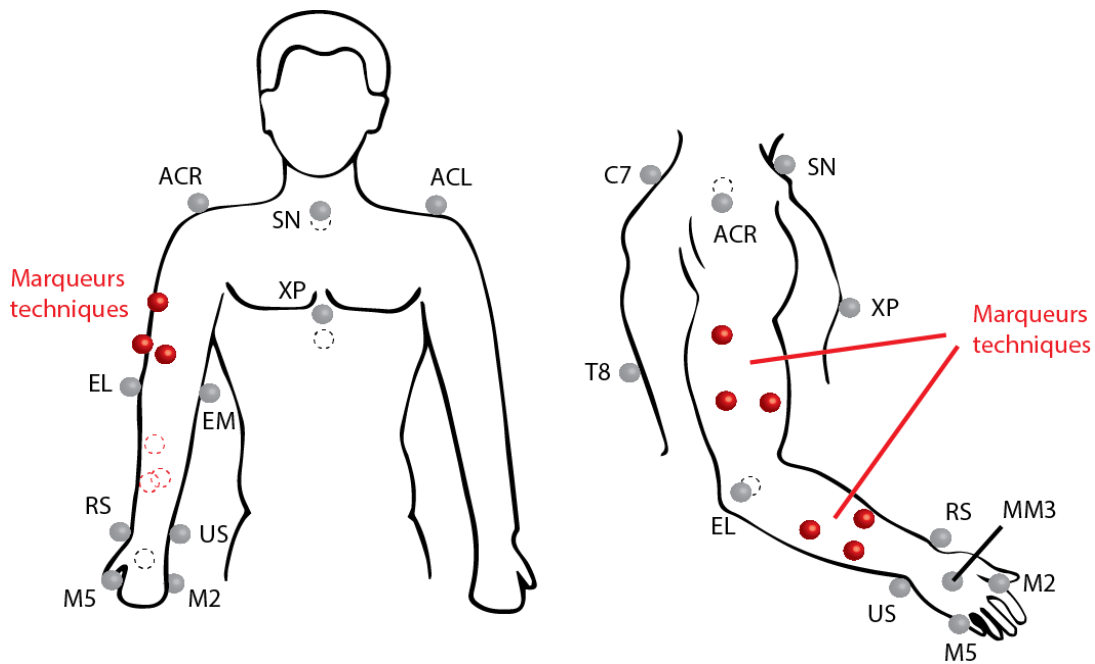


Figure 27 : Schéma représentant la position des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc

Tableau 3 : Positions anatomiques des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc

Marqueurs	Repère anatomique
C7	Processus spinal de la 7ème vertèbre cervicale
T8	Processus spinal de la 8ème vertèbre thoracique
SN	Point profond de l'incisure jugulaire du sternum
XP	Processus xiphoïde sternal
ACL, ACR	Acromion de l'épaule gauche et droite / point saillant de l'articulation acromio-claviculaire droit et gauche
EM	Épicondyle médial de l'humérus
EL	Épicondyle latéral de l'humérus
RS	Processus styloïde radial
US	Processus styloïde ulnaire
M2, M5	Extrémité distale du 2ème et du 5ème métacarpe
MM3	Milieu du 3ème métacarpe
FA1, FA2,	Marqueurs techniques de l'avant-bras
F1, F2, F3	Marqueurs techniques du bras

Les marqueurs ont toujours été placés par le même expérimentateur à chaque séance. De plus des marqueurs dits "techniques" ont été utilisés. Ils sont aux nombres de 3 sur le bras

et l'avant-bras. En cas d'occlusion, ceux-ci permettent de retrouver la position des marqueurs anatomiques. Une première mesure est alors réalisée dans une position dite "statique" pour connaître la position des marqueurs anatomiques dans des repères liés aux marqueurs techniques. De plus, cette mesure est utile afin de reconstruire la position du marqueur T8 par rapport aux marqueurs C7, XP et SN car celui-ci doit être retiré pour éviter une gêne dans le dos lorsque les sujets sont assis.

Pour réduire le risque d'occlusions, les caméras ont été préalablement placées autour de la scène filmée de manière à ce que tous les marqueurs soient vus par au moins deux caméras, ce qui est le minimum nécessaire pour reconstruire leur position dans l'espace 3D. Pour ce faire, des acquisitions ont été réalisées en utilisant plusieurs configurations de caméra jusqu'à ce que tous les marqueurs soient vus par toutes les caméras.

Une fois la position de l'ensemble des marqueurs anatomiques connu, il est maintenant nécessaire de définir les repères liés au segment pour pouvoir par la suite déterminer les angles articulaires.

VI.2. Définition des repères

Pour rendre compte de l'orientation des segments les uns par rapport aux autres, on définit les repères associés à chacun d'entre eux. Le Tableau 4 résume les séquences de rotation utilisées pour le calcul des angles articulaires ainsi que les calculs effectués à partir des positions des marqueurs. Dans notre étude, deux séquences de rotation différentes ont été utilisées. La séquence ZXY pour l'humérus et l'avant-bras et la séquence YXZ pour la main.

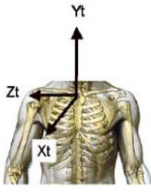

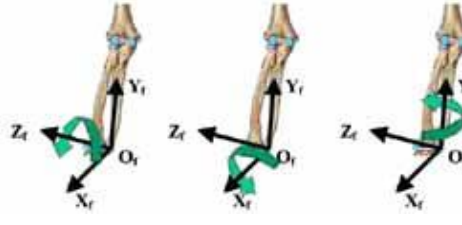
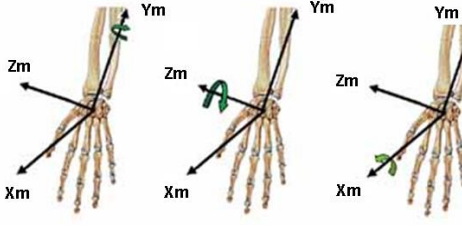
La séquence choisie pour décrire les mouvements de l'humérus autour de l'articulation gléno-humérale est ZXY. Elle diffère de celle préconisée par l'ISB (YXY) (*Wu et al., 2005*) afin d'éviter le gimbal lock et semble mieux adaptée pour rendre compte de la cinématique du bras (*Senk et Cheze, 2006*).

Le coude est modélisé par une articulation à deux ddl correspondant aux mouvements de flexion-extension et de supination-pronation (*Wu et al., 2005*). L'abduction-adduction du coude n'est pas considérée comme un ddl car son amplitude est proche de 0° (*Chéze et al., 1996*). On considère alors un angle fixe nommé le "carrying angle" (CA). En position anatomique de référence, ce dernier représente l'angle formé entre le bras et l'avant-bras dans le plan frontal.

Le poignet est représenté par une articulation à 2 ddl correspondant aux mouvements de flexion-extension et de déviation ulnaire et radiale (*Wu et al., 2005*). La pronation-

supination est considérée comme étant la somme des rotations axiale de l'avant-bras et du poignet, car cette dernière est très faible (Chéze *et al.*, 1996).

Tableau 4 : repères anatomiques liés au tronc, à l'humérus, à l'avant-bras et à la main d'après et les séquences de rotation utilisées pour calculer les angles articulaires pour chaque DDL

Segment	Repère anatomique	Séquence de rotation	Illustration
Tronc	<p>Origine : milieu de SN et C7 Yt : milieu de XP et T8 → milieu de SN et C7 Zt : (milieu de XP et T8 → XN) \wedge (milieu de XP et T8 → C7) Xt : Yt \wedge Zt</p>		
Humérus	<p>Origine : Centre de rotation articulaire de l'épaule (CR_{EP}) Yh : milieu de EL et EM → CR_{EP} Xh : (CR_{EP} → EL) \wedge (CR_{EP} → EM) Zh : Xh \wedge Yh</p> <p>Rotation r1 : Extension (-) / Flexion (+) r2 : Adduction (+) / Abduction (-) r3 : Rotation interne (+) / externe (-)</p>	Z-X-Y	
Avant-bras	<p>Origine : RS Yf : RS → milieu de EL et EM Xf : (milieu de EL et EM → US) \wedge (milieu de EL et EM → RS) Zf : Xf \wedge Yf</p> <p>Rotation r1 : Flexion (+) / Hyper-extension (-) r2 : Carrying angle r3 : Pronation (+) / Supination (-)</p>	Z-X-Y	
Main	<p>Origine : Milieu entre les marqueurs RS et US Zm : M5 → M2 Xm : (milieu de RS et US → M2) \wedge (milieu de RS et US → M5) Ym : Xm \wedge Ym</p> <p>Rotation r1 : rotation axiale r2 : Déviation Ulnaire (+) / Radiale (-) r3 : Flexion (+) / Extension (-)</p>	Y-X-Z	

Ainsi, le modèle retenu du membre supérieur possède 7 ddl dont 3 ddl pour l'articulation gléno-humérale, 2 ddl pour le coude et 2 ddl au poignet (*Chéze et al., 1996; Rab et al., 2002*).

Les formalismes de détermination des CGF nécessitent la détermination de la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique notée **J**. Pour des modèles simples à 2 ou 3 ddl, cette opération peut être effectuée aisément en dérivant le modèle géométrique de la chaîne cinématique par rapport aux angles articulaires. Par contre, dès que le nombre de ddl augmente cette opération devient plus complexe. Heureusement, si la chaîne cinématique est définie de manière adéquate, le calcul de **J** devient beaucoup plus simple. Une des possibilités est d'utiliser le paramétrage de Denavit-Hartenberg qui est présenté dans le paragraphe suivant.

VI.3. Paramètres de Denavit-Hartenberg

La convention de Denavit-Hartenberg est une approche mathématique (*Denavit et Hartenberg, 1955*) qui permet de décrire les chaînes cinématiques ouvertes comme une succession de segments reliés par des articulations à un ddl. Ce formalisme nécessite la décomposition de la chaîne cinématique en $n+1$ chainons élémentaires reliés par n liaisons.

L'articulation i , noté S_i et dont l'angle associé est q_i , relie les segments $i-1$ et i .

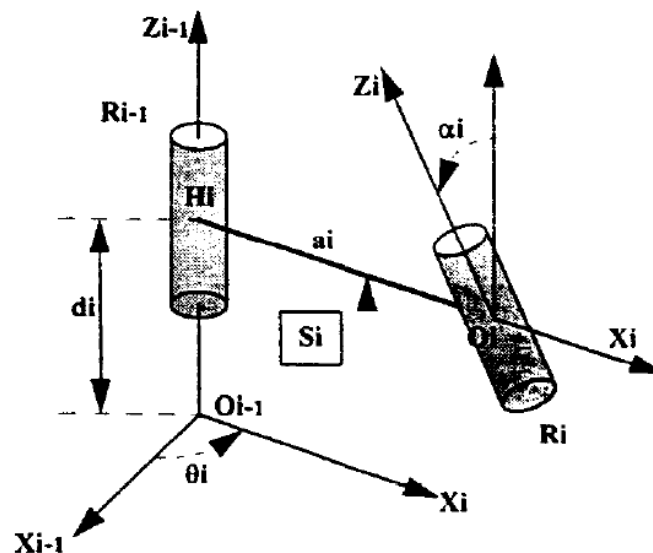


Figure 28 : Paramètres de Denavit-Hartenberg pour un lien S_i localisé par rapport à un lien S_{i-1} ((*Denavit et Hartenberg, 1955*))

Chaque liaison S_i entre deux segments nommés R_i (segment aval) et R_{i-1} (segment amont) est représentée par un repère orthonormé lié aux segments adjacents et dont l'axe \mathbf{z}_i et \mathbf{z}_{i-1} représentent l'axe autour duquel se réalise la rotation. L'axe \mathbf{x}_i et \mathbf{y}_i sont déterminés au moyen du produit vectoriel de \mathbf{z}_i et \mathbf{z}_{i-1} et de \mathbf{z}_i et \mathbf{x}_i respectivement.

Les relations de translation et de rotation entre les segments R_i et R_{i-1} sont ensuite décrites par deux paramètres :

- Un angle d'offset (constant) α_i entre les axes \mathbf{z}_i et \mathbf{z}_{i-1} autour de \mathbf{x}_i .
- Une translation a_i (constante) représentant l'écart entre les origines successives de R_i et R_{i-1} suivant l'axe \mathbf{x}_i .

Les relations de translation et de rotation entre les liens S_i et S_{i-1} sont décrites par 2 paramètres :

- Un angle (variable) θ_i entre les axes \mathbf{x}_i et \mathbf{x}_{i-1} autour de \mathbf{z}_{i-1} .
- Une translation d_i (constante) représentant l'écart entre les origines successives de S_i et S_{i-1} suivant l'axe \mathbf{z}_{i-1} .

À partir de ces 4 paramètres, une matrice ${}^{i-1}\mathbf{T}_i$ est définie :

$${}^{i-1}\mathbf{T}_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & \cos(\alpha_i) & -\sin(\alpha_i) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Le modèle du membre supérieur utilisé est alors modélisé avec 7 segments dont les paramètres de Denavit-Hartenberg sont décrits dans le Tableau 5 et le modèle final est présenté dans la Figure 29.

Les paramètres ont été définis de telle manière que le modèle obtenu est conforme à la norme ISB (*Wu et al., 2005*) modifiée par (*Senk et Cheze, 2006*). Les valeurs d'offsets permettent d'obtenir une chaîne polyarticulée en position anatomique de référence lorsque tous les angles θ_i sont égaux zéro. L'angle θ_i est calculé à partir des séquences de rotation décrites plus haut (II.VI.2).

Tableau 5 : Paramètres de Denavit-Hartenberg associés à chaque ddl du modèle du membre supérieur à 7 ddl.
 CA : carrying angle formé entre le bras et l'avant-bras, L_1 : longueur du bras, L_2 : longueur de l'avant-bras,
 L_3 : distance entre le centre articulaire du poignet et le milieu de la main

ddl retenu	α_i	a_i	$\theta_i + \text{offset}$	d_i
Extension / Flexion	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_1	0
Adduction / Abduction	$\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_2 + \frac{\pi}{2}$	0
Rotation interne / externe	$\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_3 + \frac{\pi}{2}$	$-L_1$
Flexion / Extension	$-\frac{\pi}{2} + CA$	0	θ_4	0
Pronation / Supination	$\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_5 + \frac{\pi}{2}$	$-L_2$
Déviat ion radiale / ulnaire	$-\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_6 + \frac{\pi}{2}$	0
Flexion / Extension	0	$-L_3$	θ_7	0

Le CA supposé constant est pris en compte dans l'offset α_i de la flexion/extension du coude. De plus, la rotation axiale du poignet par rapport l'avant-bras ayant une amplitude articulaire de 0° (Chéze et al., 1996), n'est alors pas considérée comme un ddl.

Les paramètres L_1 et L_2 représentent respectivement la longueur des segments bras et avant-bras définis entre les centres articulaires de la glénohumérale, du coude et du poignet. L_3 correspond à la distance entre le centre articulaire du poignet et le milieu du troisième métacarpe.

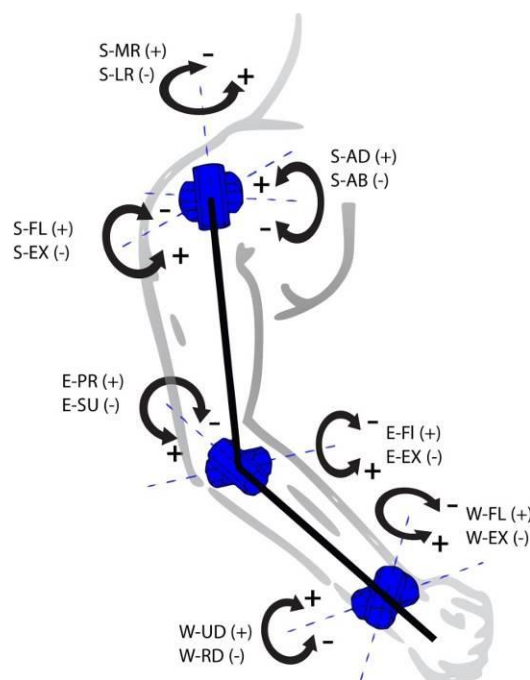


Figure 29 : modélisation de la chaîne cinématique du membre supérieur considéré

VI.4. Matrice Jacobienne d'une chaîne cinématique

La modélisation des indices de CGF nécessite de déterminer la matrice Jacobienne \mathbf{J} . En considérant la chaîne cinématique du membre supérieur avec $n = 7$ ddl dont l'extrémité (la main) se situe dans un espace à $m = 3$ dimensions, connaissant la longueur des segments et les angles articulaires θ , \mathbf{J} ($\dim(\mathbf{J}) = m \times n$) peut être déterminée. Ses termes notés J_{ij} sont alors obtenus en calculant la dérivée partielle du modèle géométrique direct de la chaîne cinématique (f_j avec $j = 1, \dots, m$) par rapport aux variables articulaires (θ_i avec $i = 1, \dots, n$) :

$$J_{ij} = \frac{\partial f_j}{\partial \theta_i} \quad (12)$$

Si la chaîne cinématique est définie à partir des paramètres de Denavit-Hartenberg, \mathbf{J} peut être calculée aisément en utilisant la « Robotics toolbox » (*Corke, 1996*) développée pour Matlab (The MathWorks Inc, MA, USA).

Nous avons considéré tous les éléments relatifs à la définition des paramètres de la chaîne cinématique qui vont permettre la construction des indices de GCF. Dans la suite de ce chapitre, nous abordons les aspects relatifs à la mesure des couples articulaires maximums isométriques eux aussi indispensables.

VII. Mesure des couples articulaires

La modélisation des indices de CGF nécessite l'acquisition des couples articulaires maximums isométriques. Ces données sont obtenues par l'intermédiaire de systèmes appelés dynamomètres isocinétiques (Biodex[®], Cybex[®] ...). Leur intérêt est de pouvoir effectuer la mesure isolée d'un couple articulaire autour d'un axe de rotation fixe donné. Ils sont équipés de jauge de contraintes utilisables aussi bien en conditions isométriques, qu'isocinétique (vitesse angulaire constante) ou isotonique (couple constant). Différents modes de contractions musculaires peuvent également être imposés (isométrique, concentrique et excentrique). De plus, les données angulaires (angles et vitesse) sont enregistrées de manière synchronisée avec les couples (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009; Knapik et al., 1983; Pinter et al., 2010a*).

Ces outils présentent un grand intérêt pour l'analyse des capacités dynamiques du système musculosquelettique et sont régulièrement utilisées en centres de rééducation, dans les laboratoires de recherche ou encore dans le domaine sportif. Ils sont employés pour quantifier l'évolution d'un patient durant un protocole clinique mis en place suite à un traumatisme musculosquelettique, une opération chirurgicale ou encore pour quantifier le degré de sévérité d'une pathologie affectant le contrôle moteur (*Brostrom et al., 1992; Ide et al., 2003; Park et al., 2013*). Dans le domaine du sport, ils contribuent à la quantification de la performance motrice, de l'effet d'un entraînement ou de la fatigue neuromusculaire (*Andersson et al., 2008; Belanger et McComas, 1981*). Enfin, l'identification des couples articulaires générés aux différents ddl est nécessaire pour la construction des ellipsoïdes et des polytopes de force (*Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006*). Nous allons maintenant présenter leur principe de fonctionnement.

VII.1. Principe de mesures d'un dynamomètre

Les appareils dynamométriques, comme le Biodex[®], sont des systèmes de mesure du couple (N.m) produit autour d'un axe articulaire (Figure 30). Ils sont équipés d'une unité qui intègre un capteur de couple, un fauteuil sur lequel est sanglé le sujet et un ensemble de pièces (Figure 30) qui contraignent le mouvement du sujet de telle manière que l'axe du dynamomètre est aligné avec l'axe articulaire.



Figure 30 : Exemple de mesure de couple articulaire autour de l'axe d'abduction/Adduction de l'épaule

Afin d'en obtenir une mesure fiable, plusieurs sources d'erreurs doivent être prises en compte. Elles sont détaillées dans le paragraphe suivant.

VII.2. Erreurs de mesures

Plusieurs auteurs ont démontré que les mesures de couple contiennent trois sources d'erreurs principales (*Arampatzis et al., 2004; Arampatzis et al., 2005; Tsaopoulos et al., 2011; Winter et al., 1981*) que sont :

- 1) l'effet des forces gravitationnelles exercées sur le segment corporel et le bras du dynamomètre,
- 2) les forces d'inertie dues aux accélérations angulaires,
- 3) un défaut d'alignement entre l'axe de rotation du dynamomètre et le centre de rotation articulaire.

Des méthodes de correction sont proposées pour déterminer le couple résultant autour de l'axe articulaire.

VII.2.A. Couple articulaire dû aux forces gravitationnelles

Celui-ci peut être évalué et corrigé par des méthodes appropriées relativement simples à mettre en œuvre (*Herzog, 1988; Winter et al., 1981*).

Une première technique consiste à mesurer le couple généré autour de l'axe de mesure lorsque les segments des sujets sanglés sur le bras du dynamomètre en position horizontale sont relâchés. Dans cette position, le seul couple exercé est dû à la gravité prend sa valeur maximale. Afin de le quantifier pour d'autres positions angulaires, il suffit ensuite de le pondérer par une fonction cosinus en fonction de l'angle avec l'horizontal. Cette procédure est généralement intégrée dans les protocoles expérimentaux des systèmes dynamométriques. Une autre méthode présentée par *Arampatzis et al. (2005)* consiste à réaliser une rotation passive du segment à très faible vitesse angulaire pour l'obtenir à chaque position angulaire.

VII.2.B. Couple articulaire dû aux effets inertiels

Chaque mesure effectuée en condition isocinétique est nécessairement précédée d'une phase d'accélération et suivie d'une décélération. Entre les deux, la vitesse angulaire est constante et les moments dus aux effets inertiels peuvent lors être négligés. Il suffit alors de conserver uniquement la mesure lorsque la vitesse angulaire est constante. Dans la condition isométrique, les effets inertiels sont naturellement négligés.

VII.2.C. Couple articulaire dû aux décalages des axes

Une autre source d'erreurs plus difficile à prendre en compte concerne le décalage entre l'axe de mesure du système et l'axe articulaire (*Arampatzis et al., 2004; Arampatzis et al., 2005; Tsaopoulos et al., 2011*). Dans le plan normal à l'axe de mesure, ceci engendre une différence de bras de levier entre le point d'application de la force et ces deux axes (Figure 5). En effet, on constate que d_b le bras de levier de la force exercée autour de l'axe du dynamomètre est différent de d_s qui correspond à celui de la force exercée autour de l'axe articulaire. De plus, cette erreur peut évoluer en cours de mesure isocinétique. Par exemple, lors d'un mouvement d'abduction/adduction, une l'élévation de l'épaule involontaire au-delà de 30° d'abduction est observée (*Peat, 1986*). L'axe de rotation instantané articulaire ne reste donc pas aligné avec l'axe fixe de mesure.

La compliance des composants du dynamomètre (siège, bras et ceinture de fixation) ainsi que la déformation des tissus mous liés à la contraction musculaire peuvent également générer un décalage supplémentaire. Certaines études ont examiné cette erreur à l'articulation du genou (*Arampatzis et al., 2004; Herzog, 1988; Kaufman et al., 1995*) et à la cheville (*Arampatzis et al., 2005*). Notamment, *Arampatzis et al. (2004)* reportent des différences entre le couple mesuré et le couple articulaire résultant pouvant varier entre 3.5 et 7.3% en condition isométrique tandis que *Kaufman et al. (1995)* trouvent des différences de 10 et 13% en condition isocinétique à 60 et 180°/s respectivement. Enfin *Herzog (1988)* reporte des différences de seulement 1.3 et 2.1% à 120 et 240°/s mais cette étude n'a été réalisée que sur une seule personne.

Ces différences sont importantes et peuvent mener à une erreur d'interprétation. En effet, une évaluation clinique avant et après une intervention chirurgicale ou un programme de rééducation peut introduire une erreur sur chaque mesure. Dans le cas des indices articulaires de CGF (*Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006*) ces erreurs doivent être prises en compte, car leur cumul lié au nombre de ddl considéré pourrait amener à une estimation erronée.

VII.3. Compensation des erreurs de mesure dues au décalage des axes

Un dynamomètre mesure un couple autour d'un seul axe de mesure (*Arampatzis et al., 2005*) (Figure 31).

On considère que le couple généré autour de l'axe articulaire (M_S) est égal à :

$$M_S = M_B \frac{d_S}{d_B} + G_{AB} + I_{AB} \quad (13)$$

Avec le moment dû à la gravité (G_{AB}) et aux effets inertiels (I_{AB}) égaux à :

$$G_{AB} = W_B d_{WB} \frac{d_S}{d_B} + W_A d_{WA} \quad (14)$$

$$I_{AB} = I_B \omega_B \frac{d_S}{d_B} + I_A \omega_A \quad (15)$$

- M_S Moment résultant autour de l'axe articulaire
- M_B Moment mesuré par le dynamomètre
- d_S Bras de levier de la force exercée autour de l'axe articulaire
- d_B Bras de levier de la force exercée autour de l'axe du dynamomètre
- W_B Poids du bras du dynamomètre
- d_{WB} Bras de levier de W_B
- W_S Poids du segment
- d_{WS} Bras de levier de W_S
- I_B Moment d'inertie du bras du dynamomètre
- ω_B Accélération angulaire du bras du dynamomètre
- I_S Moment d'inertie du segment
- ω_S Accélération angulaire du segment

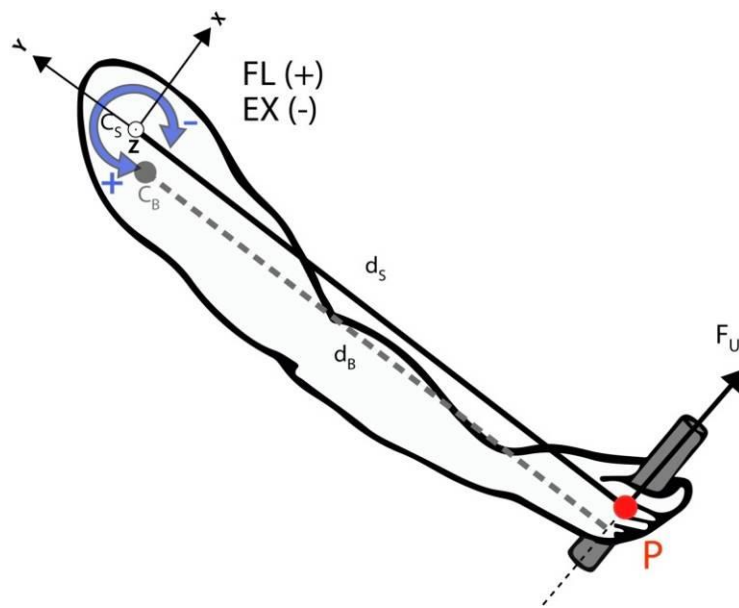


Figure 31 : Représentation du moment résultant à l'épaule lors de la flexion/extension. F_U représente la force appliquée au point P. C_B et C_S sont les points représentant le centre de rotation du dynamomètre et de l'articulation gléno-humérale respectivement. F_U est perpendiculaire au bras de levier d_S (ligne entre C_S et P) et d_B représente le bras de levier de F_U par rapport au dynamomètre

Considérant que G_{AB} est corrigé au moyen d'une procédure intégrée au système de mesure, l'équation (13) devient :

$$M_S = M_B \frac{d_S}{d_B} + I_{AB} \quad (16)$$

En condition isométrique ($\omega_B = \omega_S = 0$), $I_{AB} = 0$:

$$M_S = M_B \frac{d_S}{d_B} \quad (17)$$

On peut alors calculer le couple articulaire M_S en multipliant M_B par le ratio d_S/d_B (Figure 31). L'intérêt de la détermination effective des centres articulaires est donc un élément essentiel dans la compensation de cette erreur de mesure. Pour rappel, la méthode SCoRe (*Ehrig et al., 2006*) a été employée pour les déterminer.

Une fois que les couples articulaires sont corrigés, les indices de capacité de génération de force peuvent alors être déterminés.

VIII. Modèles articulaires de prédiction des CGF

Le principe des modèles de CGF est de convertir les « **ressources** » articulaires (vitesses angulaires ou couples par exemple) en « **capacités** » à l'extrémité de la chaîne cinématique (vitesse linéaire ou force par exemple). L'ensemble de départ (celui des ressources) est appelé « espace articulaire » sa dimension est égale à n , le nombre de ddls de la chaîne cinématique. L'espace d'arrivée (celui des capacités) est nommé « espace des tâches » et correspond aux variables considérées à l'extrémité de la chaîne cinématique. Les quantités dans cet espace sont exprimées dans un repère cartésien de dimension $m = 3$ dans le cas 3D et $m = 2$ dans le cas de systèmes plans. Le passage de l'espace articulaire à celui des tâches s'effectue via le « **filtre** » de la chaîne cinématique qui selon sa géométrie et sa configuration va, pour des mêmes ressources articulaires, privilégier certaines directions dans l'espace de tâches. Si on s'intéresse aux vitesses, la matrice Jacobienne \mathbf{J} effectue la transformation linéaire des vitesses dans l'espace articulaire $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ ($\dim(\dot{\boldsymbol{\theta}}) = n$) à la vitesse linéaire $\dot{\mathbf{x}}$ ($\dim(\dot{\mathbf{x}}) = m$), de l'extrémité de la chaîne cinématique dans l'espace des tâches (25) :

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (18)$$

Lorsqu'il n'y a pas de variation d'énergie cinétique, les indices de CGF sont dérivés de la relation (18) en considérant que la puissance interne est égale en valeur et de signe opposé à la puissance externe (19):

$$P_e + P_i = 0 \quad \boldsymbol{\tau}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} - \mathbf{f}^T \dot{\mathbf{x}} = 0 \quad (19)$$

En utilisant les équations (18) et (19), on peut alors déterminer la relation entre les couples isométriques $\boldsymbol{\tau}$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}) = n = 7$) dans l'espace articulaire \mathbf{R}^n et la force \mathbf{f} ($\dim(\mathbf{f}) = m = 3$) dans l'espace des tâches \mathbf{R}^m (*Yoshikawa, 1985b*) par la relation (20) :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (20)$$

Si maintenant on désire obtenir la transformation de l'espace articulaire vers l'espace des tâches, il est nécessaire d'inverser la relation (20). Cette opération est conditionnée par les valeurs de n et m :

Si $n = m$ alors on peut inverser simplement (20) en utilisant \mathbf{J}^{-T} (21).

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T} \boldsymbol{\tau} \quad (21)$$

Si $n > m$ alors \mathbf{J} est une matrice rectangulaire qui n'admet pas d'inverse. A la place on utilise l'inverse généralisée de Moore-Penrose ou pseudo inverse de \mathbf{J}^T nommée \mathbf{J}^{T+} . Ainsi, on obtient la relation (22):

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{T+} \boldsymbol{\tau} \quad (22)$$

Afin de déterminer les indices de CGF, il est nécessaire de caractériser les ressources maximales disponibles au niveau articulaire pour évaluer leur équivalent dans l'espace des tâches. Le procédé consiste à borner la norme du vecteur des couples articulaires et, par l'application de l'inverse ou pseudo-inverse de \mathbf{J}^T , d'étudier la projection dans l'espace des tâches. Il apparait clairement que selon le choix de la norme utilisée (Euclidienne ou « infini ») le lieu géométrique des couples articulaires maximaux va être modifié ainsi que sa projection dans l'espace des tâches (Figure 6).

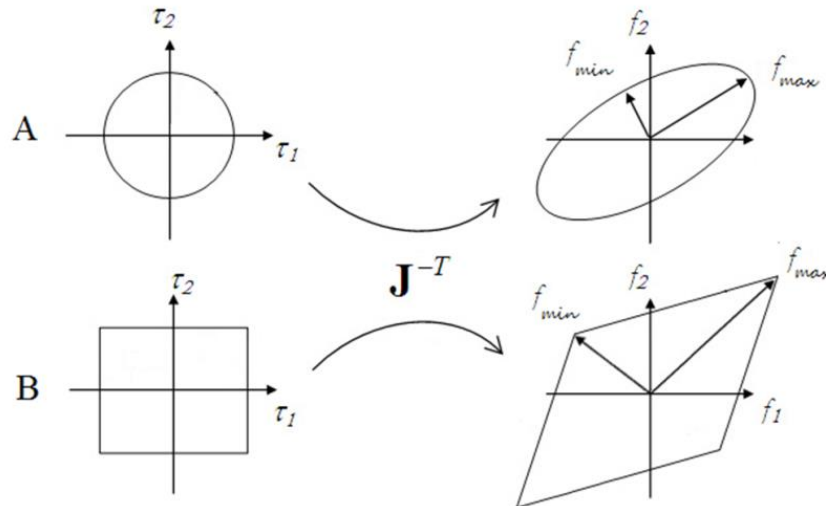


Figure 32 : Définition des ellipsoïdes et des polytopes de force dans le cas simple d'une chaîne plane à 2 ddl. Le cas A correspond à une norme de type 2, les couples articulaires maximaux isométriques sont situés sur un cercle et la projection via \mathbf{J}^{-T} dans l'espace des forces produit une ellipse. Le cas B correspond au choix de la norme « infini » afin de borner les couples articulaires. Dans ce cas, les couples maximums isométriques sont situés sur un carré transformé en un losange dans l'espace des tâches.

À titre d'exemple, pour un système à 2 ddl plan, si le vecteur des couples articulaires a une norme euclidienne (ou de type 2) unitaire ($\|\tau\|_2 = ((\tau^T \tau)^{1/2} \leq 1)$), alors le lieu géométrique de l'ensemble des couples maximum possibles est un cercle rayon de 1 (Figure 19 - A). L'application de \mathbf{J}^{-T} conduit alors à définir une ellipse dans l'espace des tâches (Yoshikawa, 1985b). Par contre, si on utilise la norme « infini » ($\|\tau\|_\infty = \sup(|\tau_1|, \dots, |\tau_n|) \leq 1$), les combinaisons de couples maximums se situent sur un carré de côté de longueur 2 (Figure 19 - B) transformé en un losange dans l'espace des tâches (Chiacchio et al., 1997).

Si on généralise à l'espace 3D et à n ddls, le premier indice de CGF envisagé basé sur l'utilisation de la norme Euclidienne transforme donc l'hypersphère des couples articulaires en un ellipsoïde de force dans l'espace des tâches. Il permet donc d'évaluer les vecteurs forces qu'il est possible d'exercer à l'extrémité de la chaîne cinématique dans toutes les directions. À partir de cet ellipsoïde, on détermine les paramètres caractéristiques tels que le volume, la direction et la longueur de ses axes principaux. On procède de même pour le second indice envisagé, en considérant un rectangle de dimension n dans l'espace des couples transformés en un polytope de force dans l'espace des tâches.

On peut effectuer deux remarques sur la capacité des ellipsoïdes et des polytopes de force à caractériser les CGF du système musculosquelettique. L'utilisation de la norme euclidienne implique que lorsqu'un couple est à sa valeur maximale tous les autres sont nuls.

Ceci est peu plausible d'un point de vue physiologique. De ce fait, il est attendu que l'ellipsoïde de force sous-estime les CGF d'un sujet humain. Au contraire, le polytope de force autorise des couples articulaires maximum simultanément à l'ensemble des ddl ce qui va sans doute conduire à une surestimation des CGF de sujets humains. Cependant, les 2 modèles proposés satisfont deux contraintes importantes sur les CGF obtenues expérimentalement (cf. chapitre I) que sont l'anisotropie et la posture (au travers de la matrice Jacobienne \mathbf{J}).

De plus, pour chacun de ces modèles, deux cas de figures sont considérés pour les couples articulaires :

- le vecteur $\boldsymbol{\tau}$ des couples articulaires est de norme unitaire nous amenant à modéliser l'ellipsoïde de force normalisé (EFN) et le polytope de force normalisé (PFN).
- les valeurs maximales des couples articulaires isométriques maximaux sont obtenues par des mesures expérimentales pour modéliser l'ellipsoïde de force biomécanique (EFB) et le polytope de force biomécanique (PFB).

Dans la suite de ce chapitre, nous abordons les techniques qui permettent de définir les paramètres des ellipsoïdes (EFN et EFB) et polytope de forces (PFN et PFB) considérés.

VIII.1. Ellipsoïdes de forces

La définition de l'ellipsoïde de force est basée sur l'hypothèse que les couples articulaires sont bornés par une norme de type Euclidienne. La partie supérieure de la Figure 32 présente un système simple à deux degrés de liberté opérant dans un plan. Dans ce cas, les couples admissibles sont situés sur un cercle de rayon unitaire. Ainsi, lorsque le couple articulaire τ_1 est à sa valeur maximum c'est-à-dire 1, le couple articulaire τ_2 est égal à zéro. Si on généralise à un système à n ddl, la transformation linéaire \mathbf{J} appliquée à l'hypersphère des couples produits un ellipsoïde dans l'espace des forces (\mathbf{R}^m). La sphère unitaire dans \mathbf{R}^n est alors définie par :

$$\|\boldsymbol{\tau}\|^2 = \boldsymbol{\tau}^T \boldsymbol{\tau} = \tau_1^2 + \tau_2^2 + \dots + \tau_n^2 \leq 1 \quad (23)$$

L'EFN est obtenue par la relation (24) en considérant (23) et (20) :

$$\boldsymbol{\tau}^T \boldsymbol{\tau} = \mathbf{f}^T \mathbf{J} \mathbf{J}^T \mathbf{f} \leq 1 \quad (24)$$

Alors, les paramètres de l'ellipsoïde (longueurs et orientation des 3 axes) sont définis à partir d'une décomposition en valeurs singulières (DVS) de \mathbf{J} .

$$\mathbf{J} = \mathbf{U} \boldsymbol{\Sigma} \mathbf{V}^T \quad (25)$$

Les trois axes représentatifs de l'ellipsoïde de force permettent alors de connaître son orientation dans \mathbf{R}^3 . Les vecteurs directeurs des axes de l'ellipsoïde correspondent aux colonnes de la matrice \mathbf{U} ($\dim \mathbf{U} = m \times m$) et leurs amplitudes sont obtenues en calculant l'inverse des valeurs singulières correspondantes contenues dans la matrice « diagonale » $\boldsymbol{\Sigma}$ ($\dim \boldsymbol{\Sigma} = m \times n$).

Dans le cas de l'EFB, cette hypothèse n'est pas applicable, car les couples articulaires ne sont pas unitaires ni symétriques par rapport à la direction du mouvement (par exemple, les couples articulaires de flexion et d'extension du coude ne sont pas égaux). Dans ce cas, la sphère des couples articulaires unitaires dans l'espace \mathbf{R}^n doit être recentrée autour du centre de l'espace des couples articulaires $\bar{\boldsymbol{\tau}}$ (*Sasaki et al., 2010*) :

$$\bar{\boldsymbol{\tau}} = [\bar{\tau}_1, \bar{\tau}_2, \dots, \bar{\tau}_n]^T \quad (26)$$

Avec :

$$\bar{\tau}_i = \frac{(\tau_i^{\max} + \tau_i^{\min})}{2} \quad i = 1 \dots n \quad (27)$$

τ_j^{\max} and τ_i^{\min} correspondant au couple articulaire maximal et minimal mesuré dans les directions positives et négatives de rotation au $n^{\text{ième}}$ ddl respectivement. La force à l'extrémité de la chaîne cinématique correspondante est alors défini par :

$$\bar{\mathbf{f}} = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \dots, \bar{f}_m]^T \quad (28)$$

Avec :

$$\bar{f}_j = \frac{(f_j^{\max} + f_j^{\min})}{2} \quad j = 1 \dots m \quad (29)$$

f_j^{\max} and f_j^{\min} correspondant à la force maximum dans les deux directions opposées. La relation entre $\bar{\tau}$ et $\bar{\mathbf{f}}$ devient :

$$\bar{\tau} = \mathbf{J}^T \bar{\mathbf{f}} \quad (30)$$

La relation entre l'espace des couples dans \mathbf{R}^n avec pour origine $\bar{\tau}$ et l'espace de forces d'origine $\bar{\mathbf{f}}$ est :

$$\boldsymbol{\tau} - \bar{\tau} = \mathbf{J}^T (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}}) \quad (31)$$

Finalement, la matrice \mathbf{T}_τ proposée par *Sasaki et al. (2011)* permet la mise à l'échelle de (30) :

$$\mathbf{T}_\tau = \text{diag} \left(\frac{1}{(\tau_1^{\max} - \bar{\tau}_1)}, \dots, \frac{1}{(\tau_n^{\max} - \bar{\tau}_n)} \right) \quad (32)$$

Avec les couples articulaires normalisés et centrés en $\bar{\tau}$ égaux à :

$$\hat{\boldsymbol{\tau}} = \mathbf{T}_\tau (\boldsymbol{\tau} - \bar{\tau}) \quad \text{et} \quad \hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J} \mathbf{T}_\tau \quad (33)$$

La matrice Jacobienne $\hat{\mathbf{J}}$ mise à l'échelle devient finalement :

$$\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J} \mathbf{T}_\tau \quad (34)$$

À partir de (34), l'EFB est obtenue en considérant la relation suivante :

$$(\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})^T \hat{\mathbf{J}} \hat{\mathbf{J}}^T (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}}) \leq 1 \quad (35)$$

L'orientation et la longueur des axes de cet ellipsoïde sont déterminées à l'aide d'une DVS de $\hat{\mathbf{J}}$.

VIII.2. Polytope de force

La définition du polytope de force est basée sur l'hypothèse que les couples articulaires unitaires suivent une norme de type « infini » (Figure 32 - B). Il correspond à l'ensemble des forces pouvant être générées en bout de chaîne à partir de couples articulaires soumis aux contraintes suivantes :

$$\tau_{i,\min} \leq \tau_i \leq \tau_{i,\max} \quad i = 1 \dots n \quad (36)$$

Au $i^{\text{ème}}$ ddl, dans le cas du PFN, les valeurs de $\tau_{i,\min}$ et de $\tau_{i,\max}$ sont de -1 et 1 respectivement et pour le PFB ses valeurs correspondent à la valeur maximum et minimum des couples articulaires mesurés dans les directions positives et négatives de rotation respectivement.

Dans le cas simple du système à deux ddl de la Figure 32 - B, l'espace des couples dans \mathbf{R}^n représenté par un rectangle de longueur $2\tau_1$ et de largeur $2\tau_2$ (dans le cas de couple maximum et minimum symétrique) est transformé en un losange dans \mathbf{R}^m par l'application linéaire \mathbf{J}^T .

La force en bout de chaîne est obtenue en inversant la relation (20) :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{-T} \boldsymbol{\tau} \quad (37)$$

Dans le cas du membre supérieur qui est un système redondant contenant plus de ddl que de dimension de l'espace des tâches dans lequel il évolue ($n > m$), l'équation (37) n'est pas applicable puisque \mathbf{J} n'est pas une matrice carrée. La pseudo inverse de Moore Penrose de \mathbf{J}^T \mathbf{J}^{T+} est introduite pour prendre en compte le problème de redondance. Celle-ci est calculée en minimisant l'erreur $\|\boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T \mathbf{f}\|$. Si on considère une matrice \mathbf{M} de rang égal à son nombre de

lignes, alors sa pseudo-inverse de Moore Penrose notée $\mathbf{M}^+ = \mathbf{M}^T (\mathbf{M}\mathbf{M}^T)^{-1}$. De plus, on peut aussi la calculer à partir d'une décomposition en valeur singulière (DVS) de la matrice \mathbf{J}^T ($\dim(\mathbf{J}^T) = n \times m$) (38) :

$$\mathbf{J}^T = \mathbf{U}\mathbf{\Sigma}\mathbf{V}^T \quad (38)$$

\mathbf{U} ($\dim(\mathbf{U}) = m \times m$) et \mathbf{V} ($\dim(\mathbf{V}) = n \times n$) sont des matrices orthogonales et \mathbf{S} ($\dim(\mathbf{S}) = m \times n$) est organisée de la manière suivante :

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad (39)$$

Avec \mathbf{A} ($\dim(\mathbf{A}) = m \times m$), une matrice diagonale contenant les valeurs singulières ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) de \mathbf{J}^T dans le sens décroissant. Finalement, le calcul de la pseudo-inverse de la matrice \mathbf{J}^T se fait au moyen de l'équation suivante :

$$\mathbf{V}\mathbf{S}^+\mathbf{U}^T = \mathbf{J}^{T+} \quad (40)$$

Avec \mathbf{S}^+ ($\dim(\mathbf{S}^+) = n \times m$) la pseudo-inverse de \mathbf{S} calculé avec l'inverse de \mathbf{A} :

$$\mathbf{S}^+ = \begin{bmatrix} \mathbf{A}^{-1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad (41)$$

Les valeurs singulières de \mathbf{J}^T sont égales à l'inverse de celles de \mathbf{J} car les deux matrices sont orthogonales. Dans ce cas, les valeurs singulières sont égales à $1/\sigma_{\min}$, $1/\sigma_{\text{moy}}$ et $1/\sigma_{\max}$. L'équation (37) devient alors :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{T+} \boldsymbol{\tau} \quad (42)$$

Dans le cas non redondant, l'erreur $\|\boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T \mathbf{f}\|$ est égale à zéro et l'ensemble des couples $\hat{\boldsymbol{\tau}}$ appartient à $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$. Alors, une méthode utilisant la somme de Minkowski (*Valero-Cuevas, 2009*) permet de calculer directement les forces maximales en bout de chaîne à partir des sommets de l'espace des couples articulaires dans le cas de l'équation (37).

Dans le cas d'un système redondant, l'erreur $\|\boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T \mathbf{f}\|$ n'est pas nécessairement égale à zéro et l'utilisation de (37) conduit seulement à minimiser $\|\boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T \mathbf{f}\|$ au sens des moindres carrés. Ainsi, il n'est pas possible d'obtenir directement le polytope des forces à partir de celui des couples définis par les équations (31). Un vecteur de couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$ arbitraire ne garantit pas forcément que l'équation (15) admette une solution pour \mathbf{f} . Afin que ce soit le cas, il est nécessaire que $\boldsymbol{\tau}$ appartienne à l'image de \mathbf{J}^T notée $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ (Figure 33).

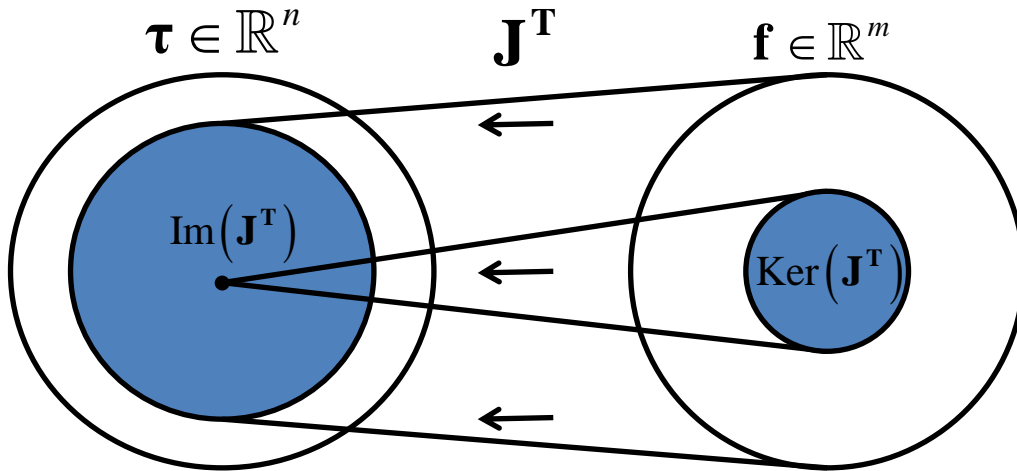


Figure 33: Image et noyau de \mathbf{J}^T

Ainsi, il faut d'abord déterminer un polytope réduit dans l'espace des couples obtenu par l'intersection de $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ et de (31) afin de s'assurer que $\|\hat{\boldsymbol{\tau}} - \mathbf{J}^T \mathbf{f}\|$ vaut 0. Pour définir une base de $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$, on réalise une DVS de \mathbf{J} :

$$\mathbf{J} = \mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T = [\mathbf{U}_1 \quad \mathbf{U}_2] \begin{bmatrix} A & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1^T \\ \mathbf{V}_2^T \end{bmatrix} \quad (43)$$

Avec \mathbf{U}_1 ($\dim(\mathbf{U}_1) = m \times r$), \mathbf{U}_2 ($\dim(\mathbf{U}_2) = n \times (m-r)$), \mathbf{V}_1 ($\dim(\mathbf{V}_1) = n \times r$) et \mathbf{V}_2 ($\dim(\mathbf{V}_2) = n \times (n-r)$) les sous-matrices de \mathbf{U} et \mathbf{V} avec r égale au rang de \mathbf{J} . Les colonnes v_t ($t=1,2,\dots,r$) de \mathbf{V}_1 définissent alors une base de $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ constituée de r vecteurs de dimension n .

On retiendra deux méthodes de résolution permettant de trouver les sommets du polytope réduit des couples dans \mathbf{R}^n .

VIII.2.A. Méthode géométrique de Sasaki et al, 2011

La première, de nature géométrique (*Sasaki et al., 2011*), est basée sur le fait que les points d'intersection entre l'espace des couples de dimension n et celui de $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ représenté par r vecteurs de dimension n existe dans une face à $(m - r)$ dimensions de l'espace des couples (Figure 34). De plus, il s'avère que le nombre de composantes des couples articulaires $\tau_{i,min}$ ou $\tau_{i,max}$ est égal à r .

Dans un cas simple avec un espace à trois dimensions ($n = 3$) et une matrice \mathbf{J} de rang $r = 2$ (Figure 34-A), l'intersection entre le plan à 2 dimensions (en bleu) correspondant à $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ et le parallélépipède rectangle (44) sur une de ces faces conduit à obtenir 2 valeurs de couples maximale ou minimale. Dans le cas où $r = 1$ (Figure 34-B), on obtient une ligne qui a une intersection avec le polytope (44) uniquement en un point. Alors on a une seule valeur de couple articulaire à son maximum ou minimum.

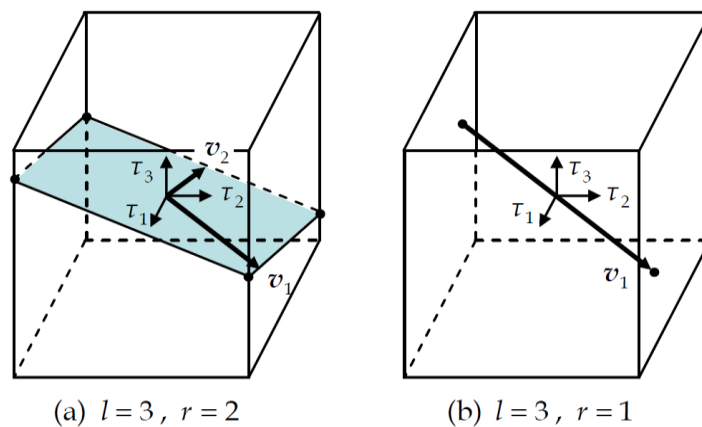


Figure 34 : Représentation de l'intersection en bleu de l'image de \mathbf{J}^T avec le cube des couples articulaires. D'après *Sasaki et al. (2011)*.

Si on définit les points d'intersections entre l'espace des couples de \mathbf{R}^n et $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ de la manière suivante :

$$\mathbf{K} = [k_1, k_2, \dots, k_r]^T \quad (44)$$

Alors le sous-espace des couples articulaires est donné par :

$$\mathbf{T} = k_1 \mathbf{v}_1 + k_2 \mathbf{v}_2 + \dots + k_r \mathbf{v}_r = \mathbf{V}_1 \mathbf{K} \quad (45)$$

Cette équation peut être développée sous la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{T}_1 \\ \mathbf{T}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \dots \\ \tau_r \\ \tau_{r+1} \\ \dots \\ \tau_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1 v_{1,1} + k_2 v_{2,1} + \dots + k_r v_{r,1} \\ \dots \\ k_1 v_{1,r} + k_2 v_{2,r} + \dots + k_r v_{r,r} \\ k_1 v_{1,r+1} + k_2 v_{2,r+1} + \dots + k_r v_{r,r+1} \\ \dots \\ k_1 v_{1,l} + k_2 v_{2,l} + \dots + k_r v_{r,l} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_{11} \\ \mathbf{V}_{12} \end{bmatrix} \mathbf{K} \quad (46)$$

Avec \mathbf{T}_1 ($\dim(\mathbf{T}_1) = r \times 1$), \mathbf{T}_2 ($\dim(\mathbf{T}_2) = (n-r) \times 1$), \mathbf{V}_{11} ($\dim(\mathbf{V}_{11}) = r \times r$) et \mathbf{V}_{12} ($\dim(\mathbf{V}_{12}) = (n-r) \times r$) des sous-matrices de \mathbf{T} et \mathbf{V}_1 respectivement. \mathbf{T}_1 et \mathbf{T}_2 sont liés par la relation suivante :

$$\mathbf{T}_2 = \mathbf{V}_{12} \mathbf{K} = \mathbf{V}_{12} \mathbf{V}_{11}^{-1} \mathbf{T}_1 \quad (47)$$

Au niveau des points d'intersection entre le polytope défini par (31) et $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$, on a exactement r composantes de couples articulaires égales aux bornes $\tau_{i,min}$ ou $\tau_{i,max}$. On peut ainsi définir \mathbf{T}_1 de dimension r qui représente la sous partie de \mathbf{T} pour laquelle tous les couples sont soit maximums ou minimums :

$$\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \dots \\ \tau_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_{1,\max} \text{ ou } \tau_{1,\min} \\ \dots \\ \tau_{r,\max} \text{ ou } \tau_{r,\min} \end{bmatrix} \quad (48)$$

\mathbf{T}_2 correspond alors aux autres composantes de \mathbf{T} qui ne sont ni maximales ni minimales. Il existe $\frac{n!}{r!(n-r)!}$ vecteurs \mathbf{T}_1 possibles qui résultent du choix de r composantes de \mathbf{T} parmi n . De plus, on a 2^r combinaisons possibles de r couples provenant de τ_{\min} et τ_{\max} pour former le vecteur \mathbf{T}_1 .

Si \mathbf{T}_2 obtenu à partir de (47) satisfait strictement les inégalités (36), alors, le point d'intersection \mathbf{K} entre le polytope des couples dans \mathbf{R}^n et $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ est ensuite calculé à partir de \mathbf{T}_1 :

$$\mathbf{K} = \mathbf{V}_{11}^{-1}\mathbf{T}_1 = \mathbf{V}_{12}^{-1}\mathbf{T}_2 \quad (49)$$

\mathbf{K} est alors l'un des sommets du polytope réduit des couples. Tous ses coins résultent de la détermination de \mathbf{K} pour toutes les combinaisons possibles de \mathbf{T}_1 appartenant à $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$.

VIII.2.B. Méthode de Chiacchio et al, 1997

La seconde méthode pour déterminer le polytope réduit dans \mathbf{R}^n a été proposée par *Chiacchio et al. (1997)*. Elle est basée sur la résolution d'un système d'équations linéaires. En reprenant le terme \mathbf{V}_1 de l'équation (43), $\text{Im}(\mathbf{J}^T)$ est représenté par m vecteurs de base de dimension n . N'importe quel couple appartenant à l'image de \mathbf{J}^T peut-être représenté au moyen de la combinaison linéaire suivante :

$$\boldsymbol{\tau} = k_1\mathbf{v}_1 + k_2\mathbf{v}_2 + \dots + k_r\mathbf{v}_m \quad (50)$$

Avec les variables supplémentaires s_i , $i = 1, \dots, 2n$, on pose :

$$\begin{aligned} \tau_i + s_i &= \tau_{i,\max} & i = 1, \dots, n \\ -\tau_{i-n} + s_i &= \tau_{i-n,\min} & i = n + 1, \dots, 2n \end{aligned} \quad (51)$$

Avec comme contraintes que $s_i \geq 0, \forall i$. Les équations (50) et (51) sont combinées sous la forme :

$$\mathbf{Ax} = \mathbf{b} \quad (52)$$

Avec :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{v}_1 & \dots & \mathbf{v}_m & \mathbf{I}_{n \times n} & \mathbf{O}_{n \times n} \\ -\mathbf{v}_1 & \dots & \mathbf{v}_m & \mathbf{O}_{n \times n} & \mathbf{I}_{n \times n} \end{bmatrix} \quad (53)$$

$$\mathbf{x} = [k_1 \quad \dots \quad k_r \quad s_1 \quad \dots \quad s_n \quad s_{n+1} \quad \dots \quad s_{2n}]^T \quad (54)$$

$$\mathbf{b} = [\tau_{1,\max} \quad \dots \quad \tau_{n,\max} \quad \tau_{1,\min} \quad \dots \quad \tau_{n,\min}] \quad (55)$$

Pour trouver les sommets du polytope réduit, m colonnes de \mathbf{A} d'indice compris entre $m + 1$ et $m + 2n$ doivent être retirées ce qui conduit à un nombre de combinaisons possibles égal à $\frac{2n!}{(2n-m)!m!}$. Lorsque le rang de la matrice ainsi obtenue est plein, c.-à-d. que les colonnes sont linéairement indépendantes, et que toutes les valeurs de s_i sont supérieures à zéro, un sommet du polytope réduit a été trouvé.

Les 2 méthodes ont été testées sur des cas simples et sur des données mesurées. Elles fournissent le même résultat. La prochaine partie de ce chapitre présente l'ensemble des indices dérivés des ellipsoïdes et des polytopes de force qui permettent de les caractériser.

VIII.3. Indices de caractérisation des ellipsoïdes

Les formes géométriques définies peuvent être décrites au travers des paramètres suivants :

- l'orientation qui indique la direction dans laquelle les efforts les plus importants peuvent être générés,
- l'amplitude maximale associée à la direction principale,
- le volume qui renseigne sur les capacités globales toutes directions confondues,
- la forme qui plus ou moins allongée et qui donne des informations sur la répartition des efforts,

Pour les déterminer, il est d'abord nécessaire de réaliser une décomposition en valeurs singulières sur \mathbf{J} ou $\hat{\mathbf{J}}$:

$$\mathbf{J} = \mathbf{U}\mathbf{\Sigma}\mathbf{V}^T \quad (56)$$

Les trois axes représentatifs de l'ellipsoïde de force permettent alors de connaître son orientation dans \mathbf{R}^3 . Les vecteurs directeurs des axes de l'ellipsoïde correspondent aux colonnes de la matrice \mathbf{U} ($\dim \mathbf{U} = m \times m$) et leurs amplitudes sont obtenues en calculant l'inverse des valeurs singulières correspondantes contenues dans la matrice « diagonale » $\mathbf{\Sigma}$ ($\dim \mathbf{\Sigma} = m \times n$). Ainsi, le plus grand axe de l'ellipsoïde de force est donné par la troisième colonne de \mathbf{U} . Il correspond à la direction selon laquelle la force est la plus importante. L'amplitude de cette dernière est donnée par $1/\sigma_3$.

Le volume de l'ellipsoïde (N^3) est évalué à partir du produit des valeurs singulières σ_j ($j = 1 \dots 3$) extraites de la matrice $\mathbf{\Sigma}$ de la manière suivante :

$$V_{Ell} = \frac{4\pi}{(3\sigma_1\sigma_2\sigma_3)} \quad (57)$$

L'orientation et le volume seuls ne permettent pas de caractériser la répartition des CGF. En effet, deux ellipsoïdes dont l'orientation et le volume sont identiques peuvent avoir des formes différentes. Pour la caractériser, un indice appelé isotropie w est utilisé (*Bayle et al., 2001*) et calculé par la formule suivante :

$$w = \sqrt{1 - \frac{\sigma_{\min}^2}{\sigma_{\max}^2}} \quad (58)$$

σ_{\max} et σ_{\min} correspondent respectivement à la plus petite et la plus grande valeur singulière de \mathbf{J} (56). Plus cette valeur se rapproche de 1 et plus la forme de l'ellipsoïde est allongée dans le sens de la direction préférentielle.

VIII.4. Indices de représentation des polytopes

Dans le cas des polytopes, les axes principaux, le volume et l'isotropie sont déterminés à partir d'une DVS de l'ensemble des coins du polytope stockés dans la matrice \mathbf{C} :

$$\mathbf{C} = \mathbf{U}\mathbf{\Sigma}\mathbf{V}^T \quad (59)$$

L'hypothèse formulée est que les coins sont répartis de manière homogène sur la surface du polytope. L'axe principal de \mathbf{C} est stocké dans la première colonne de la matrice \mathbf{U} .

Le volume du polytope V_{Pol} est déterminé numériquement en évaluant l'enveloppe convexe de l'ensemble de ces coins au moyen de la fonction "convhulln" intégrée à Matlab.

Enfin, l'isotropie w est déterminée au travers de l'équation (58) en utilisant la plus petite et la plus grande valeur singulière contenues dans la matrice \mathbf{S} .

L'amplitude maximale est obtenue en considérant le point d'intersection de l'enveloppe convexe du polytope avec la direction de l'axe principal. Ainsi, cette valeur peut ne pas correspondre nécessairement avec la plus grande force possible.

IX. Conclusion

L'objectif de ce chapitre a été de présenter les outils de modélisation des CGF de type articulaire. Pour cela, nous avons abordé les aspects relatifs à la définition et à la mesure de la posture du modèle du membre supérieur. La problématique de l'estimation des couples articulaires isométriques et la correction des erreurs de mesure a ensuite été traitée. Enfin, les outils de calcul des CGF et des paramètres dérivés ont été présentés. Dans le chapitre III, nous allons maintenant passer à la validation des modèles articulaires des CGF proposés.

Chapitre III

Chapitre III : Évaluation des CGF à partir des modèles articulaires

Le troisième chapitre présente la première étude expérimentale qui a pour objectif d'évaluer les ellipsoïdes et polytopes de force par un modèle de type articulaire. Pour cela, un protocole a été mis en œuvre pour quantifier les paramètres nécessaires à leur modélisation. L'expérimentation se déroule en deux parties distinctes.

La première consiste à évaluer la posture à l'aide d'un système optoélectronique (Qualisys®) et les couples articulaires de 7 ddl du membre supérieur droit en condition maximale isométrique sur un dynamomètre de type Biodex®. Grâce à ces informations, la modélisation des ellipsoïdes (EFN et EFB) et des polytopes de force (PFN et PFB) est effectuée.

La seconde étape du protocole consiste, pour une posture donnée du membre supérieur, à quantifier les forces maximales d'interactions de la main dans 26 directions différentes. Pour ce faire, un capteur de force 6D a été utilisé en parallèle du système optoélectronique. Ces mesures contribuent à modéliser le polytope de force mesuré (PFM).

L'objectif méthodologique de cette étude est de comparer les modèles prédictifs (EFN, EFB, PFN, PFB) avec le PFM au travers des paramètres suivants : le volume, la forme (isotropie), la force maximale et l'orientation globale. Leur pertinence en tant qu'outils de prédiction des CGF est finalement discutée.

I. Introduction

La distribution des forces générées par le membre supérieur au niveau de la main présente une anisotropie avec une direction d'application préférentielle passant approximativement par l'axe main/épaule (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006*). Ces forces exercées sur l'environnement dépendent de la posture adoptée, de la tâche à exécuter ainsi que des caractéristiques musculaires du sujet. Généralement, la production de force ou de couple autour d'un axe articulaire est évaluée par l'intermédiaire d'appareillages adaptés (*Roman-Liu et Tokarski, 2005; Sahaly et al., 2001; Silder et al., 2008*). Bien qu'intéressantes, les informations fournies pour une posture donnée sont partielles et ne concernent que la force produite dans une seule direction donnée ou au couple produit autour d'un seul axe articulaire.

L'évaluation globale des CGF d'un sujet permet d'obtenir des informations importantes sur la motricité humaine, par exemple, la direction optimale d'application de la force dans une situation donnée. La représentation visuelle de l'ensemble de ces forces permet de disposer d'informations rapidement interprétables par des rééducateurs, des ergonomes ou des entraîneurs (*Komura et al., 1999*) justifiant pleinement l'intérêt porté à leur développement.

Pour répondre à cette problématique, les modèles basés sur les couples articulaires provenant du domaine de la robotique (*Chiacchio et al., 1997; Yoshikawa, 1984, 1985b*)(Jacquier-Bret 2013 JAB, Rezzoug et al 2013 SB 2013) pourraient caractériser cette distribution en évaluant les capacités du membre supérieur à générer des efforts sur l'environnement. En effet, ces indices appelés ellipsoïdes et polytope de force permettent pour un système articulé et une posture donnée d'évaluer les vecteurs forces qu'il est possible d'exercer à son extrémité dans toutes les directions de l'espace (*Chiacchio et al., 1997; Mansouri et Ouali, 2009, 2011; Yoshikawa, 1984, 1985b*). Ils sont construits à partir de données sur la posture et d'hypothèses sur les couples articulaires maximaux associés à chaque ddl de la chaîne cinématique. Deux hypothèses sont envisagées afin de définir les bornes des couples articulaires. La première consiste à modéliser les ellipsoïdes et les polytopes de force dits "normalisés" avec des couples articulaires fixés arbitrairement avec une norme unitaire ($\|\tau\| \leq 1$). Les propriétés de ce que nous nommons ellipsoïde de force normalisée (EFN) et polytope de force normalisé (PFN) vont alors uniquement dépendre de la posture et des caractéristiques géométriques de la chaîne cinématique codées par sa matrice Jacobienne \mathbf{J} . Ces deux objets géométriques présentent alors l'avantage d'être relativement

« simples » à définir puisque nécessitant uniquement la mesure de la posture. Même si cette hypothèse est éloignée de la réalité du système musculosquelettique humain, l'EFN et le PFN ainsi construits pourraient cependant fournir des informations intéressantes notamment sur la direction préférentielle d'application des efforts.

S'il s'avère après validation que l'EFN et le PFN ne rendent pas compte des GCF de sujets humains de manière satisfaisante, il sera nécessaire de raffiner le modèle et de considérer notamment des bornes pour les couples articulaires qui ne sont plus normalisées, mais correspondent aux capacités de sujets humains. En effet, ces derniers vont varier en fonction du ddl et du sens de rotation. De plus, chaque personne, en fonction de son degré de déficience, de ses capacités physiques, de sa morphologie aura une capacité de production de force différente. Il apparaît donc essentiel de construire des modèles plus précis et adaptés à la spécificité humaine par l'intégration de données de couples articulaires maximaux isométriques (*Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006*). Ces modèles sont nommés ellipsoïdes de force biomécanique (EFB) et polytopes de force biomécanique (PFB). Leur intérêt est important dans des domaines tels que l'ergonomie, la réhabilitation ou encore les sciences du sport. En effet, la connaissance de l'amplitude et de la direction selon la force générée pourrait être la plus importante est essentielle pour des applications dans le cadre de l'entraînement sportif (*Tanaka et al., 2006*) ou pour améliorer la performance d'une tâche en général (*Jacquier-Bret et al., 2013*).

En considérant le membre supérieur, peu d'études ont cherché à évaluer s'il existait des différences significatives entre les résultats fournis par ces indices, qui restent théoriques, et un ensemble de vecteurs forces mesurés directement en bout de chaîne cinématique. En effet, ce type de mesure permettrait de valider ces indices en tant qu'indicateurs des CGF d'un sujet. Les études qui ont été menées sur cette thématique n'ont été effectuées que sur un nombre de sujets assez restreint et uniquement dans le plan horizontal (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006; Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2010*) ce qui est peu représentatif des capacités globales de génération de force dans l'espace des tâches. Ces études se limitent à de simples comparaisons graphiques sur le plan horizontal comme l'étude de *Sasaki et al. (2010)* (Figure 21 – Chapitre I) qui propose uniquement une comparaison sur un sujet entre l'EFB et le PFB avec des mesures de force dans 8 directions différentes du plan horizontal. De plus, cette étude ne présente aucune statistique ni utilisation de paramètres de haut niveau (comme l'orientation ou encore l'isotropie) représentatifs d'une distribution de point dans l'espace. On peut aussi citer les deux études de *Tanaka et al. (Tanaka et al. (2006); Tanaka et al. (2005))*

qui présentent des applications de l'EFB mais sans fournir de comparaison avec des mesures de force.

Il semble important de comparer ces modèles avec des mesures de force réparties en 3D pour déterminer lequel permet de fournir les informations les plus pertinentes. En effet, il a été constaté dans la littérature que des différences importantes existent entre les modèles normalisés et biomécaniques (*Hernandez et al., 2016*). Dans ce cadre, une étude effectuée pendant mon master (*Hernandez et al., 2016*) a mis en évidence des variations non négligeables en fonction de la posture. En effet, pour des flexions de coude allant de 40° à 100°, on retrouve des différences entre les axes principaux de l'EFN et de l'EFB variant entre 6,6 (3,7) et 13,7 (5,2)° respectivement. Concernant le PFN et le PFB, cet angle varie entre 5,6 (4,2) et 13,3 (4,5)° pour les mêmes conditions.

Après l'analyse bibliographique des études de validation des CGF sous la forme d'ellipsoïdes ou de polytopes, on peut effectuer les remarques suivantes :

1. Aucune étude n'a effectué de validation sur un nombre suffisant de sujets quand une validation est effectuée (*Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2011*),
2. Certaines études considèrent des comparaisons avec des données de la littérature sans mesure simultanée des forces (*Carmichael et Liu, 2013*),
3. Certaines études ne proposent aucune validation (*Komura et al., 1999*).

Afin de pallier à ce manque, l'objectif de ce chapitre est de proposer une validation exhaustive des modèles articulaires d'évaluation des CGF au travers des quatre représentations géométriques que sont l'EFN, l'EFB, le PFN et le PFB. L'étude se déroulera en deux temps. La première partie sera dévolue à la collecte des informations qui permettent la construction des ellipsoïdes et polytopes, à savoir la posture et les couples articulaires maximaux lui correspondant. Ces données d'entrée seront utilisées afin de calculer les CGF par modélisation. La seconde sera dédiée à la collecte des données de validation c'est-à-dire les forces maximales isométriques mesurées par un capteur de force triaxial pour un ensemble de directions. La distribution des forces sera représentée sous la forme d'un polytope de force mesuré (PFM). Les comparaisons entre l'EFN, l'EFB, le PFN et le PFB avec le PFM seront effectuées au travers de plusieurs paramètres qui les caractérisent globalement. Ces derniers sont : le volume, la force maximale, l'angle formé entre les axes préférentiels et l'isotropie qui renseigne sur la forme globale. Nous présentons maintenant le détail du protocole expérimental, les résultats et la discussion de cette validation.

II. Matériels et méthodes

II.1. Sujets

Notre échantillon est composé de 7 sujets masculins, tous droitiers et valides. Le Tableau 6 résume les caractéristiques anthropométriques.

Les sujets ne présentaient aucune pathologie au niveau du membre supérieur droit affectant leur capacité à générer des efforts maximaux. Ils ont été informés de l'intégralité du protocole expérimental, des données mesurées et du matériel utilisé et ont participé volontairement au protocole après signature d'un formulaire de consentement.

Tableau 6 : Caractéristiques anthropométriques des sujets participants (moyenne \pm écart-type)

	Âges (années)	Taille (cm)	Masse (kg)
Sujets	26,0 \pm 2,7	180,4 \pm 7,7	80,4 \pm 10,4

II.2. Matériels

Le matériel exploité dans le cadre de cette expérimentation est composé :

- D'un système de mesures de couples articulaires (Biodex®) (Figure 36),
- D'une plate-forme de force (PFF) (AMTI®) équipée d'une poignée permettant d'enregistrer la force générée par le membre supérieur au niveau de la main (Figure 35),
- Et d'un système optoélectronique utilisé pour déterminer la posture du membre supérieur droit (Qualisys®) (Figure 36).

II.2.A. Présentation du BIODEX

Le Biodex system 3 (Biodex Medical Systems, USA, New-York) est un système composé d'un dynamomètre permettant de réaliser des mesures de couples articulaires en conditions isométriques et isocinétique à une fréquence de 100Hz au moyen d'un ordinateur équipé du logiciel fourni avec l'appareil.

Les différents réglages du Biodex (inclinaison du dossier de chaise, orientation et inclinaison du dynamomètre ...) ont été effectués selon les recommandations du fabricant. De plus, pour répondre à la spécificité individuelle, comme la taille, des réglages fins sont possibles tels que la profondeur de l'assise ou encore la hauteur du dynamomètre pour obtenir

le meilleur alignement possible entre l'axe du dynamomètre et celui du ddl articulaire concerné par la mesure.

II.2.B. Présentation du système AMTI

La plate-forme de force (PFF) AMTI-1000 series (Advanced Mechanical Technology Inc., USA, Watertown) est un système qui permet l'acquisition des forces et moments selon les trois axes X, Y, Z à une fréquence de 100Hz. La PFF a une étendue de mesure de 4450N sur l'axe vertical Z (haut/bas) et de 2225N selon les axes X (médiolatéral) et Y (antéropostérieur). Celle-ci est reliée à un amplificateur (MiniAmp MSA-6) connecté à un ordinateur via une liaison série RS232. Le logiciel AMTI NetForce (v2.0) fourni par le fabricant permet d'effectuer les acquisitions.

Un système adapté afin de fixer une poignée sur la PFF au moyen de 5 brides a été utilisé (Figure 35). Il permet des mesures de forces au niveau de la main qui sont transmises rigidement à la partie supérieure de la plateforme.



Figure 35 : Système de fixation de la poignée sur la plateforme de force. À gauche : photo du système réalisé et à droite : représentation 3D du système de fixation.

II.2.C. Présentation du système optoélectronique

Le système OQUS 400 (Qualisys AB, Suède, Gothenburg) est composé de six caméras optoélectroniques à infrarouge (Figure 36). Basé sur l'enregistrement de la position de marqueurs réfléchissants posés sur la peau, il permet de réaliser des mesures cinématiques précises afin de calculer la posture du membre supérieur représentée par le vecteur des angles

articulaires. Cette dernière nécessite la détermination des positions des centres articulaires et la longueur des segments. Ces données servent à évaluer la matrice Jacobienne de la chaîne cinématique considérée.



Figure 36 : Système de mesure optoélectronique placé autour du système de mesure dynamométrique (Biodex)

Lors des expérimentations, les données ont été obtenues avec une fréquence d'acquisition de 200 Hz après une phase de calibrage des caméras, effectuée selon les recommandations du constructeur. Pour réaliser les acquisitions de données, l'ordinateur relié aux caméras est équipé du logiciel Qualisys Track Manager (v2.7-Build 709) fourni par le fabricant qui permet de calculer les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs dans un repère conforme aux repères ISB à partir des coordonnées 2D obtenues par chaque caméra. Les détails relatifs au choix du modèle cinématique et aux calculs des angles articulaires sont fournis dans le chapitre II.

II.3. Protocole expérimental

Pour cette étude, le protocole expérimental a été séparé en deux parties. La première est consacrée aux mesures des forces produites par le membre supérieur au niveau de la main et la seconde aux mesures des couples articulaires maximaux isométriques générés aux 7 ddl du membre supérieur considérés.

Ces deux parties du protocole ont été séparées par une période de 48 heures pour permettre la récupération des sujets et ainsi éviter l'effet de la fatigue musculaire et la démotivation des participants du fait de la durée importante des expérimentations.

II.3.A. Mesure de forces

La première partie du protocole a consisté à enregistrer les forces générées par le membre supérieur au niveau de la main dans 26 directions différentes. La consigne donnée était d'appliquer la force la plus importante possible sur la poignée en maintenant la même posture pendant l'acquisition de 3s et entre les essais. Cette dernière était évaluée à l'aide du système optoélectronique.

Une fois équipés des marqueurs réfléchissants, les sujets ont été placés sur le siège du Biodex 3 (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA). Le système de sangles de ce dernier permet de minimiser la contribution du torse à la production de force et aide à maintenir une position constante tout au long du protocole.

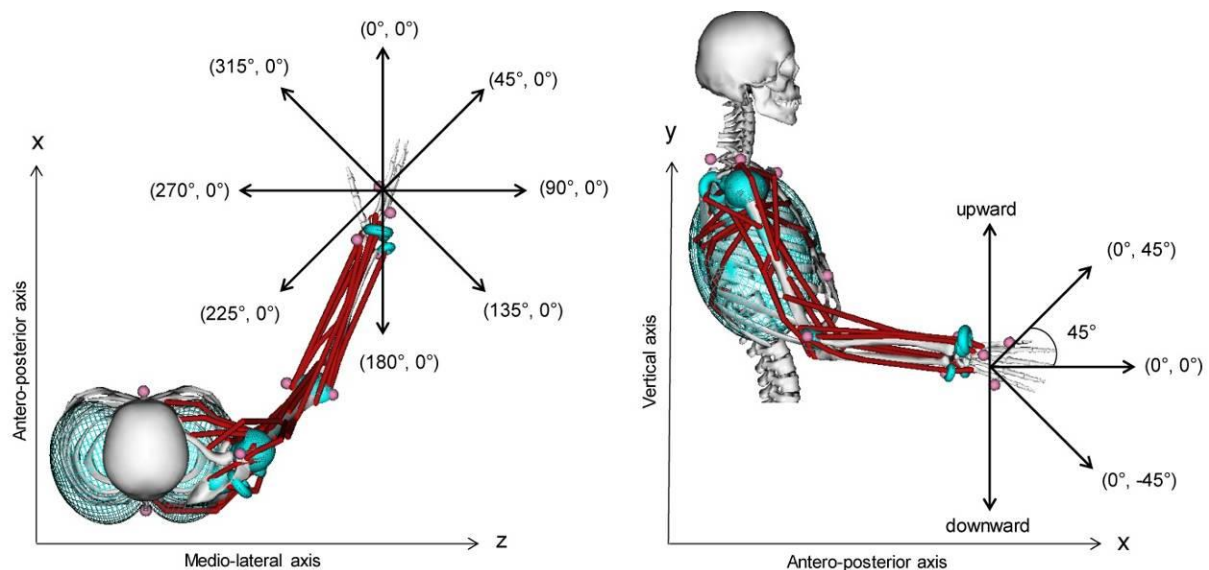


Figure 37 : Représentation de l'ensemble des directions de mesure de forces. Pour chaque direction sont représentées entre parenthèses les deux valeurs angulaires (Azimut, Élévation). À gauche : ensemble des directions considéré dans le plan horizontal. À droite : exemple pour la condition à 0° d'azimut avec la variation de l'angle d'élévation à -45 et 45°. Les conditions "upward" et "downward" représentent alors les conditions à 90° et -90° d'élévation.

Les directions d'applications des forces ont été réparties uniformément dans l'espace des coordonnées sphériques selon 26 directions différentes. Chaque condition a été représentée par un angle d'élévation et d'azimut (θ, ϕ) (Figure 37) avec huit valeurs d'azimut distribuées tous les 45° entre 0° (axe longitudinal de l'avant-bras dans le plan horizontal) et 315°. Pour chacune d'elle, trois élévations différentes ont été considérées : 0° (plan

horizontal), 45° et -45°. Enfin, deux directions verticales ont été considérées, une vers le haut (azimut à 90°) et l'autre vers le bas (Figure 37).

Lors de chaque essai, il est demandé au sujet d'exercer pendant 3 secondes la force d'amplitude la plus importante possible dans la direction indiquée. Des encouragements verbaux sont prodigués afin de motiver le sujet. L'application est contrôlée par l'expérimentateur au moyen de trois courbes représentant en temps réel la force produite sur les trois axes du système de mesure. Un temps de repos de 3 min. est accordé entre chaque essai.

La moyenne des angles articulaires a ensuite été calculée pour les postures associées aux 26 directions de forces. La moyenne globale de ces essais a ensuite été utilisée afin de définir les angles articulaires à chaque ddl lors des mesures de couples articulaires effectuées lors de la seconde partie du protocole (Figure 38).

II.3.B. Mesure des couples articulaires

Elle consiste à mesurer les couples articulaires isométriques maximaux au niveau des 7 ddl de la chaîne cinématique du membre supérieur. Étant donné que ces derniers dépendent de la posture du fait des bras de leviers musculaires, il est important qu'elle soit la plus proche possible lors des 2 phases du protocole. Cependant, les systèmes d'attache du membre supérieur sur le Biodex contraignent la posture de manière importante. Dans ce cas-là, le meilleur compromis était recherché. Une fois équipés des marqueurs, les sujets ont été placés sur le siège du Biodex[®], le torse attaché à l'aide de sangles pour réduire au maximum les perturbations liées au mouvement du tronc.

Les couples articulaires maximaux en condition isométrique ont été mesurés pour les articulations et ddl suivants:

- Gléno-humérale (flexion/extension, adduction/abduction, rotation interne/externe).
- Coude (flexion/extension, supination/pronation).
- Poignet (flexion/extension, déviation ulnaire/radiale).

Afin que les sujets se familiarisent avec le système, ils effectuent pour chaque ddl une dizaine de mouvements articulaires sans que le Biodex n'oppose de résistance.

L'angle articulaire de chaque ddl a été réglé visuellement à l'aide d'un rapporteur puis vérifié à l'aide du système optoélectronique. Dans le cas d'une déviation trop importante par rapport à la valeur désirée, des corrections étaient effectuées en modifiant les réglages des

dispositifs de positionnement du Biodex. Ensuite, il a été demandé au sujet de réaliser une contraction maximale isométrique volontaire pendant 4 s dans un sens (flexion du coude par exemple) suivie de 3 min de repos. Puis, la même consigne a été donnée pour la mesure du couple articulaire dans la direction opposée (extension du coude dans ce cas).

Le logiciel du Biodex fournit un feedback visuel ainsi qu'un décompte vocal suivi d'un « go » qui indique le début et la fin de chaque enregistrement. Ces derniers sont accompagnés d'encouragements verbaux.

Enfin, un temps de repos minimum de 5 min est accordé entre chaque mesure. Pendant cette période, l'expérimentateur change si nécessaire les systèmes d'attaches et la configuration du Biodex® pour les mesures de couples sur le ddl suivant.



Figure 38 : Dispositifs expérimentaux de mesure. À gauche : couples articulaires maximaux isométriques sur Biodex. À droite : Mesures des forces maximales isométriques sur la plateforme de forces. La sangle sur l'avant-bras n'est pas serrée.

II.3.C. Détermination des centres articulaires

Dans le cadre des études portant sur le membre supérieur, la position du centre articulaire de l'articulation gléno-humérale est essentielle pour déterminer correctement le repère d'origine du bras (*Wu et al., 2005*). Pour ce faire, il a été demandé aux participants d'effectuer 10 mouvements avec une amplitude complète (*Begon et al. (2007), Monnet et al. (2007)*) pour chacun des 3 ddls de l'épaule (flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe) pendant 10 secondes chacun sans condition de vitesse (*Lempereur et al.,*

2010). Ensuite, la méthode SCoRE a été employée (*Ehrig et al., 2006*) pour déterminer le centre articulaire de la glénohumérale. Celui du coude et du poignet ont été définis respectivement au milieu des marqueurs EM et EL ainsi que RS et US (cf. chapitre II).

II.4. Traitement des données

Les données expérimentales brutes obtenues par les outils de mesures doivent être traitées au préalable.

II.4.A. Cinématique

La première étape de traitement des données cinématiques consiste à reconstruire la position des marqueurs suite à leurs éventuelles occlusions. Si cette dernière correspond à une perte d'un petit nombre de valeurs, la reconstruction peut se faire au moyen d'une fonction intégrée dans le logiciel fourni avec les caméras (Qualisys Track Manager). Dans le cas contraire, on utilise alors les marqueurs techniques pour reconstruire la position des marqueurs anatomiques à partir des acquisitions effectuées en position statique. Après cette première étape, les données des marqueurs ont été traitées au moyen d'un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 6Hz (*Winter, 1990*). Aucune méthode d'optimisation locale ou globale permettant de compenser les effets des déplacements des masses molles n'a été utilisée pour ce protocole. Il a été considéré que la nature statique des postures lors des mesures de forces maximales isométriques génèrent peu de mouvements de peau et que le placement des marqueurs minimise l'effet des contractions musculaires.

II.4.B. Estimation et correction des couples articulaires

Les données de couples articulaires obtenues ont été filtrées avec un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 2. La fréquence de coupure permettant d'obtenir une atténuation du bruit sans distorsion trop importante du signal a été déterminée grâce à une analyse de résidu, (*Winter, 1990*). On obtient une fréquence de coupure spécifique comprise entre 4 et 8 Hz. Ensuite, pour chaque ddl, les pics positifs et négatifs du signal filtré ont été considérés comme les valeurs maximales du couple dans chacun des sens articulaires. La convention utilisée pour les signes est présentée dans le Tableau 7.

La correction des erreurs de mesure des couples articulaires nécessite de connaître la position de l'axe du dynamomètre. Celle-ci a été déterminée en plaçant des marqueurs

réfléchissants sur sa partie fixe et tournante. L'axe de rotation a été estimé au moyen de la méthode de *Gamage et Lasenby (2002)* lors de l'exécution d'une rotation complète du bras du dynamomètre.

En utilisant la position des centres articulaires évaluée dans le paragraphe (III.3.C.) et la technique décrite dans le chapitre II, les erreurs de décalage des axes articulaires et de l'axe de mesure du dynamomètre Biodex ont été compensées.

II.4.C. Mesures de forces

Les données relatives aux forces ont été exploitées de la manière suivante : la valeur pic a été considérée comme la force maximale isométrique de référence pour la direction considérée. Le polytope de force mesuré (PFM) a ensuite été construit en considérant l'enveloppe convexe des extrémités des vecteurs force mesurés. Ce PFM sera comparé aux quatre prédictions de CGF issues des modèles articulaires EFN, EFB, PFN et PFB.

II.5. Modélisation des ellipsoïdes et polytopes

Afin de construire les ellipsoïdes et polytopes de forces, les données relatives aux couples articulaires isométriques maximaux et à la posture sont maintenant exploitées. Les angles articulaires et le modèle de la chaîne cinématique basé sur le paramétrage de Denavit-Hartenberg, nous permettent d'évaluer aisément la matrice Jacobienne \mathbf{J} dans la posture considérée. Pour mémoire, l'EFN et l'EFB sont déterminées au moyen de l'équation générique suivante :

$$(\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})^T \hat{\mathbf{J}} \hat{\mathbf{J}}^T (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}}) \leq 1 \quad (60)$$

Dans le cas de l'EFN $\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J}$ et $\bar{\mathbf{f}} = \mathbf{0}$, alors que dans celui de l'EFB, la Jacobienne est pondérée par les couples isométriques maximaux au travers de la matrice \mathbf{T}_r décrite dans le chapitre II. Ainsi, on a $\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J} \mathbf{T}_r$.

Dans les deux cas, la DVS de $\hat{\mathbf{J}}$ permet de déterminer l'orientation et la longueur des axes des ellipsoïdes EFN et EFB.

Pour évaluer les polytopes, on utilise la relation suivante (cf. chapitre II) :

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{\mathbf{T}^+} \boldsymbol{\tau} \quad (61)$$

\mathbf{f} correspond aux efforts en bout de chaîne, $\mathbf{J}^{\mathbf{T}^+}$ à la pseudo inverse de \mathbf{J} et $\boldsymbol{\tau}$ au vecteur des couples articulaires. Dans le cas du PFN, les contraintes sur les couples articulaires du ddl i sont les suivantes :

$$|\tau_i| \leq 1, \quad i=1 \dots n \quad (62)$$

Alors que pour le PFB les bornes sur les couples articulaires sont fournies par les données mesurées à l'aide du dynamomètre Biodex :

$$\tau_i^{\min} \leq \tau_i \leq \tau_i^{\max} \quad i = 1 \dots n \quad (63)$$

τ_i^{\min} et τ_i^{\max} représentent les valeurs maximales dans chacun des sens articulaires.

Afin de déterminer les coins des polytopes dans l'espace des tâches, une méthode basée sur la résolution de systèmes linéaires (*Chiacchio et al., 1997; Sasaki et al., 2010*) ou de nature géométrique (*Chiacchio et al., 1997; Sasaki et al., 2010*) peuvent être utilisées. Après vérification, les deux algorithmes nous ont fourni les mêmes résultats. Enfin, afin de déterminer l'axe principal des polytopes, nous avons utilisé la démarche décrite au chapitre II basée sur une décomposition en valeurs singulières de l'ensemble des coins des polytopes

Une fois ces calculs effectués, les caractéristiques globales des ellipsoïdes et des polytopes ont été évaluées et comparées à celles du PFM. Dans le cas présent, nous avons considéré l'isotropie, le volume, la force maximale et l'orientation de l'axe principal obtenus au moyen des équations (58) et (59) présentées au chapitre II. Enfin dans la dernière partie des résultats, nous présentons le détail des erreurs RMS calculées point par point entre le PFM et les modèles de prédiction des CGF. Afin d'en fournir une représentation graphique claire, celles-ci sont projetées sur une sphère à gradient de couleurs. Enfin, ces erreurs sont classées en 3 catégories : inférieure à 50N, comprise entre 50 et 100N et supérieure à 100N. Pour chacune d'elle, le % de points correspondant est indiqué.

II.6. Analyses statistiques

Une première partie présente les statistiques descriptives des couples articulaires mesurés par le dynamomètre. Ensuite, afin de vérifier la correspondance des postures lors des

deux parties de l'expérimentation, les angles articulaires obtenus ont été comparés. Dans ce cas un test t de Student pour échantillons appariés a été utilisé.

Ensuite, des ANOVA à mesures répétées à un facteur ont été effectuées. Les variables dépendantes sont : l'isotropie, le volume et la force maximale. La variable indépendante est le type (TYPE) d'ellipsoïde EFN et EFB et/ou de polytope PFN, PFB et PFM. Pour l'isotropie, la variable TYPE prend 5 valeurs (EFN, EFB, PFN, PFB et PFM) alors que pour le volume et la force maximale TYPE prend 3 valeurs (EFB, PFB, PFM). En effet, l'EFN et le PFN ne sont pas considérés, car pour eux les couples sont normalisés.

Finalement, l'orientation des différentes formes géométriques modélisées (EFN, PFN, EFB et PFB) a été comparée à celle du PFM en considérant l'angle formé entre l'axe principal de chacune d'elles et celui du PFM. Ceci a été effectué à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées à un facteur.

La normalité et la sphéricité des données ont respectivement été vérifiées au moyen du test de Shapiro-Wilk et de Mauchly. Lorsque ce dernier indique une violation de la sphéricité et que la valeur obtenue de ϵ est inférieure à 0,75, le facteur de correction Greenhouse-Geisser est employé. Lorsque ϵ est supérieur à 0,75, on utilise celui de Huynh-Feldt. Chaque valeur de p reporté sur les ANOVA prend en considération la violation de la sphéricité.

Un test post-hoc de Dunnett a été utilisé pour effectuer les comparaisons multiples sur les paramètres de l'isotropie, du volume et sur les forces maximales. Ce test est utilisé pour comparer une seule condition, ici le PFM, à toutes les autres correspondantes aux modèles prédictifs. Le test de type Tukey a été utilisé pour les comparaisons d'orientation. Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel STATISTICA 7.0 (StatSoft, OK, USA). Pour chacun des tests statistiques, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

III. Résultats

III.1. Couples articulaires maximaux

Les données des couples articulaires obtenues lors des expérimentations sont présentées dans le Tableau 7.

Chapitre III : Évaluation des CGF à partir des modèles articulaires

Tableau 7 : Couple articulaire mesurée à l'épaule, au coude et au poignet pour chaque ddl et direction du mouvement (A : après correction, B : avant correction). Note 1. Flexion (FL), extension (EX), adduction (AD), abduction (AB), rotation externe (RE), rotation interne (RI), supination (SU), pronation (PR), déviation radiale (DR), déviation ulnaire (DU). Note 2. Couple positif (+), couple négatif (-)

	FL (+)	EX (-)	AB (-)	AD (+)	RE (-)	RI (+)
EPAULE	A: 71,6 (17,0)	A: 87,5 (25,7)	A: 68,0 (19,9)	A: 81,0 (25,0)	A: 41,7 (5,8)	A: 53,9 (12,0)
	B: 72,7 (16,9)	B: 88,9 (25,6)	B: 71,5 (19,9)	B: 84,7 (25)	B: 44,2 (5,8)	B: 57,3 (11,9)
	FL (+)	EX (-)	SU (-)	PR (+)		
COUDE	A: 68,1 (18,9)	A: 61,0 (11,5)	A: 11,8 (5,3)	A: 9,3 (2,3)		
	B: 65,8 (11,5)	B: 72,9 (18,9)	B: 11,9 (5,2)	B: 9,3 (2,2)		
	FL (+)	EX (-)	DR (-)	DU (+)		
POIGNET	A: 14,8 (8,3)	A: 7,9 (3,9)	A: 14,4 (7,1)	A: 17,1 (8,0)		
	B: 14,3 (8,2)	B: 7,9 (3,8)	B: 16,3 (7)	B: 19,6 (8)		

III.2. Angles articulaires

Les angles articulaires calculés pendant la mesure des couples articulaires sur le Biodex et lors des mesures de force sur la plateforme de force sont relativement proches et présentent deux différences significatives sur la flexion à l'épaule et sur la déviation radiale au poignet. (Tableau 8). Cependant, elles restent faibles en amplitude.

Tableau 8 : Angles articulaires mesurés sur le Biodex et sur la plate-forme de force (* $p < 0,05$)

	S-FE/EX	S-AB/AD	S-LR/MR	E-FL/EX	E-SU/PR	W-RD/UD	W-FL/EX
BIODEX	6,2 * (4,7)	-22,3 (5,4)	5,7 (3,9)	71,3 (6,7)	75,1 (7,9)	4,5 * (5,2)	-12,4 (3,5)
PLATEFORME DE FORCE	12,9 (7,0)	-22,2 (3,5)	-1,5 (7,9)	66,5 (6,6)	80,1 (6,4)	-3,0 (4,4)	-18,5 (8,4)

III.3. Isotropie

L'ANOVA indique un effet significatif ($F(4, 24) = 8,40, p < 0,05$). L'analyse post-hoc met en évidence des différences significatives avec une valeur de l'isotropie du PFM inférieure à celle de l'EFN, l'EFB, du PFN et du PFB (Figure 39) (EFN: $0,969 \pm 0,006$, EFB: $0,970 \pm 0,010$, PFN: $0,971 \pm 0,007$, PFB: $0,966 \pm 0,015$ vs. PFM: $0,926 \pm 0,034, p < 0,05$ pour chaque comparaison).

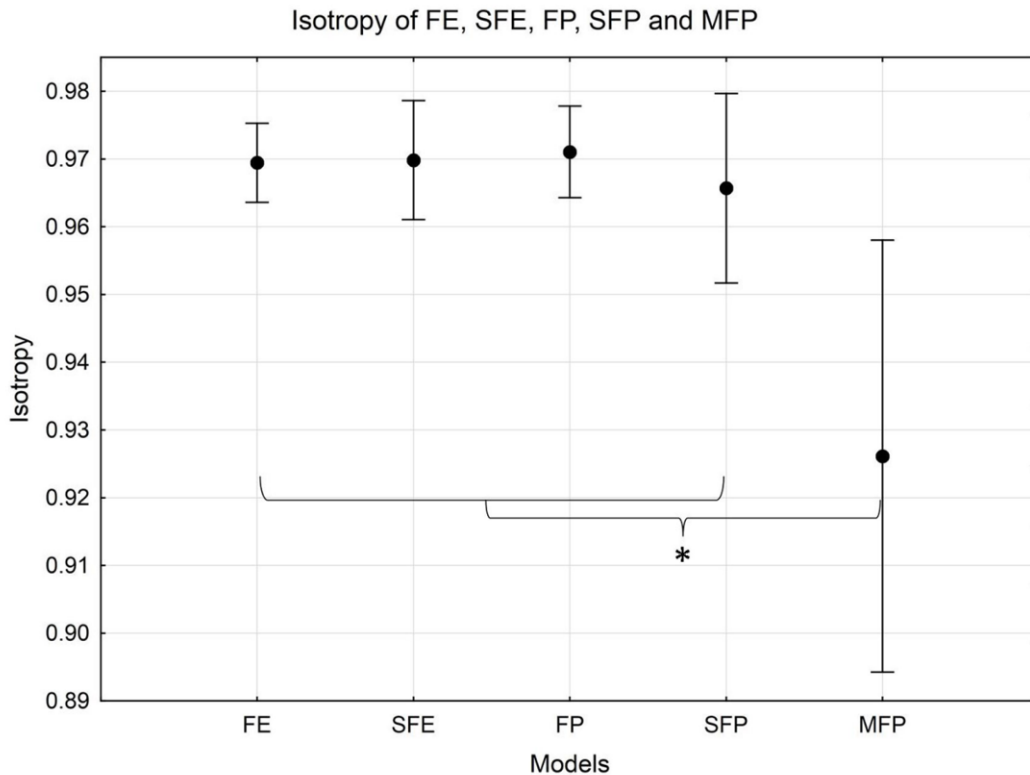


Figure 39 : Isotropie pour l'EFN, l'EFB, du PFN et du PFB (LE PFM est significativement différents de tous les modèles, * $p < 0,05$)

III.4. Volumes

Les volumes de l'EFN et du PFN n'ont pas été intégrés à l'analyse statistique du fait de que la norme des couples articulaires utilisée pour les modéliser est unitaire.

L'ANOVA indique un effet significatif ($F(2, 12) = 10,081$, $p < 0,05$) et les tests post-hoc montrent que le volume de l'EFB est significativement inférieur à celui du PFM (EFB: $1,3 \times 10^7 \pm 1,0 \times 10^7 \text{ N}^3$ vs. PFM: $4,6 \times 10^7 \pm 2,9 \times 10^7 \text{ N}^3$, $p < 0,05$). Aucune différence significative n'apparaît entre le PFB et le PFM (Figure 40).

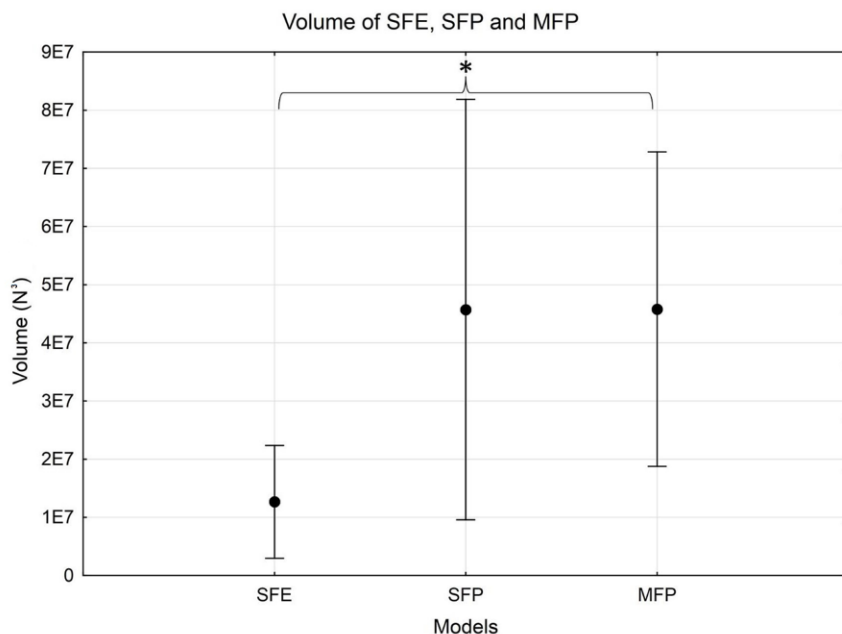


Figure 40 : Volume (N^3) pour l'EFB, le PFB et le PFM (* $p < 0,05$)

III.5. Force maximale

Une effet significatif du type de modèle a été mis évidence pour la variable dépendante considérée ($F(2, 12) = 27,298, p < 0,05$). Les tests post-hoc montrent que la force maximale du PFM est significativement supérieure à celle donnée par l'EFB et inférieure à celle du PFB (EFB: $329,2 \pm 79,5$ N vs. PFM: $518,1 \pm 134,4$ N, $p < 0,05$; PFB: $619,0 \pm 160,3$ N vs. PFM, $p < 0,05$) (Figure 41).

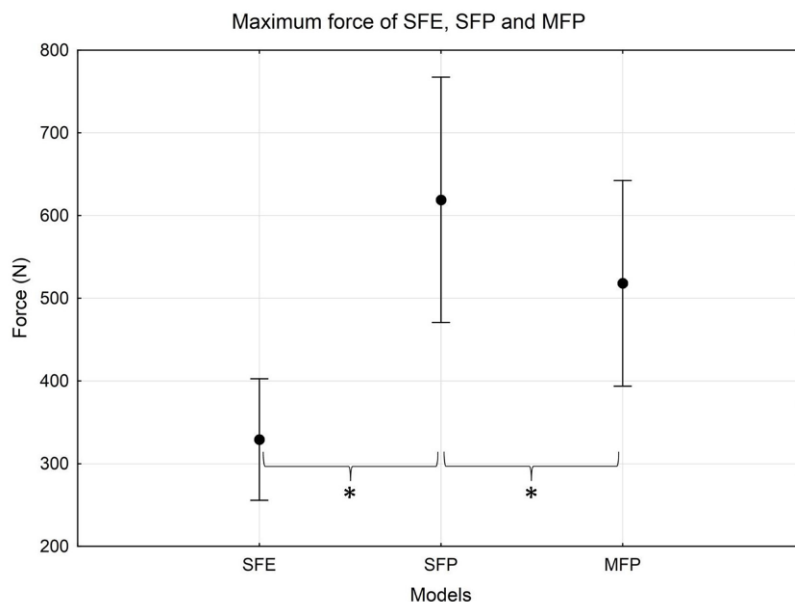


Figure 41 : Forces maximales (N) pour l'EFB, le PFB et le PFM (* $p < 0,05$)

III.6. Angles entre les axes préférentiels

Selon les combinaisons (Tableau 9), les angles moyens entre les axes principaux sont compris entre 7,4 et 14,6 degrés. Si on considère l'angle entre les axes préférentiels du PFM et ceux de l'EFN, l'EFB, le PFN et le PFB, des différences significatives sont mis en évidence ($F(3, 18) = 14,192, p < 0,05$). Les tests post-hoc de Tukey montrent que les angles entre le PFB et le PFM ($\alpha_{\text{PFB/PFM}}$) et l'angle entre le PFB et le PFM ($\alpha_{\text{PFB/PFM}}$) sont significativement plus faibles que ceux formés entre l'EFN et le PFM ($\alpha_{\text{EFN/PFM}}$) ainsi que celui entre le PFN et le PFM ($\alpha_{\text{PFN/PFM}}$) ($p < 0,05$) (Tableau 9).

Tableau 9 : Angle moyen ($^{\circ}$) – (Ecart-type) formé par l'axe principal du PFM avec l'EFN, l'EFB, le PFN et le PFB (* $p < 0,05, \alpha_{\text{EFB/PFM}} < \alpha_{\text{EFN/PFM}}$ and $\alpha_{\text{EFB/PFM}} < \alpha_{\text{PFN/PFM}}$; $^{\$} p < 0,05, \alpha_{\text{PFB/PFM}} < \alpha_{\text{PFN/PFM}}$ and $\alpha_{\text{PFB/PFM}} < \alpha_{\text{EFN/PFM}}$)

$\alpha_{\text{EFN/PFM}}$	$\alpha_{\text{EFB/PFM}}$	$\alpha_{\text{PFN/PFM}}$	$\alpha_{\text{PFB/PFM}}$
12,8 (3,1)	7,4 (3,3)*	14,6 (3,0)	9,3 (5,3) $^{\$}$

III.7. Erreurs globales entre le PFM et les modèles de CGF

Afin de comparer plus globalement l'erreur RMS (RMSE) entre l'EFB et le PFB avec le PFM, une sphère à gradient de couleur est considérée. Elle est définie par un ensemble de direction $\mathbf{v}(r, \theta, \alpha)$, avec avec $r = 1, \theta \in [0, 360^{\circ}]$ et $\alpha \in [0, 180^{\circ}]$, dont les coordonnées sphériques varient avec un incrément de 1° et calculé comme suit :

$$\mathbf{v} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (64)$$

Suivant chacun de ces vecteurs, on détermine l'erreur RMS entre l'intersection du PFM et celle des modèles prédictifs. Ainsi, la représentation graphique est constituée d'une sphère dont la surface est colorée en fonction de l'erreur RMS lié à la direction \mathbf{v} . Pour un échantillonnage de points suffisamment serré on peut ainsi balayer toute sa surface et associer un code couleur à chaque point (Figure 42). De plus, on détermine les pourcentages de points

pour lesquels la RMSE est inférieure à 50N, est comprise entre 50N et 100N, et supérieure à 100N (Tableau 10). Enfin, les valeurs de moyennes de RMSE, minimales et maximales sont également fournies. À titre d'exemple, la sphère des erreurs RMS entre le PFM, LEFB et le PFB est donnée pour un sujet dans la Figure 42.

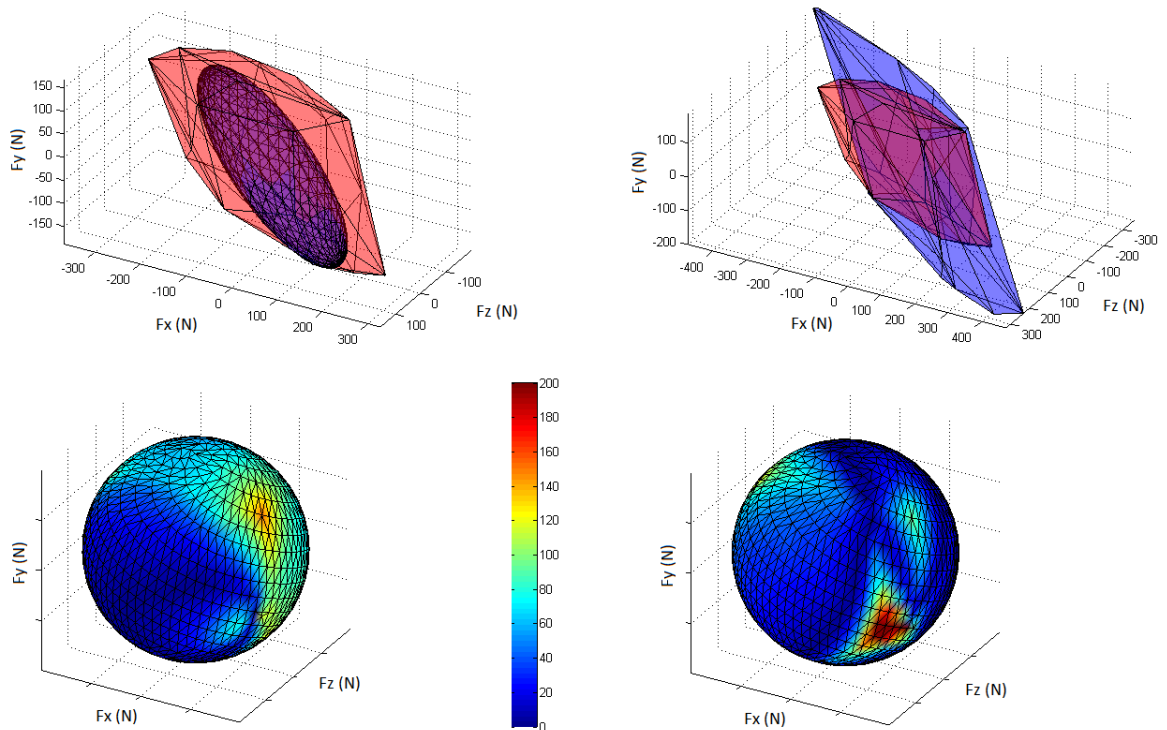


Figure 42 : Représentation des erreurs RMS pour un sujet entre les modèles de prédiction (EFB et PFB) et le PFM. A. l'EFB et le PFM sont superposés, B. PFB avec PFM, C. Sphère des erreurs RMS entre l'EFB et le PFB, D. entre le PFB et le PFM, le code couleur s'applique aux deux figures et va du bleu foncé au rouge foncé par ordre croissant de l'erreur RMS, les valeurs sont données en N.

Tableau 10 : Première ligne - RMSE (Écart-type) moyenne, minimale, maximale et le pourcentage de la surface de la sphère RMSE dont les valeurs sont inférieures à 50N, entre 50N et 100N et supérieur à 100N entre l'EFB et le PFM sur la première ligne et entre le PFB et le PFM sur la seconde

	moyenne	minimale	maximale	< 50N	50 – 100N	> 100N
RMSE EFB vs MFP	72,8 (16,0)	1,3 (3,2)	244,0 (79,1)	39,7 (12,0)	33,6 (12,8)	26,8 (13,0)
RMSE PFB vs MFP	56,4 (16,7)	0,13 (0,13)	305,6 (85,3)	56,2 (14,0)	28,3 (7,2)	15,4 (8,7)

IV. Discussion

L'objectif de cette étude a été de construire puis de valider par rapport à des mesures de force (PFM) quatre modèles de prédiction des CGF représentés sous la forme d'ellipsoïdes (EFN et EFB) et de polytopes (PFN et PFB). Des comparaisons ont été effectuées sur différents paramètres représentatifs tels que l'orientation globale, le volume, l'isotropie et la force maximale. De plus, le détail des erreurs de prédiction point par point a été évalué. Ces résultats sont originaux et constituent la première comparaison de modélisation 3D des GCF avec des mesures d'effort sur le membre supérieur. De ce fait ces résultats complètent et enrichissent de manière significative les études précédentes généralement limitées à des plans ou ne concernant qu'un très petit nombre de sujets (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006; Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2010*).

Nous allons maintenant commenter les différences observées à la lumière des données de la littérature tout en ayant un regard critique sur les hypothèses retenues pour les modèles. De plus, nos résultats nous permettent de discuter l'importance relative de la composante posturale, c'est-à-dire celle liée à la matrice Jacobienne par rapport à celle relative aux couples articulaires.

IV.1. Couples articulaires maximaux isométriques

Les données de couples articulaires maximaux isométriques mesurées sont en accord avec les données de la littérature pour des postures similaires et au sein d'une même population (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009; Knapik et al., 1983; Pinter et al., 2010b; Roy et al., 2009*). Par exemple, les valeurs de couple articulaire à l'épaule pour l'extension et l'abduction pour une population saine âgée de 20 à 29 ans sont de 91,9 (19,7) N.m et de 60,2 (14,0) N.m dans l'étude de *Danneskiold-Samsøe et al. (2009)* et de *Pinter et al. (2010a)* (*Danneskiold-Samsøe et al., 2009*) contre 87,5 (25,7) N.m et 68,7 (20,0) N.m respectivement dans cette étude. La comparaison plus exhaustive de nos données avec de celles de la littérature est fournie dans le Tableau 11. On peut noter que peu d'études ont considéré des mesures de couples sur autant de degrés de liberté et que les données de la littérature sont cohérentes avec celles mesurées dans les présents travaux.

Tableau 11 : Couples articulaires mesurés à l'épaule, au coude et au poignet pour chaque ddl et direction du mouvement comparés aux données de la littérature. Flexion (FL), extension (EX), adduction (AD), abduction (AB), rotation externe (RE), rotation interne (RI), supination (SU), pronation (PR), déviation radiale (DR), déviation ulnaire (DU). Note 2. Couple positif (+), couple négatif (-)

	ddl		(Danneski old-Samsøe et al., 2009)	(Harbo et al., 2012)	(Roy et al., 2009)	(Holzbaur et al., 2007)	(Delp et al., 1996)	(Salter et Darcus, 1952)
	Age (ans)		20-29	< 30	18-39	27-37	23-33	18-27
	Nb sujets	7	10	?	25	5	10	3
EPAULE	FL (+)	71,6 (17,0)	63,0 (15,8)					
	EX (-)	87,5 (25,6)	91,9 (19,7)					
	AB (-)	68,0 (19,9)	60,2 (14,0)	60,0 (14,0)		74,4 (10,8)		
	AD (+)	81,0 (25,0)	89,6 (26,9)			93,7 (11,3)		
	RE (-)	41,7 (5,8)	35,9 (9,3)		33,6 (9,0)			
	RI (+)	53,9 (12,0)	59,4 (21,4)		46,8 (16,5)			
COUDE	FL (+)	68,1 (18,9)	70,3 (14,6)	50 (18,0)		79,5 (8,1)		
	EX (-)	61,0 (11,5)	53,2 (11,3)			60,5 (6,2)		
	SU (-)	11,8 (5,3)						6,9 (1,1)
	PR (+)	9,3 (2,2)						7,4 (1,7)
POIGNET	FL (+)	14,8 (8,3)	23,9 (7,4)	25 (6,0)		10,7 (2,7)	12,2 (3,7)	
	EX (-)	8,2 (3,9)	13,1 (3,0)			6,4 (0,9)	7,1 (2,1)	
	DR (-)	14,4 (7,1)					11,0 (2,0)	
	DU (+)	17,1 (8,0)					9,5 (2,2)	

IV.2. Ellipsoïdes et polytopes

Les résultats qualitatifs obtenus sont en concordance avec ceux de l'étude de *Sasaki et al. (2010)* qui considère une posture relativement proche de celle adoptée dans notre protocole avec notamment une flexion de coude aux alentours de 80° (Figure 43).

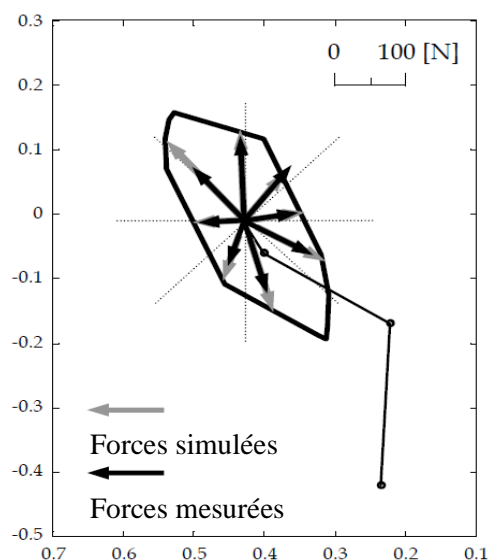


Figure 43 : Exemple entre forces mesurées et les forces prédites dans le plan horizontal selon

En effet, si on observe la Figure 9, on constate des différences plus importantes entre le modèle (flèche grise) et les mesures (flèche noire) quand on considère le grand axe du polytope par rapport au petit axe pour lequel ces dernières semblent plus faibles.

L'étude de la littérature nous a permis de mettre en évidence l'anisotropie des CGF, c'est-à-dire la différence d'amplitude des efforts en fonction de la direction d'application. Tous les modèles de CGF proposés possèdent cette propriété. En effet, on constate que les valeurs d'isotropie sont supérieures à 0,93 caractéristique d'une forme allongée. Par conséquent, on obtient bien une direction préférentielle de la force globalement orientée dans le sens antéro-postérieur (figure 6 et 7). L'isotropie du PFM est statistiquement inférieure à celle des quatre modèles. La forme plus allongée de l'EFB par rapport au PFM est due au fait qu'il y a une sous-estimation des forces le long des plus petits axes de l'ellipsoïde comparé à l'axe préférentiel. Concernant le PFB, la tendance inverse est observée avec une estimation correcte le long des axes les plus petits et une surestimation le long de l'axe principal (Figure 44 et Figure 45).

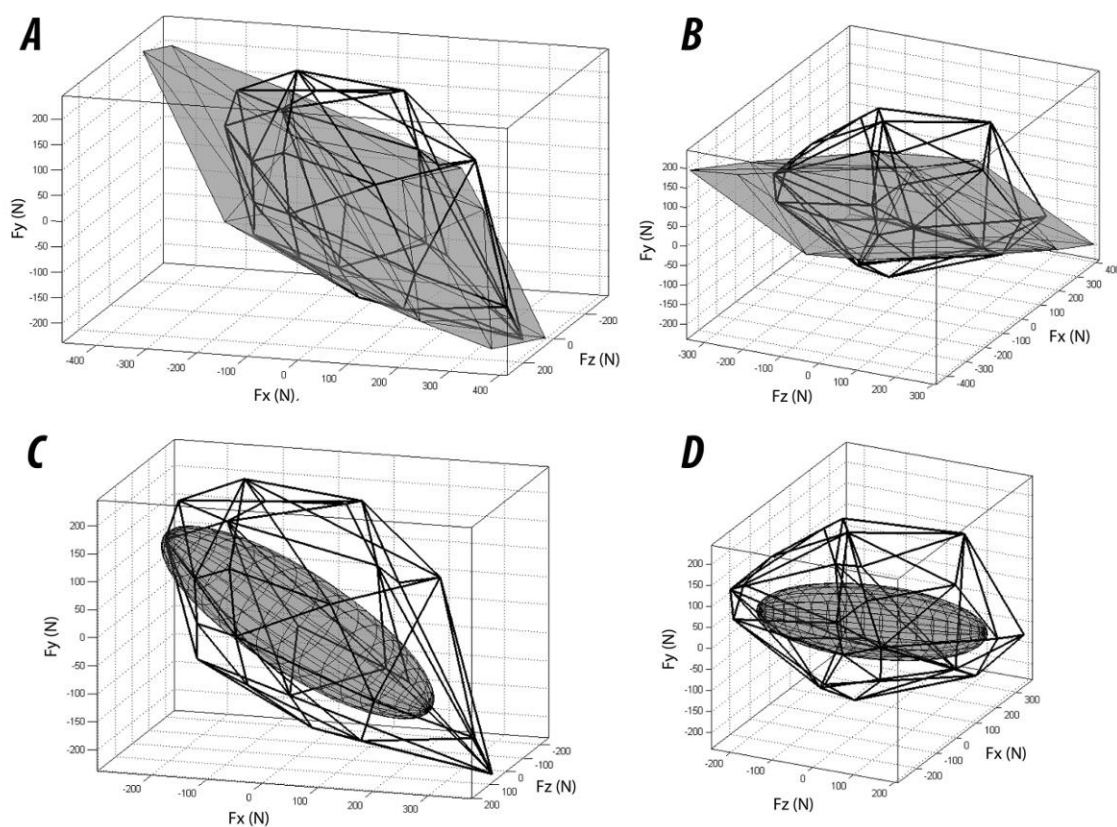


Figure 44 : Représentation du PFM (ligne épaisse) et du PFB (gris foncé) pour un sujet selon deux points de vue différents. C et D: représentation du PFM (ligne foncée) et du EFB (gris foncé) pour le même sujet et selon deux points de vue différents. F_x , F_y et F_z représentent les forces pour l'axe antéro-postérieur, l'axe vertical et l'axe médio-latéral respectivement.

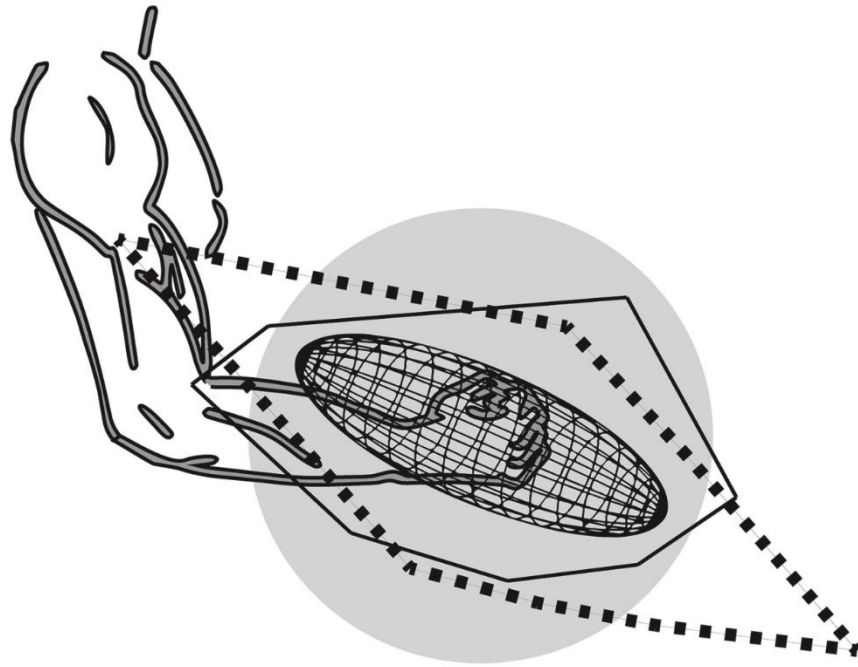


Figure 45 : Représentation de l'EFB et de la projection orthogonale dans le plan sagittal du PFM (ligne fine) et du PFB (ligne pointillée) pour un sujet. Le cercle en gris foncé représente 300N d'amplitude. L'avant des modèles est légèrement orienté vers la droite du sujet dans le plan transversal.

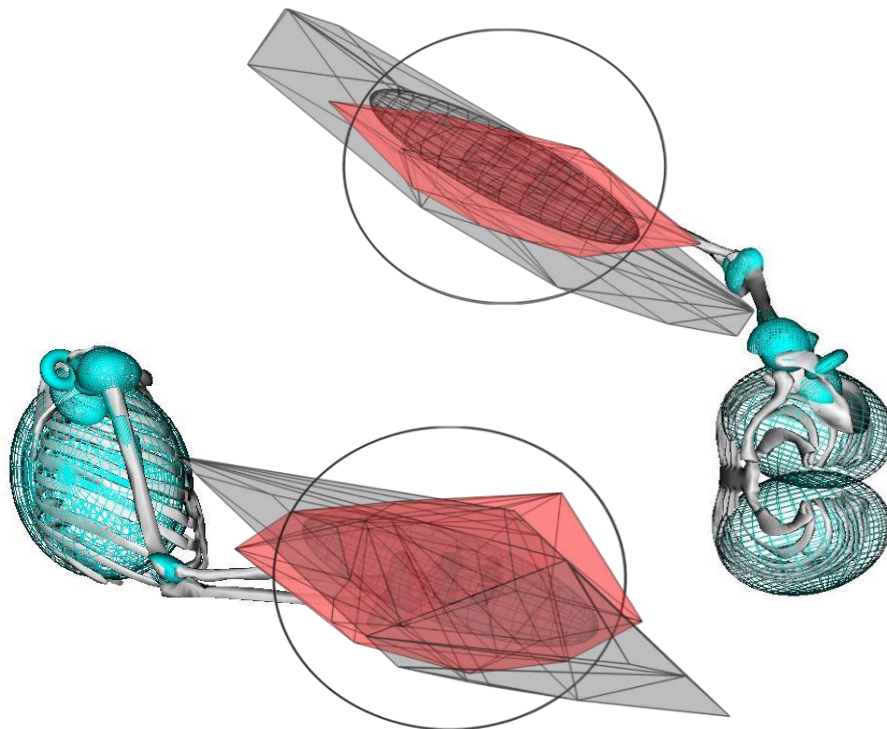


Figure 46 : Représentation du PFM (rouge), de l'EFB (gris) et du PFB (gris) pour un

Si on considère le volume des CGF, on constate que celui de l'EFB sous-estime de manière significative les capacités globales de production de force mesurées (PFM) alors qu'aucune différence statistique n'a été mise en évidence entre le PFM et le PFB. Pour ce dernier, une importante variabilité interindividuelle a été observée et aucune tendance claire n'apparaît par rapport au PFM avec, selon les sujets, des valeurs inférieures ou supérieures. Il apparaît donc que les hypothèses choisies pour le type de norme des couples articulaires ont une influence certaine sur le volume des modèles de CGF.

Par rapport au PFM, on constate, de plus, une sous-estimation significative de la force maximale de plus de 36,5 % pour l'EFB et une surestimation de 19,5% pour le PFB. A nouveau, il semble que les hypothèses retenues pour construire les modèles conditionnent significativement les résultats observés. En effet, la définition des ellipsoïdes est basée sur l'utilisation d'une norme de type euclidienne afin de borner les couples articulaires. Ainsi, lorsqu'un couple articulaire est maximum au niveau d'un ddl, les autres sont tous égaux à zéro ce qui est peu représentatif de la commande motrice d'un individu. Dans le système musculosquelettique, quand un couple articulaire maximum est produit à l'épaule, il est possible de générer un couple articulaire au niveau du coude. A contrario pour les polytopes, la norme de type infini permet à tous les couples d'être à leurs valeurs maximales en même temps, ce qui semble aussi peu réaliste physiologiquement parlant. Ainsi, comme attendu, on constate une sous-estimation des CGF avec les ellipsoïdes et une surestimation avec les polytopes. Le fait qu'un couple maximum sur un ddl conduise à une valeur nulle sur les autres, limite de manière trop contraignante la production de force. De même, la possibilité que tous les couples soient maximums ne tient pas compte du couplage qu'il existe entre les différents degrés de liberté. Ce dernier est dû à la présence de muscles bi et pluri-articulaires présents dans le système musculosquelettique. Selon le modèle du polytope, l'espace de départ des couples est un « rectangle » à n dimensions dont la longueur des côtés est donnée par la différence entre les couples maximaux de chaque ddl. Il est transformé en un « losange » 3D qui présente deux « pointes » (Figure 12). Si on considère une vue en 3D de l'espace des couples maximum d'un système de type musculosquelettique, on constate que les couplages entre ddls dus aux muscles pluri-articulaires conduisent à une forme géométrique qui comprend des plans de coupe. À titre d'exemple, on peut considérer la Figure 13 qui représente l'espace des couples admissibles au niveau de l'articulation glénohumérale (*Ingram et al., 2016*) qui n'est pas un parallélépipède rectangle. Ainsi, le PFM présente des

troncatures qui ne sont présentes au niveau des « pointes » du PFB. Ceci se voit clairement au niveau de la Figure 45.

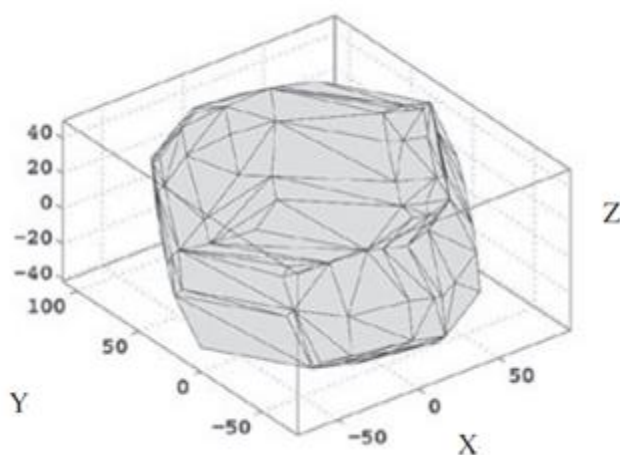


Figure 47: Espace des couples admissibles obtenus au niveau de l'articulation gléno-humérale. Figure d'après Ingram et al. (2016)

Le paramètre qui est le mieux évalué par les modèles est la direction de l'axe principal du PFM. Dans le cas des ellipsoïdes, les forces maximales sont exercées selon cette dernière. Pour les polytopes, la DVS permet de trouver l'axe principal en tenant compte globalement de l'ensemble de ses coins. Ainsi, cet axe peut ne pas correspondre exactement aux forces maximales. Dans le cas présent, l'angle entre l'axe principal de l'EFN, de l'EFB, du PFN et du PFB avec celui du PFM est compris entre $7,4 \pm 3,3^\circ$ à $14,8 \pm 3,0^\circ$ (valeur absolue : $2,9$ à $19,6^\circ$) (Tableau 9). En termes d'orientation globale, les modèles biomécaniques (EFB et PFB) sont ceux qui fournissent les meilleurs résultats comparés au PFM.

Les caractéristiques des modèles de CGF proposés dépendent de trois paramètres, la posture de la chaîne cinématique représentée par la matrice Jacobienne, les couples articulaires et les types de normes utilisés pour exprimer les bornes de ces derniers. Pour la posture considérée, les résultats suggèrent que l'isotropie est peu affectée par le type de modèle, car les variations observées entre eux sont faibles (comprises entre $0,966 \pm 0,015$ pour le PFB et $0,971 \pm 0,007$ pour le PFN: $0,971 \pm 0,007$). Ainsi, on pourrait en déduire que pour cette caractéristique des CGF la composante posturale est prépondérante. Cette observation est fortement nuancée par l'étude de Hernandez et al. (2016) qui montre que selon l'angle de flexion du coude, les isotropies varient significativement entre les modèles normalisés et « biomécaniques ».

Il a été constaté que l'incorporation de données de couples articulaires mesurés (EFB et PFB) améliore la prédiction de l'orientation des modèles de CGF par rapport au PFM. L'intérêt d'une telle information est double (*Jacquier-Bret et al., 2013; Tanaka et al., 2006; Tanaka et al., 2005*). Lors d'une tâche motrice, si la direction d'application des forces mesurées est alignée avec l'axe principal du modèle de CGF, on peut envisager le fait que l'indice proposé lié à l'effort est important et qu'il rend compte de manière pertinente de cet aspect du comportement moteur du sujet. Dans cette éventualité, l'application d'un niveau de force donné selon l'axe principal des CGF va conduire aux couples articulaires minimum (*Tanaka et al., 2006; Tanaka et al., 2005*). On pourra alors envisager de se baser sur ces informations pour modifier la posture de l'opérateur afin de maximiser la transmission des efforts et donc limiter les couples articulaires sources de troubles musculosquelettiques (*Jacquier-Bret et al., 2013*).

Si les résultats sur les orientations semblent satisfaisants, ceux relatifs à l'amplitude maximale des forces doivent être améliorés en raison de la variabilité importante du PFB et des différences entre l'EFB et le PFM.

La mise en œuvre de l'EFN et du PFN sont les plus simples car elles ne nécessitent que la connaissance de \mathbf{J} et donc de la posture du modèle du membre supérieur. Cependant, ces deux formalismes sont ceux pour lesquels les erreurs sur les orientations sont les plus importantes. En outre, ils ne donnent aucune information sur les amplitudes des efforts maximum. Leur utilisation pourrait donc être envisagée si le degré de précision demandé sur l'orientation n'est pas important (de l'ordre de 15°).

L'EFB et le PFB fournissent des informations plus précises et devraient être privilégiés. Si on considère les résultats relatifs au volume et aux erreurs RMS (Tableau 10), le PFB apparaît clairement comme étant le modèle le plus performant avec notamment un pourcentage de points avec une RMSE $< 50\text{N}$ nettement plus élevée que le PFB (56,2 (12) vs 39,7 (12,0)). Cependant, l'erreur de prédiction sur l'effort maximum est plus élevée pour le PFB que l'EFB (305,6 (85,3) vs 244,0 (79,1) N).

Le PFB est donc le modèle qui globalement est le plus convaincant.

IV.3. Limites et perspective

Ce travail présente plusieurs limites importantes. En effet, une seule posture a été testée et cette analyse devrait être étendue à d'autres cas. De plus, il est nécessaire de valider les prédictions sur un éventail plus large de sujets en considérant notamment ceux qui

présentent des pathologies suite à un traumatisme (lésion médullaire) ou une atteinte du système nerveux central (AVC). Il sera alors possible de tester si ces modèles sont pertinents pour détecter une déficience (*Kutch et Valero-Cuevas, 2011*).

L'évaluation du PFM pourrait être améliorée en proposant un feed-back visuel 3D des forces appliquées pour permettre un meilleur contrôle de la direction d'application de la force.

La mise à l'échelle des modèles est une problématique importante dans le domaine de la biomécanique et l'évaluation des couples articulaires nécessite un protocole expérimental long et fastidieux pour le sujet. Cette contrainte temporelle a des conséquences non négligeables sur la qualité et la pertinence des données notamment dans le cas de personnes présentant de lourdes déficiences.

Cependant, des solutions peuvent être envisagées afin de remplacer les mesures par l'utilisation d'équations de régression (*Khalaf et al., 2001*) ou de modèles musculosquelettiques (*Carmichael et Liu, 2011, 2013; Komura et al., 1999; Kutch et Valero-Cuevas, 2011*). On pourrait ainsi envisager de déterminer les couples maximaux isométriques et donc réduire le temps nécessaire pour évaluer plusieurs postures ou un geste dans son intégralité. De plus, il pourrait être intéressant de vérifier la sensibilité des modèles face à des variations de postures et de couples articulaires sur certains ddl.

Dans ce contexte, l'utilisation des modèles musculosquelettiques semble pertinente pour déterminer les CGF. Un autre avantage important de ce type de formalisme est la possibilité d'évaluer les CGF quelle que soit la posture adoptée. En effet, les données d'entrée ne proviennent plus simplement de couples articulaires, mais directement de la force isométrique générée par les muscles. Bien évidemment, un soin particulier devra être apporté afin d'obtenir une géométrie du modèle qui soit adéquate et une mise à l'échelle des forces musculaires conformes aux capacités physiques d'un individu.

V. Conclusion

Dans cette étude, une comparaison a été effectuée entre 4 indices posturaux prédictifs des CGF et le PFM. Elle a porté sur plusieurs paramètres globaux : l'isotropie, le volume, la force maximale, l'angle entre les axes principaux et les erreurs RMS. L'intérêt de ces indices dans le cadre de l'ergonomie de la rééducation et des sciences du sport a été discuté.

De futurs développements devront être envisagés afin de rendre les modèles proposés plus représentatifs de la complexité du système musculosquelettique humain. La piste que

Chapitre III : Évaluation des CGF à partir des modèles articulaires

nous allons explorer dans le chapitre IV, consiste à utiliser un modèle musculosquelettique qui prend en compte la géométrie musculaire (bras de levier) et les modèles des UMT.

Chapitre IV

Chapitre IV : Évaluation des CGF à l'aide d'un modèle musculosquelettique

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer et de valider les CGF obtenues à partir d'un modèle musculosquelettique du membre supérieur à 7 ddl et 29 muscles provenant de la plateforme OpenSim.

La démarche méthodologique adoptée est similaire à celle du chapitre III. En effet, cette seconde étude comprend une partie expérimentale qui permet de réunir les données d'entrée du modèle de prédiction des CGF et celles utilisées pour sa validation. Nous présentons ensuite les algorithmes développés afin de déterminer les CGF sous la forme d'un polytope de force musculosquelettique (PFMS). Notamment, nous exposerons une nouvelle technique efficace qui permet de réduire de manière importante les temps de calculs par rapport à des techniques alternatives utilisant des algorithmes d'optimisation. Ensuite, la validation expérimentale de la prédiction des CGF est effectuée en comparant les caractéristiques du PFMS à celles du PFM obtenu expérimentalement.

Les paramètres utilisés sont : l'isotropie, la force maximale, l'orientation globale ainsi que l'erreur RMS entre ces deux polytopes représentées sous la forme d'une sphère à gradient de couleur.

I. Introduction

Le développement et la validation de formalismes permettant d'évaluation des CGF présente un grand intérêt dans des domaines tels que l'ergonomie ou la réhabilitation en caractérisant les directions d'application des forces optimales en fonction de la posture et des capacités physiques d'un individu.

Plusieurs études ont été menées pour déterminer les CGF au niveau de la main (*Carmichael et Liu, 2013; Oshima et al., 2000; Sasaki et al., 2011; Tanaka et al., 2005*), des doigts (*Inouye et al., 2012; Kutch et Valero-Cuevas, 2011, 2012; Valero-Cuevas, 2009*) ou du pied (*Komura et al., 1999; Tanaka et al., 2006*). Les approches proposées sont soit basées sur les modèles de type articulaire (*Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006; Tanaka et al., 2005*) ou musculosquelettique (*Carmichael et Liu, 2011; Inouye et al., 2012; Komura et al., 1999; Kutch et Valero-Cuevas, 2011; Oshima et al., 2000; Valero-Cuevas, 2009*).

Les modèles articulaires, objets du chapitre III, ont été utilisés pour prédire les CGF à l'extrémité du membre supérieur, en fonction de la posture et des hypothèses sur les couples articulaires maximaux admissibles. Bien qu'intéressants pour prédire la direction optimale d'application des efforts, ces modèles présentent plusieurs inconvénients. Tout d'abord, les procédures pour déterminer les couples articulaires aux différents ddl sont complexes et nécessitent un appareillage conséquent (*Sasaki et al., 2010; Tanaka et al., 2006*). De plus, ils ne prennent pas en compte certaines caractéristiques du système musculosquelettique humain. En effet, les couples articulaires dépendent de la posture du fait des variations des bras de levier ainsi que des paramètres des UMT notamment leur longueur (*Carmichael et Liu, 2013*). Enfin, en raison de la présence de muscles multi articulaires et des mécanismes de cocontraction, les couples articulaires générés autour des différents ddl sont couplés entre eux (*Pinter et al., 2010a; Valero-Cuevas, 2009*).

Les conclusions du chapitre III nous ont montré que l'utilisation de la modélisation musculosquelettique est pleinement justifiée, car elle permet de satisfaire les conditions mentionnées ci-dessus du fait de la prise en compte de la géométrie musculaire (*Delp et al., 2007; Holzbaur et al., 2005; Oshima et al., 2000; Valero-Cuevas, 2009*). Cependant, aucun des modèles de CGF relatifs au membre supérieur n'a été validé de manière exhaustive en 3D. Certaines études ont porté sur la comparaison entre les forces prédites et mesurées, mais se limitent au seul plan horizontal et à un modèle musculosquelettique comportant uniquement 6 muscles dont 4 monoarticulaires et 2 biarticulaires, (*Oshima et al., 2000*). D'autres ont

comparé les prédictions avec des données de la littérature (*Carmichael et Liu, 2013*) ou encore aucune validation n'a été effectuée (*Komura et al., 1999*). L'étude de *Carmichael et Liu (2013)* est pertinente, mais présente une autre limitation relative à la méthode utilisée pour déterminer les CGF. En effet, il s'agit d'une méthode d'optimisation tributaire de la complexité du modèle et dont les temps de calcul augmentent avec le nombre de ddl et de muscles pris en compte.

Les études portant sur les CGF déterminées au moyen de modèles musculosquelettiques présentent donc deux limitations : le caractère partiel des validations et la technique de calcul utilisée.

Dans ce cadre, la contribution originale de la présente étude est double. Tout d'abord, un nouvel algorithme simple et rapide, non tributaire de la complexité du modèle, est présenté pour calculer les CGF sous la forme d'un PFMS. Ensuite, celui-ci sera comparé au polytope de force mesurée (PFM) représenté sur la base de mesures de forces mesurées au niveau de la main pour un ensemble de directions. La validation portera sur les mêmes paramètres descriptifs que ceux employés dans le chapitre III : l'isotropie, la force maximale et l'orientation globale. Enfin, pour un ensemble de directions, l'erreur RMS entre les deux polytopes a été calculée et représentée sous la forme d'une sphère à gradient de couleur.

II. Matériels et méthodes

II.1. Sujets

Neuf sujets, tous masculins et droitiers, ont participé à ce protocole expérimental. Les données anthropométriques des participants sont présentées dans le Tableau 12. Au moment des expérimentations, les sujets ne présentaient aucune pathologie au niveau du membre supérieur droit pouvant affecter leurs capacités à générer une force maximale. Ils ont été préalablement informés de l'intégralité du protocole expérimental, des données mesurées et du matériel utilisé. Les sujets ont participé volontairement au protocole après signature d'un formulaire de consentement.

Tableau 12 : Caractéristiques anthropométriques des sujets participants (moyenne (écart-type))

	Âges (années)	Taille (cm)	Masse (kg)
Sujets	28,2 (6,1)	179,3 (7,9)	79,4 (9,9)

II.2. Calcul du PFMS

Cette partie présente maintenant les étapes nécessaires pour effectuer la détermination des CGF en utilisant un modèle musculosquelettique. En particulier, le nouvel algorithme de calcul significativement plus rapide que les méthodes existantes sera détaillé. (*Carmichael et Liu, 2011, 2013*).

Dans cette étude, un modèle musculosquelettique du tronc et du membre supérieur droit est utilisé (*Holzbaur et al., 2005*). Sa manipulation et les calculs s'effectuent à l'aide de la plateforme logicielle OpenSim (*Delp et al., 2007*) par l'intermédiaire d'une interface de communication (Application Programming Interface - API) permettant d'utiliser des scripts MATLAB. OpenSim est un logiciel libre (Open Source) de développement de modèles musculosquelettiques doté d'une communauté importante et active en ligne (<https://simtk.org>). Plusieurs dizaines de modèles gratuits sont mis à disposition et un espace d'échange en ligne stimule la collaboration entre chercheurs, cliniciens et étudiants du monde entier.

La version simplifiée du modèle du membre supérieur droit de *Holzbaur et al. (2005)* a été utilisée. Elle est disponible gratuitement sur le site : <https://simtk.org> et inclut $p = 29$ muscles basés sur le modèle de Hill avec l'addition d'une composante passive parallèle à l'élément contractile (*Schutte et al., 1993*). Le modèle complet qui comporte 50 muscles inclut toute la musculature intrinsèque des doigts qu'il n'était pas nécessaire de considérer dans notre étude.

La structure de la chaîne cinématique utilisée comprend $n = 7$ ddl. L'articulation gléno-humérale comprend 3 ddl (plan d'élévation, angle d'élévation et rotation axiale), le coude 2 ddl (flexion/extension et pronation/supination de l'avant-bras) et le poignet 2 ddl (flexion/extension et déviation ulnaire/radiale). Les séquences de rotations articulaires sont conformes aux recommandations de l'ISB (*Wu et al., 2005*).

L'exploitation du modèle musculosquelettique pour le calcul des CGF nécessite plusieurs étapes qui comprennent :

- La cinématique inverse qui permet : la mise à l'échelle de la géométrie du modèle générique pour chaque sujet, la détermination des angles articulaires à partir des positions des marqueurs obtenues par le système optoélectronique ainsi que l'extraction de la matrice des bras de leviers musculaires,
- La personnalisation des forces maximales isométriques de chacun des muscles du modèle,
- Le calcul des couples articulaires maximaux,
- Le calcul des CGF sous la forme du PFMS.

II.2.A. Cinématique inverse

Le logiciel OpenSim intègre un module de cinématique inverse qui permet de déterminer les paramètres articulaires (angles et translations) des différents ddl à partir de données de marqueurs expérimentaux. Sa mise en œuvre nécessite plusieurs étapes.

La première étape consiste à placer des marqueurs virtuels directement dans l'interface 3D d'OpenSim sur des points anatomiques correspondants aux positions des marqueurs employés lors des expérimentations (*Wu et al., 2005*). La seconde consiste à mettre à l'échelle le modèle générique en tenant compte des spécificités anthropométriques du sujet. Pour ce faire, une première mesure appelée "statique" contenant tous les marqueurs doit être réalisée. À partir de cette dernière, le logiciel adapte les dimensions des segments sur la base des distances relatives entre les marqueurs virtuels et ceux enregistrés. La masse de chacun des segments peut également être recalculée proportionnellement à la masse du sujet ou être entrée manuellement si elle a été déterminée par une autre méthode comme les tables de *Dumas et al. (2007)* dans la présente étude. Enfin, la longueur des muscles, leurs bras de levier ainsi que la longueur des tendons et des fibres musculaires sont également remis à l'échelle en même temps que celle des segments.

La troisième étape consiste à utiliser les données expérimentales afin de déterminer les coordonnées généralisées (vecteurs d'angles et de translations) du modèle de la chaîne cinématique. Cette tâche est accomplie en minimisant l'erreur entre la position des marqueurs attachés au modèle et celle des marqueurs enregistrés expérimentalement. Cette mise en correspondance se fait au moyen de "l'optimisation globale" (*Lu et O'Connor, 1999*).

Enfin, une fois la cinématique inverse effectuée, il est alors possible de récupérer l'ensemble des informations nécessaires pour pouvoir déterminer les indices de CGF à savoir : la force maximale générée par les unités musculo-tendineuses, leurs bras de levier et la matrice Jacobienne \mathbf{J} de la chaîne cinématique.

II.2.B. Unité musculo-tendineuse

Les muscles et les tendons sont représentés par des unités musculo-tendineuses (UMT) qui permettent de caractériser la force transmise à l'os. Les différents modèles disponibles (*Millard et al., 2013; Schutte et al., 1993; Thelen, 2003*) tous dérivés du modèle de Hill (*Hill, 1938*) permettent de déterminer la force générée par l'UMT en fonction de sa longueur et de sa vitesse de raccourcissement. Leur structure comprend deux composantes parallèles, dont une passive et l'autre active, qui forment un angle dit de pennation (α^M) avec la ligne d'action du muscle. Toutes deux sont reliées à une composante série représentant le tendon (Figure 48).

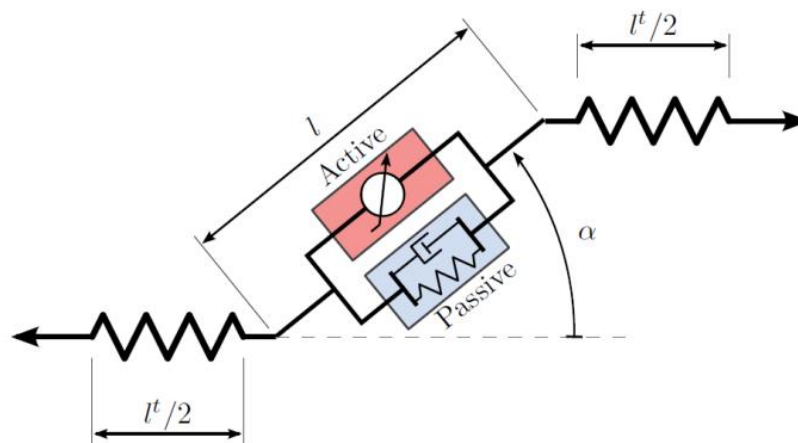


Figure 48 : Représentation d'une UMT selon Carmichael (2013) avec la composante active (rouge) et passive (bleu), CE : la composante active, l : longueur du muscle, $l^t/2$: longueur du tendon, α : angle de pennation.

La force produite par l'UMT dépend de deux paramètres, sa longueur et sa vitesse de raccourcissement ou d'élongation. Leur incidence est donnée par la relation tension/longueur et tension/vitesse représentées au moyen de courbes normalisées. La première (Figure 49 – A) représente les composantes actives et passives à la force musculaire en fonction de la longueur (l) de l'UMT. Chacune des composantes est normalisée par rapport à la force maximale isométrique $f(l_o)_{\max}$ obtenue à la longueur optimale (l_o). La deuxième courbe (Figure 49 – B) relie la vitesse de contraction des fibres musculaires (normalisée par rapport à

la vitesse de contraction maximale (v_o) à la force produite (normalisée en fonction de $f(l_o)_{\max}$). Les trois modes de contractions sont représentés : concentrique ($\dot{l} > 0$), isométrique ($\dot{l} = 0$) et excentrique ($\dot{l} < 0$).

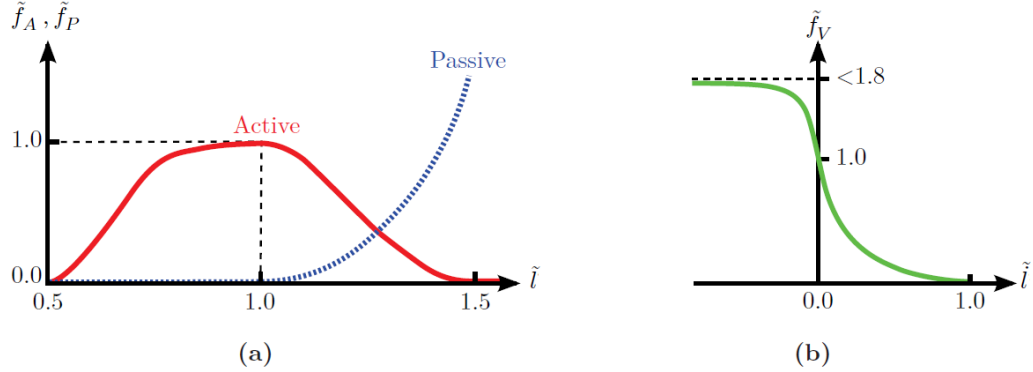


Figure 49 : (a) Courbe représentant les relations tension/longueur normalisées pour les composantes passives et actives du muscle et (b) celle de tension/vitesse normalisée.

Dans cette étude, le modèle de *Schutte et al. (1993)* est incorporé dans le modèle musculosquelettique OpenSim choisi. Il est utilisé pour déterminer l'amplitude de la force totale, notée f_m , développée par chacun des muscles. Cette dernière est obtenue au travers l'équation suivante :

$$f_m = \left(a \tilde{f}_a(l) \tilde{f}_v(\dot{l}) + \tilde{f}_p(l) \right) \cos(\alpha) f(l_o)_{\max} \quad (65)$$

a correspond à l'activation musculaire (comprise entre 0 et 1), $\tilde{f}_a(l)$ et $\tilde{f}_p(l)$ sont, respectivement, la contribution active et passive à la force musculaire données par la relation tension-longueur normalisée, $\tilde{f}_v(\dot{l})$ est la contribution à la force active générée en fonction de la vitesse de déformation du muscle. Elle est obtenue au travers de la relation force-vitesse normalisée. α est l'angle de pennation. Tous les termes étant normalisés, la force est obtenue en N en les multipliant par $f(l_o)_{\max}$ la force isométrique maximale à la longueur optimale l_o .

Comme les CGF sont considérées en condition isométrique ($\dot{l} = 0$), (65) devient :

$$f_m = \left(a \tilde{f}_a(l) + \tilde{f}_p(l) \right) \cos(\alpha) f(l_o)_{\max} \quad (66)$$

II.2.C. Mise à l'échelle de la force maximale isométrique

Afin de personnaliser le modèle musculosquelettique, le terme $f(l_o)_{max}^s$ de chacune des UMT du sujet s doit être mis à l'échelle. La méthode proposée par **Correa et Pandy (2011)** a été utilisée. Son principe est basé sur la prise en compte de la masse et de la taille du sujet au travers de la relation suivante :

$$f(l_o)_{max}^s = f(l_o)_{max}^g \times \frac{M^s}{M^g} \times \frac{l_{UMT}^g}{l_{UMT}^s} \quad (67)$$

Les termes de l'équation sont explicités ci-dessous :

M^g et M^s : masses totales du modèle générique (g) et du sujet (s) considéré,

l_{UMT}^g , l_{UMT}^s : longueur optimale des UMT au repos pour g et s

$f(l_o)_{max}^g$ et $f(l_o)_{max}^s$: force isométrique maximale de l'UMT pour g et s

Les longueurs des segments utilisés dans le modèle musculosquelettique générique (g) correspondent aux 50 percentiles de la population de référence (**Holzbaur et al., 2005**), M^g a donc été considérées égales à 78kg (**Gordon et al., 1989**).

Dans l'optique de calculer les couples articulaires, une fois que la force transmise le long du tendon a été déterminée, il reste à évaluer son bras de levier autour de chacun des ddl que traverse l'UMT considérée.

II.2.D. Bras de levier des UMT

Selon la posture et la géométrie du modèle, OpenSim fournit la matrice des bras de leviers des UMT par rapport aux ddls. Pour cela, elle utilise les coordonnées des points d'insertion et le trajet des muscles par rapport aux repères articulaires concernés.

On considère le vecteur $\mathbf{q} = [q_1 \quad q_2 \quad \dots \quad q_n]^T$ représentant les angles articulaires d'un modèle à k ddl et $\mathbf{l}(\mathbf{q}) = [l_1 \quad l_2 \quad \dots \quad l_p]^T$ qui correspond aux longueurs des p UMT présentes dans le modèle. Les termes de la matrice Jacobienne des bras de levier \mathbf{N} ($\dim(\mathbf{N}) = p \times n$) correspondent aux dérivées partielles des longueurs des UMT $\mathbf{l}(\mathbf{q})$ par rapport aux vitesses angulaires $\dot{\mathbf{q}}$ (**Sherman et al., 2013**) :

$$\mathbf{N}(\dot{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_1}{\partial q_1} & \frac{\partial l_1}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial l_1}{\partial q_n} \\ \frac{\partial l_2}{\partial q_1} & \frac{\partial l_2}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial l_2}{\partial q_n} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial l_p}{\partial q_1} & \frac{\partial l_p}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial l_p}{\partial q_n} \end{bmatrix} \quad (68)$$

Cette matrice dépend bien entendu de la posture du modèle puisque dépendant à la fois de \mathbf{q} et $\mathbf{l}(\mathbf{q})$.

II.2.E. Couples articulaires produits par les UMT

À partir des forces musculaires des p UMT représentées par le vecteur $\mathbf{f}^M = [f_1^M \quad f_2^M \quad \dots \quad f_p^M]^T$, de la matrice Jacobienne des bras de levier \mathbf{N} et des activations musculaires \mathbf{a} ($\dim(\mathbf{a}) = p$), il est possible de calculer $\boldsymbol{\tau} = [\boldsymbol{\tau}_1 \quad \boldsymbol{\tau}_2 \quad \dots \quad \boldsymbol{\tau}_n]^T$ les couples générés autour des n ddl du modèle:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{N}^T \mathbf{f}_M(\mathbf{a}) \quad (69)$$

II.2.F. Calcul du PFMS

L'objectif de cette section est de décrire la méthode choisie afin de déterminer le polytope de force musculosquelettique (PFMS). La première étape consiste à déterminer l'ensemble des vecteurs d'activation musculaire permettant de maximiser les forces en bout de chaînes.

II.2.F.i Calcul des activations musculaires

L'idée adoptée est de considérer une direction dans l'espace des tâches représentée par le vecteur \mathbf{v} et de sélectionner les muscles qui vont contribuer à la génération de la force selon \mathbf{v} . L'action isolée de chaque muscle du modèle peut permettre la création d'un effort dans l'espace des tâches. Sa direction pour le $p^{\text{ième}}$ muscle notée \mathbf{m}_k ($k = 1, \dots, p$) ($\dim(\mathbf{m}_k) = m = 3$) est calculée en considérant une activation égale à 1 (maximale). L'ensemble de ces directions est regroupé dans la matrice \mathbf{I} ($\dim(\mathbf{I}) = m \times p = 3 \times 29$) qui est obtenue au travers de l'équation (6):

$$[\mathbf{m}_1, \mathbf{m}_2, \dots, \mathbf{m}_p] = \mathbf{I} = \mathbf{J}^{T+} \mathbf{N}^T \quad (70)$$

La matrice \mathbf{I} contient alors les directions d'action de tous les muscles dans l'espace des tâches.

Il est ensuite considéré qu'un muscle va contribuer à générer une force dans la direction \mathbf{v} souhaitée si l'angle entre la direction d'action d'un muscle et \mathbf{v} est inférieur à 90° . Dans ce cas, le vecteur d'activation musculaire \mathbf{a} ($\dim(\mathbf{a}) = p = 29$) est déterminé en considérant que l'activation du $p^{\text{ième}}$ muscle a_p est égale à 1 sinon 0. Un exemple simple est présenté dans la Figure 50 en considérant un système à 5 muscles et 4 directions \mathbf{v} .

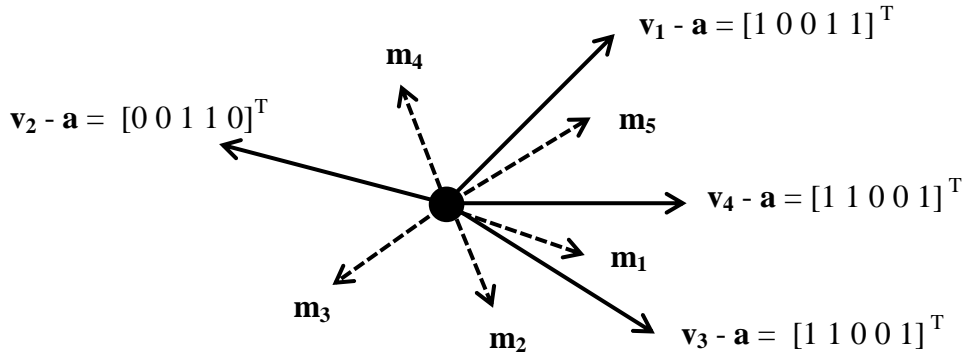


Figure 50 : Exemple de détermination des vecteurs d'activation \mathbf{a} en fonction de la direction \mathbf{v} (ligne pleine) et de la ligne d'action de 5 muscles dans l'espace des tâches (ligne en pointillés). On considère 4 vecteurs \mathbf{v} ($\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \mathbf{v}_3$ et \mathbf{v}_4) et les activations musculaires correspondantes sont représentées par le vecteur \mathbf{a} .

Le vecteur \mathbf{a} est alors déterminé pour chaque direction \mathbf{v} considérée. Pour obtenir une représentation globale des CGF, la procédure est répétée en faisant varier les coordonnées sphériques du vecteur \mathbf{v} (r, θ, α) avec $r = 1$, $\theta \in [0, 360^\circ]$ et $\alpha \in [0, 180^\circ]$ avec un incrément de 1° calculé comme suit :

$$\mathbf{v} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \alpha & 0 & \sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (71)$$

Dans certains cas (\mathbf{v}_3 et \mathbf{v}_4 par exemple), on obtient le même vecteur d'activation \mathbf{a} (en l'occurrence $\mathbf{a} = [1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 1]^T$). Dans cette éventualité, les doublons sont alors retirés et on obtient alors l'ensemble des combinaisons d'activations musculaires permettant de déterminer les CGF.

II.2.F.ii Calcul des forces dans l'espace des tâches

Enfin, pour calculer la force en bout de chaîne, il est maintenant nécessaire de considérer l'équation dynamique d'un système permettant de lier les couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$ aux effets d'inerties $\mathbf{H}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}}$, centrifuges, de Coriolis $\mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$ ainsi que les couples articulaires dus à la gravité $\boldsymbol{\tau}_G$:

$$\mathbf{H}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) + \boldsymbol{\tau}_G(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} \quad (72)$$

En condition isométrique ($\dot{\mathbf{q}} = \ddot{\mathbf{q}} = 0$), les couples dus aux vitesses et aux accélérations angulaires sont nuls.

Les forces musculaires actives $\mathbf{f}_{MA} = [f_{MA,1}, f_{MA,2} \dots f_{MA,p}]^T$ ($\dim(\mathbf{f}_{MA}) = p = 29$) dépendant de l'activation musculaire \mathbf{a} , des forces musculaires passives $\mathbf{f}_{MP} = [f_{MP,1}, f_{MP,2} \dots f_{MP,p}]^T$ ($\dim(\mathbf{f}_{MP}) = p = 29$) et la matrice des bras de levier \mathbf{N} permettent de calculer les couples articulaires actifs $\boldsymbol{\tau}_A = [\tau_{A,1}, \tau_{A,2} \dots \tau_{A,n}]^T$ et passifs $\boldsymbol{\tau}_P = [\tau_{P,1}, \tau_{P,2} \dots \tau_{P,n}]^T$:

$$\boldsymbol{\tau}_A = \mathbf{N}^T \mathbf{f}_{MA}(\mathbf{a}) \quad (73)$$

$$\boldsymbol{\tau}_P = \mathbf{N}^T \mathbf{f}_{MP} \quad (74)$$

On définit la masse et la position du centre de masse relative à l'articulation proximale de chaque segment en utilisant (*Dumas et al., 2007*). Les couples articulaires dus à la gravité $\boldsymbol{\tau}_G = [\tau_{G,1}, \tau_{G,2} \dots \tau_{G,n}]$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}_G) = m$) par dynamique inverse sont obtenus en considérant uniquement la force gravitationnelle et la posture. $\boldsymbol{\tau}$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}) = n$) est ensuite calculé comme suit :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\tau}_A + \boldsymbol{\tau}_P - \boldsymbol{\tau}_G \quad (75)$$

Finalement, la force en bout de chaîne \mathbf{f}_E ($\dim(\mathbf{f}_E) = m = 3$) est ensuite calculée en utilisant la pseudo-inverse \mathbf{J}^{T+} de la matrice Jacobienne \mathbf{J} ($\dim(\mathbf{J}) = m \times n$) :

$$\mathbf{f}_E = \mathbf{J}^{T+} \boldsymbol{\tau} \quad (76)$$

Le calcul est réitéré en fonction du nombre de combinaison d'activation musculaire \mathbf{a} obtenu et le PFMS est ensuite modélisé grâce à l'enveloppe convexe de l'ensemble des \mathbf{f}_E . Un diagramme simplifié des étapes est proposé dans la Figure 51.

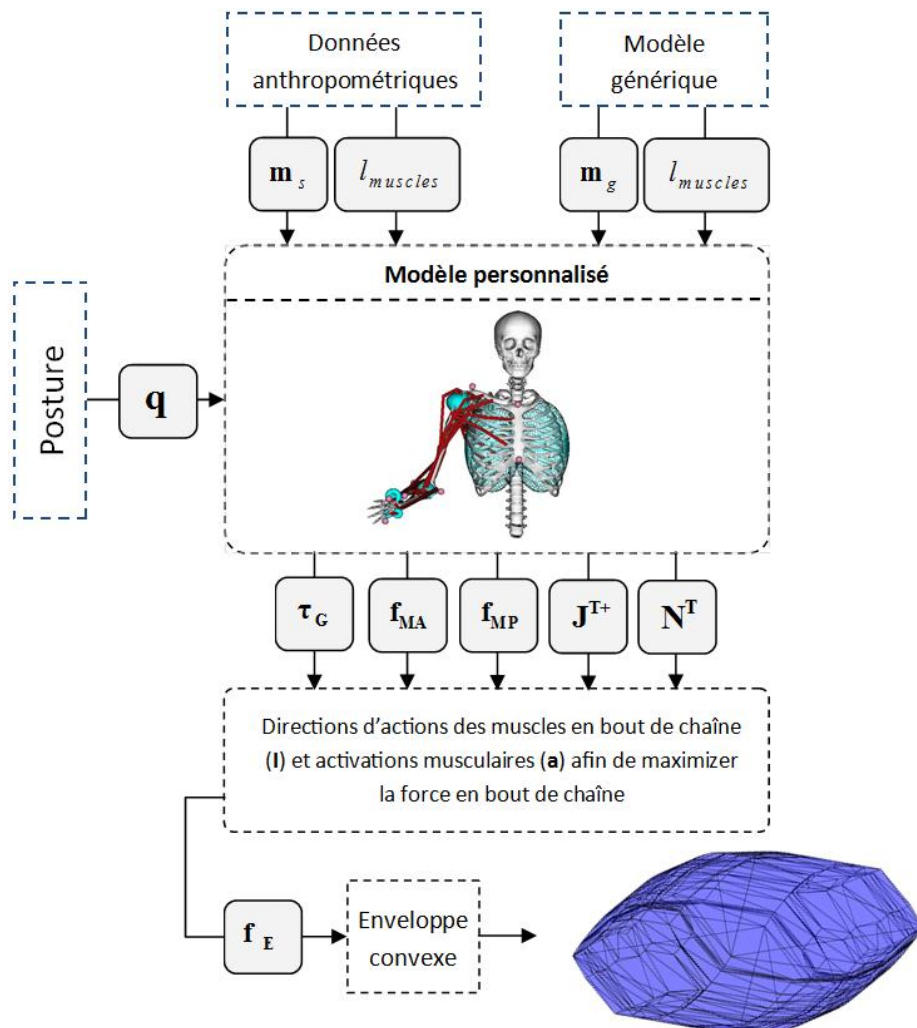


Figure 51 : Diagramme simplifié des différentes étapes pour modéliser le PFMS (polytope en bleu)

II.2.F.i Paramètres de description du PFMS et du PFM

Les indices de représentation du PFMS et du PFM, à savoir le volume, l'isotropie, l'orientation de l'axe préférentiel, la force maximale et les erreurs RMS ont été réalisés de la même manière que présenté en chapitre II partie VIII.4.

Maintenant que la méthode de calcul du PFMS a été présentée, nous allons maintenant aborder les aspects relatifs à sa validation expérimentale.

II.3. Protocole expérimental

Pour cette étude, le matériel de mesure utilisé est constitué d'une plate-forme de force (PFF) à jauges de contraintes équipée d'une poignée et d'un système optoélectronique composé de 6 caméras infrarouges associées à des marqueurs réfléchissants posés sur les sujets.

Le protocole expérimental ainsi que la construction du polytope de force mesuré (PFM) sont identiques à ceux mis en œuvre dans le chapitre III.

II.4. Analyses statistiques

Une première partie présente les résultats relatifs aux erreurs RMS entre le PFM et le PFMS selon 8 directions différentes dans l'espace des tâches. Afin de comparer les performances de l'algorithme avec ceux disponibles dans la littérature, la méthode de *Carmichael et Liu (2013)* a été également implémentée. Cette première partie est suivie par des comparaisons entre le PFM et le PFMS au travers des paramètres suivants : isotropie, angle entre les axes principaux, volume et force maximale. De plus, de manière similaire au chapitre III, la distribution des erreurs RMS entre les deux polytopes représentés sous la forme d'une sphère avec un gradient de couleur (Figure 53) est proposée.

La normalité des données a été vérifiée avec le test de Shapiro-Wilk et finalement le t-test de Student a été employé pour comparer les données entre les polytopes. Pour chacun des tests statistiques, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

III. Résultats

III.1. Angles

Déterminés au moyen de l'outil de cinématique inverse d'OpenSim, les angles articulaires (Tableau 13). Pour chaque sujet, les valeurs présentées ont été obtenues, en calculant la moyenne des postures des 26 essais effectués lors du protocole expérimental sur la plate-forme de force. La posture moyenne pour chaque sujet a été calculée pour déterminer la matrice Jacobienne \mathbf{J} . Cette démarche a été adoptée, car le temps de calcul nécessaire pour récupérer la matrice des bras de levier pour chaque instant donné au moyen de l'API serait très important.

Tableau 13 : Angle (Écart-type) à l'épaule (E), au coude (C) et au poignet (P) pour chaque degré de liberté : plan d'élévation (PELV), élévation de l'humérus (ELV), rotation médio-latérale (RM/RL), flexion-extension (FL/EX), supination-pronation (SU/PR) et déviation radio-ulnaire (DR/DU)

	E-PELV	E-ELV	E-RM/LR	C-FL/EX	C-SU/PR	P-DR/DU	P-FL/EX
Moyenne	30.2	28.2	-1.8	61.9	7.0	-15.1	-15.4
(Écart-type)	(13.7)	(3.6)	(7.6)	(5.4)	(12.0)	(30.6)	(13.7)

III.2. Validation de la méthode de calcul

Pour valider notre méthode de calcul du PFMS, une comparaison a été réalisée avec la méthode d'optimisation *Carmichael et Liu (2011)* (cf Chapitre I). Elle conduit à la définition du "Polytope de Force MusculoSquelettique de Carmichael" (PFMSC) en considérant les 4 ddls proximaux (plan d'élévation, élévation de l'humérus, rotation interne-externe de l'humérus et la flexion-extension du coude).

L'erreur quadratique moyenne entre le PFMS et le PFMSC avec le PFM a été calculée selon 6 directions orthogonales (haut, bas, avant, arrière, intérieur et extérieur) et également le long du plus grand axe du PFMS vers l'avant (Axe avant) et vers l'arrière (Axe arrière) (Tableau 14) déterminée à partir d'une DVS des coins du polytope (59). Les résultats sont résumés dans le Tableau 14.

Les valeurs de RMSE maximales et minimales obtenues sont de 44,4 (23,9) N et de 1,8 (1,3) N pour les deux directions "push" an "down" respectivement entre le PFMS et le PFMSC.

Les résultats de la comparaison des deux polytopes avec le PFM indiquent que les différences obtenues sont significatives pour les deux directions "Axe avant" et "extérieur". Pour les deux, l'erreur RMS est plus faible pour le PFMS par rapport au PFMSC (Tableau 14). Pour les autres directions, la variabilité importante dans les résultats conduit cependant à l'absence d'un effet statistique. De plus, le PFMS nécessite un temps de calcul beaucoup moins important que le PFMSC. Afin de le montrer, 10 répétitions de l'évaluation des deux polytopes ont été effectuées avec Matlab R2013b et un processeur Intel i7 cadencé à 2,4Ghz. On obtient un temps de calcul moyen (écart type) de 209,2 (29.8) s pour la méthode de *Carmichael et Liu (2011)* contre 8,2 (0,1) s pour le PFMS attestant des performances bien meilleures de ce dernier dans ce domaine.

Des différences faibles sont observées entre les estimations des deux méthodes et peuvent être dues à plusieurs facteurs. Premièrement, la méthode d'optimisation utilise la matrice Jacobienne **J** alors que PFMS se base sur sa pseudo-inverse de Moore-Penrose. Cette dernière est déterminée à partir d'une approximation aux moindres carrés pouvant donc introduire une erreur dans l'estimation des forces en bout de chaîne. Deuxièmement, plus on ajoute de ddl et de muscles dans la méthode d'optimisation et plus la convergence est difficile à atteindre. En effet, nous avons testé la méthode d'optimisation avec 7 ddl, et dans ce cas le volume du polytope diminue fortement, démontrant la limite de cette méthode. On obtient cependant des résultats équivalents lorsqu'on se limite aux 4 ddl proximaux utilisés dans leur étude (plan d'élévation, élévation de l'humérus, rotation interne-externe de l'humérus et la flexion-extension du coude).

Tableau 14 : Première ligne - RMSE (Écart-type) entre le PFM et le PFMS le long de six directions orthogonales (haut, bas, avant, arrière, intérieur et extérieur) et le long de l'axe principal du PFMS (Axe avant, Axe arrière). Seconde ligne - RMSE (Écart-type) entre le PFM et le PFMSC obtenue avec la méthode de *Carmichael et Liu (2011)*. Troisième ligne - RMSE (Écart-type) entre le MSFP et le PFMSC. * représente les différences significatives entre la première et la seconde ligne (par colonne)

	Axe avant	Axe arrière	haut	arrière	avant	arrière	intérieur	extérieur
PFM vs PFMS	49,0* (38,3)	207,4 (112,3)	43,5 (38,1)	42,8 (31,9)	77,1 (83,7)	76,3 (31,4)	47,4 (20,3)	34,4* (32,0)
PFM vs Carmichael et Liu (2011)	63,7 (42,5)	236,4 (88,8)	44,7 (49,5)	41,7 (32,6)	106,5 (91,2)	80,0 (29,6)	44,1 (19,4)	44,7 (32,4)
PRMS vs Carmichael et Liu (2011)	13,1 (15,2)	30,0 (25,7)	17,9 (18,2)	1,8 (1,3)	44,4 (23,9)	7,9 (6,9)	2,3 (2,0)	11,9 (5,4)

III.3. Paramètres des polytopes

Une différence significative a été mise en évidence entre l'isotropie du PFM et du PFMS (PFM : 0,92 (0,04) vs. PFMS : 0,98 (0,01), $p < 0,05$).

Concernant l'angle formé entre le plus grand axe de chaque polytope, on retrouve une différence de $5,5^\circ$ ($2,3^\circ$) et une différence de $17,1^\circ$ ($4,3^\circ$) et $18,7^\circ$ ($4,8^\circ$) entre l'axe longitudinal de l'avant-bras et l'axe principal du PFM et du PFMS respectivement.

Le volume (N^3) du PFM et du PFMS ne présente pas de différences significatives (PFM : $4,3 \times 10^7$ ($2,7 \times 10^7$) vs. PFMS : $2,9 \times 10^7$ ($1,1 \times 10^7$), $p > 0,05$) contrairement aux forces maximales (PFM : 509,6 (118,4) N vs. PFMS : 627,9 (73,3) N, $p < 0,05$) qui sont à nouveau surestimées.

La RMSE entre le PFM et le PFMS le long des huit directions décrites dans la section précédente sont présentés dans le Tableau 14.

De plus, la RMSE totale entre les deux polytopes a également été calculée et représentée sous la forme d'une sphère avec un gradient de couleur permettant ainsi de visualiser rapidement les directions de l'espace dans lesquels les différences sont les plus importantes (Figure 53). La RMSE globale moyenne est de 52,9 (22,4) N avec des variations comprises entre 0,8 (0,9) N et 248,5 (63,5) N avec sur la sphère des valeurs inférieures à 50N, entre 50N et 100N et supérieur à 100N représentant 52,9%, 34,2% et 12,9% de la surface de la sphère respectivement sur l'ensemble de notre échantillon.

IV. Discussion

Le but de cette étude a été de modéliser les CGF au moyen du PFMS et de le comparer au PFM. Cette validation a porté sur plusieurs indices dérivés de ces polytopes. Le travail présenté complète des études conduites dans le même domaine mais avec un modèle musculosquelettique plus complexe, une représentation en 3D et un algorithme de calcul plus rapide et plus simple à mettre en place que les méthodes d'optimisation existantes (*Carmichael et Liu, 2013; Komura et al., 1999*). De plus, il permet également d'éviter de calculer toutes les combinaisons possibles d'activations musculaires qui seraient au nombre de 2^{29} pour le modèle considéré.

Comparées à des études ayant réalisées des mesures de force du membre supérieur pour des postures relativement proches (*Jan Nijhof et Gabriel, 2006; Oshima et al., 2000*), les mesures effectuées lors de ce protocole expérimental présentent une distribution

anisotropique similaire avec des forces antéropostérieures beaucoup plus importantes que celles dans la direction médio-latérale. On peut bien s'en rendre compte en observant la Figure 52 qui représente le PFM en rouge et le PFMS en bleu.

Dans le cas du PFM et du PFMS, l'isotropie est toujours supérieure à 0.92 suggérant clairement une forme similairement allongée (Figure 52). Les résultats montrent une isotropie significativement inférieure du PFM par rapport au PFMS (PFM : 0.92 (0.04) vs. PFMS : 0.98 (0.01), $p < 0,05$). Même si une différence significative est ici reportée, les valeurs restent relativement proches.

Pour le volume des polytopes exprimés en N^3 , aucune différence significative n'a été reportée semblant démontrer une bonne estimation des capacités globales de génération de force. Cependant cette conclusion doit être nuancée du fait de la variabilité plus importante du PFM comparée au PFMS.

L'angle formé entre l'axe principal de chaque polytope permettant d'estimer l'orientation globale des CGF fournit ici la meilleure estimation tous modèles confondus avec un angle moyen $5,5 (2,3)^\circ$ suggérant une bonne estimation de ce paramètre avec une variabilité faible entre les sujets.

Si on considère maintenant les résultats relatifs aux erreurs RMS calculées selon 8 directions différentes (haut, bas, avant, arrière, intérieur et extérieur) présentées dans le (Tableau 14) le PFMS fournit une bonne estimation de l'amplitude des forces selon ces directions exceptées pour "Axe arrière" avec une RMSE supérieure à 200N (207.4 (112.3) N). De plus, sur l'ensemble de l'échantillon, on remarque que les directions sur les sphères représentant une RMSE supérieure à 100N représentent seulement 12% de la surface totale.

Dans le Tableau 15, nous proposons un récapitulatif des données intéressantes concernant les valeurs d'angles et de RMSE de cette étude et de celle du chapitre III. Les résultats suggèrent qu'on obtient un niveau de prédiction des CGF équivalent avec PFMS comparé au PFB. L'utilisation d'un modèle musculosquelettique et d'une méthode de mise à l'échelle très simple (*Correa et Pandy, 2011*) permettent de s'affranchir de plusieurs heures d'acquisitions de couples articulaires. De plus, les paramètres de géométrie musculaire inclus pourraient permettre d'obtenir un niveau équivalent de précision, quelle que soit la posture, ce qui lui confère un avantage indéniable.

Tableau 15 : Récapitulatif des données d'angles entre les axes principaux et des erreurs RMS de l'étude précédente (EFB et PBS vs PFM) et actuelle (PFMS vs PFM)

	Sphere RMSE (%)			Angles (°)	RMSE moyenne	RMSE max
	< 50N	50 - 100N	> 100N			
EFB vs PFM	39,7	33,6	26,8	7,4	72,8	244,0
PFB vs PFM	56,2	28,3	15,4	9,3	56,4	305,6
PFMS vs PFM	52,9	34,2	12,9	5,5	52,9	248,5

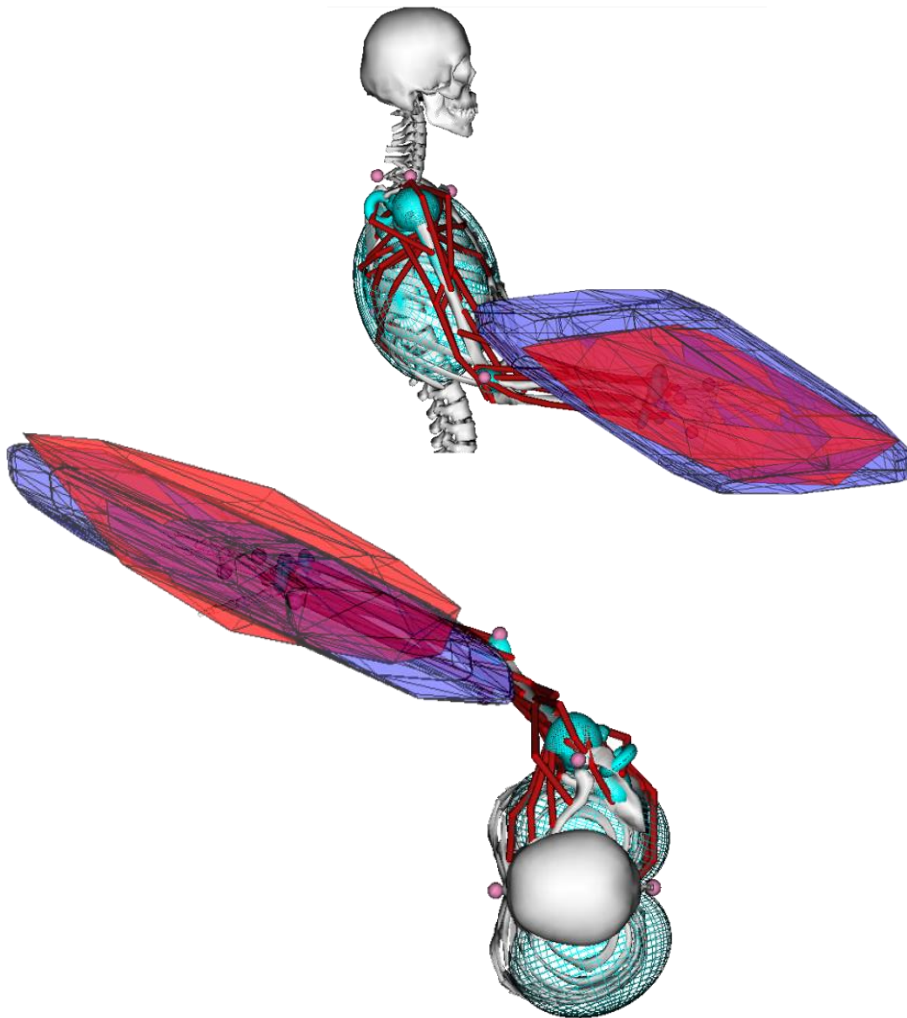


Figure 52 : Représentation pour un sujet de la posture considéré et du PFM (en rouge) et du PFMS (en bleu) pour deux points de vue différents.

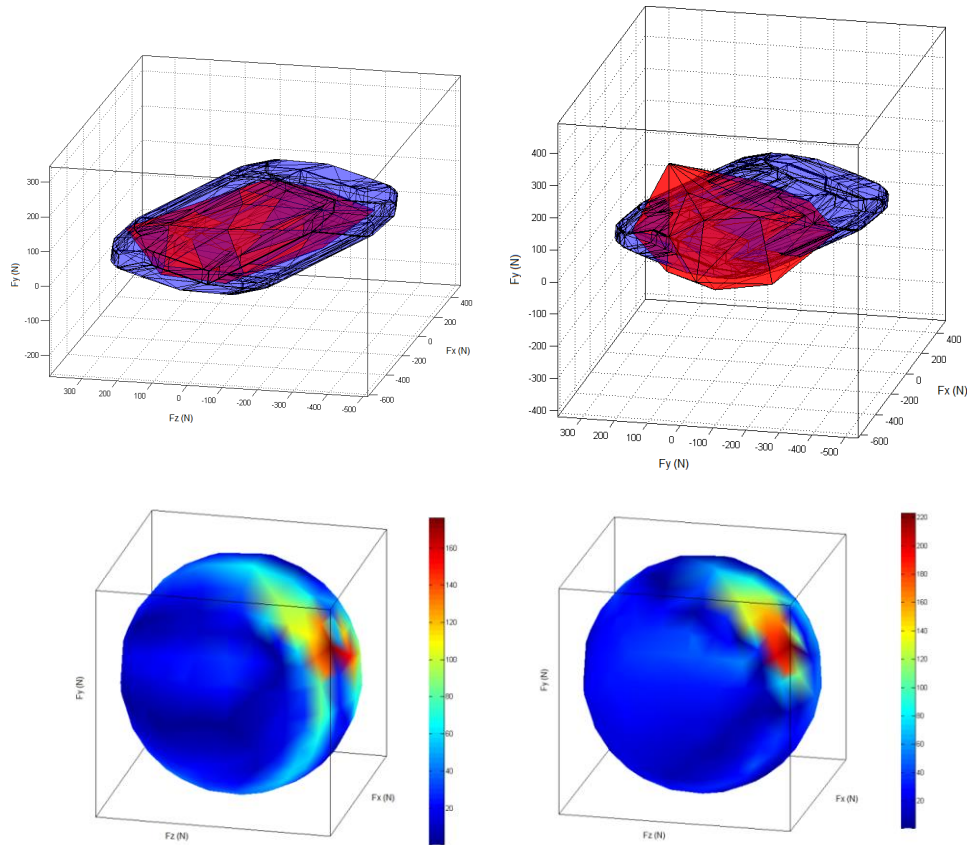


Figure 53 : Représentation pour deux sujets du PFM (en rouge) et du PFMS (en bleu) ainsi que les sphères à gradient de couleur correspondantes représentant la RMSE en fonction de la direction considérée.

Plusieurs raisons peuvent expliquer la surestimation des forces avec le PFMS principalement dans la direction "Axe arrière". Premièrement, cette région correspond particulièrement à la ligne d'action du groupe musculaire des biceps et il est possible que le bras de levier ou encore la force isométrique maximale de ces muscles soit un peu surestimée par rapport à la réalité. En effet, les données intégrées dans ces modèles proviennent de mesures effectuées sur des cadavres et non représentatives des conditions in vivo (*Belanger et McComas, 1981; Murray et al., 2000*). De plus, il a été démontré que les fléchisseurs du coude sont difficiles à recruter en condition isométrique maximale. L'activation volontaire du brachioradialis atteint un niveau de 91,5% de sa valeur maximale lorsque le biceps brachial est lui activé se situe à un niveau de 99,1% selon l'étude de *Allen et al. (1998)*.

L'avantage du PFMS réside aussi dans le fait qu'il permet de prendre en compte une déficience musculaire. Cette dernière souvent observée dans le cas des AVC, des paralysies cérébrales ou des lésions médullaires (*Koshland et al., 2005*), est accompagnée des synergies

musculaires altérées dont on pourrait étudier l'impact sur les CGF en considérant les patterns d'activations musculaires.

Les résultats proposés sont encourageants. Cependant plusieurs limitations ont été identifiées et qui si elles sont levées permettront d'obtenir un niveau d'estimation encore meilleur.

La première d'entre elles et certainement la plus importante concernent l'utilisation d'un modèle musculosquelettique générique et la méthode de mise à l'échelle des forces musculaires des UMT qui se base sur la masse du sujet et la longueur des muscles (*Correa et Pandy, 2011*). Bien qu'intéressante et facile à mettre en œuvre, elle ne prend pas en compte la condition physique du sujet ni des facteurs comme la fatigue. De plus, en fonction de l'âge, du genre, du niveau d'entraînement ou d'éventuelles pathologies, deux individus ayant les mêmes caractéristiques anthropométriques (poids, taille) auront une production de forces différentes. Ceci explique la plus grande variabilité du PFM comparé à celle du PFMS.

La géométrie des modèles musculosquelettiques et plus particulièrement celle des points d'insertion des muscles sur les os peut varier d'un sujet à l'autre. Les bras de levier des muscles seront alors différents et par conséquent la production de couples articulaires aussi. *Choi et al. (1992)* démontrent que dans certains modèles musculosquelettiques (notamment ceux basés sur "Visible Human Project" (*Garner et Pandy, 2001*), l'activité du deltoïde antérieur est souvent sous-estimée lors de mouvement simple comme l'abduction ou l'élévation de l'épaule. Des erreurs d'estimation des bras de levier étant à l'origine des variations d'activité du deltoïde antérieur. Le modèle utilisé dans la présente étude bien que validé (*Holzbaur et al., 2005*) peut certainement induire des erreurs d'estimation de certains paramètres musculosquelettiques. En effet, si on considère la flexion-extension du coude, on retrouve dans la posture étudiée un couple articulaire de flexion systématiquement égal à environ le double de celui d'extension. Les données présentées dans le chapitre III et dans une étude précédente effectuée au laboratoire (*Hernandez et al., 2016*) sont en contradiction avec ce résultat. Cette différence peut être due à plusieurs facteurs :

1) aux bras de levier d'un ou plusieurs muscles agissant sur la flexion-extension du coude erroné,

2) aux forces maximales isométriques de ces mêmes muscles qui ont mal été évaluées (données provenant de cadavre),

3) la difficulté à recruter volontairement les fléchisseurs du coude au maximum (*Allen et al., 1998*).

Pour toutes ces raisons, il apparaît important de mieux personnaliser ces deux paramètres afin de rendre les modèles musculosquelettiques plus fidèles à la réalité. Ceci passe par l'utilisation de méthodes de personnalisation plus sophistiquées recours, par exemple, à des systèmes d'imagerie (*Valente et al., 2014*) ou à des méthodes d'identification (*Hayashibe et al., 2011*).

Une autre limitation est liée au fait que les différentes méthodes décrites n'intègrent pas, pour le moment, de facteur de co-contraction qui réduirait l'amplitude des forces calculées. En effet, dans le modèle proposé, les activations musculaires sont binaires (0 ou 1) ce qui n'est peu plausible étant donné le fait que des muscles agonistes et antagonistes peuvent être actifs simultanément. Ainsi, l'intégration de ce facteur de co-contraction pourrait amener à une meilleure estimation spécialement dans les directions où les amplitudes sont les plus importantes ("Axe avant", "Axe arrière").

La dernière limitation concerne le moment généré sur la poignée par la main appelée le "Moment de force de la prise" (*Xu et al., 2012*) qui est dépendant de la direction. Il a été démontré que, même sans instruction explicite, ce moment était naturellement généré lorsque l'on demande à une personne de réaliser une production de force sur une poignée. Ainsi, le PFM peut alors ne pas estimer correctement la production de force dans certaines directions. Ainsi, il n'existe pas de manière simple de l'estimer afin d'en proposer une compensation. Dans l'optique d'éviter au maximum cette contribution, les sujets ont reçu l'instruction d'éviter au maximum de réaliser une quelconque rotation de la poignée.

Malgré ces quelques limitations, les modèles musculosquelettiques permettent de fournir une estimation qui reflète de manière satisfaisante les CGF.

V. Conclusion

Dans cette étude, le PFMS, un nouveau formalisme de prédiction des CGF basé un modèle musculosquelettique du membre supérieur droit a été proposé. Ensuite, celui-ci a été comparé avec succès au PFM et à un autre algorithme existant.

Malgré quelques limitations du modèle proposé et du protocole expérimental, les résultats nous semblent encourageants pour des applications dans différents domaines tels que l'ergonomie, la biomécanique ou encore la robotique d'assistance. Dans la suite de cette thèse, la méthode présentée dans ce chapitre va maintenant être appliquée dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant en considérant un modèle plus complexe du tronc et du membre supérieur comprenant 10 ddls et 56 muscles.

Chapitre V

Chapitre V : Application à la propulsion en fauteuil roulant manuel

Ce chapitre présente la troisième étude expérimentale qui porte sur l'application du PFMS à la propulsion en FRM à mains courantes. Le modèle musculosquelettique considéré, plus complexe que celui du chapitre III, comprend 10 ddls et 56 muscles présents entre le pelvis, le tronc et membre supérieur.

Le protocole expérimental consiste à mesurer le mouvement et les efforts appliqués sur la main courante d'un FRM installé sur un ergomètre à rouleaux. L'acquisition des données cinématiques s'effectue via un système optoélectronique alors que les efforts ont été obtenus grâce à une roue instrumentée. Deux conditions d'intensité ont été considérées : maximale et sous maximale. Pour chacune d'elles, 5 consignes de vitesses sont imposées : 60, 80, 100, 120 et 140% de la fréquence librement choisie (FLC) cette dernière étant déterminée à partir de deux minutes d'enregistrements pendant lesquelles les sujets propulsent le FRM sans consigne particulière.

L'objectif est de comparer l'orientation de l'axe principal du PFMS avec la direction de la force appliquée en 3D et ainsi mettre en évidence dans quelle mesure le PFMS peut expliquer la direction d'application des efforts dans le plan sagittal et frontal. De plus, nous proposons un nouvel indice appelé "indice de performance postural" (IPP) qui correspond au rapport de la force maximale prédite par le PFMS divisée par sa composante dans la direction tangente à la roue. Ses propriétés sont ensuite corrélées à celles de l'efficacité mécanique de la force (MEF), l'un des indices biomécaniques les plus utilisés dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant manuel.

I. Introduction

Le FRM, comme moyen de déplacement, est mécaniquement peu efficace et est lié à une prévalence importante de formation de TMS du membre supérieur (*Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2001*). En effet, 64% des personnes paraplégiques ont signalé des douleurs au niveau du membre supérieur (*Sie et al., 1992*) en particulier à l'épaule et au poignet (*Cooper, 1998*). Ces troubles sont principalement dus aux amplitudes articulaires extrêmes et au caractère répétitif de la tâche (*Apple Jr et al., 1996*) avec en moyenne 1800 cycles de propulsion par heure qui engendrent des contraintes importantes sous l'acromion au niveau des tendons de la coiffe des rotateurs. Cette tâche nécessite également de développer des efforts importants qui induisent des forces de contact d'amplitude élevée notamment à l'épaule (*Van Drongelen et al., 2005*). Réduire les risques d'apparition des TMS est essentiel pour les utilisateurs de FRM afin de prévenir une dégradation supplémentaire de leur qualité de vie (*Requejo et al., 2015*). Il est alors nécessaire de concevoir un fauteuil roulant en prenant en compte la morphologie et les capacités physiques de l'utilisateur afin d'optimiser la production des efforts. Ainsi, la compréhension des forces appliquées sur la main courante en tenant compte de la posture du sujet s'avère essentielle.

La roue d'un FRM ne comporte qu'un seul ddl autour duquel s'effectue la rotation. Ainsi seule la composante tangentielle de la force appliquée sur la main courante peut la mettre en rotation (*De Groot et al., 2002a; de Groot et al., 2003*). Même si celle-ci est le facteur le plus important, les composantes médio-latérale et radiale (dirigée vers l'intérieure de la roue) interviennent également pour produire les forces de frottement nécessaires afin de pouvoir appliquer l'effort dans le plan de la roue (*Vanlandewijck et al., 2001*). Dans ce dernier, la contribution de la composante tangentielle des efforts appliquée est caractérisée par deux indices classiques : la fraction de force efficace (FEF) (*Veeger et al., 1991*) et l'efficacité mécanique de la force (MEF) (*Vanlandewijck et al., 2001*). Ils ont été définis pour évaluer l'efficacité de la propulsion. Le premier correspond au rapport de la force tangentielle, estimée à partir du moment de force enregistré autour de l'axe de la roue divisé par son rayon, et de la force totale appliquée. Le second, quant à lui, correspond au ratio de la composante tangentielle et de la force totale appliquée le tout élevé au carré. La MEF est évaluée dans le repère local de la roue. Son origine est située au centre de rotation et son axe radial est défini entre l'origine du repère et le point d'application de la force (PFA) (*Cooper et al., 1996*). Dans une revue de littérature de *Vanlandewijck et al. (2001)*, les valeurs de MEF moyennées

sur la phase de propulsion du cycle varient entre 0,21 et 0,79 et celles de FEF entre 0,46 et 0,81. Ces variations sont dues aux différents niveaux de lésion médullaire et/ou conditions de vitesse. Ces valeurs relativement faibles s'expliquent par le fait que l'effort exercé par les sujets n'est pas tangent à la roue, mais dirigé vers l'intérieure (*Vanlandewijck et al., 2001*).

Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre I, certaines études ont émis l'hypothèse, à laquelle nous adhérons, que la posture du sujet conditionne l'effort appliqué et qu'une valeur élevée de MEF ou FEF n'est pas nécessairement le signe d'une propulsion efficace au niveau articulaire.

La MEF est un indice plus pertinent, car il n'est pas influencé par le moment de préhension généré sur la main courante. Lorsque celui-ci est important et qu'il est associé à une force de faible amplitude, la valeur estimée de la force tangentielle équivalente peut dépasser celle de la force totale mesurée. Dans ce cas, la valeur de la FEF est incohérente. L'étude de *Koontz et al. (2004)* a quantifié ce moment qui, selon la vitesse peut être équivalent à 14,2 (6,2) % (vitesse faible) et 10,8 (5,3) % (vitesse haute) de celui appliqué autour de l'axe de la roue.

La MEF et la FEF varient au cours du cycle de propulsion (*Jacquier-Bret et al., 2013; Rankin et al., 2010*) ce qui signifie que certaines postures sont plus appropriées que d'autres pour produire une force tangentielle. Dans le cadre de la propulsion en FRM, une augmentation de cette composante signifie que l'efficacité mécanique de la propulsion est plus importante. Cependant, leur augmentation n'indique pas nécessairement une "efficacité brute" (gross efficiency - GE) plus importante ce qui constitue une limitation de ces indices. En effet, l'étude de *de Groot et al. (2002b)* propose un système visuel pour inciter les sujets à générer un effort le plus tangentiel possible à la roue. L'augmentation de la FEF induit une diminution de GE définie par le rapport de la puissance développée sur la dépense d'énergie métabolique correspondante. Ces travaux rejoignent ceux de *Bregman et al. (2009)* qui au moyen d'un modèle musculosquelettique mettent en évidence un "coût physiologique" supérieur de 30% lorsque la force est appliquée de manière tangentielle à la roue. Ce coût correspond à la somme du carré des quotients des forces musculaires générées sur la force maximale correspondante. Cette augmentation serait due à une cocontraction plus importante des fléchisseurs et extenseurs du coude et une augmentation de la force générée au niveau de l'épaule. Ce résultat explique la diminution de GE, car l'effort généré par l'ensemble des muscles est alors plus important.

L'inconvénient des indices précédents est qu'ils réduisent le sujet à la force ou au moment qu'il génère sur la main courante sans tenir compte de la posture qu'il adopte ou de ses caractéristiques musculosquelettiques. Ainsi, si le comportement optimum semble correspondre au fait d'exercer des efforts tangents à la roue, le lien avec la posture du sujet est totalement absent. Ce dernier est d'autant plus important étant donnée l'anisotropie des CGF observées expérimentalement. De ce fait, l'utilisation d'indices mécaniques indépendants du sujet ne permettent pas d'expliquer complètement son comportement moteur. Il est alors pertinent de considérer des indices tels que ceux proposés dans ce mémoire. En effet, *Valero-Cuevas et al. (2003)* a émis l'hypothèse que lors d'un effort isométrique important le système musculosquelettique génère une force orientée dans la direction de l'optimum postural plutôt que dans celle de la tâche afin de réduire les contraintes subies par le système musculosquelettique. Sur la base d'informations relatives aux CGF, on peut tester l'hypothèse selon laquelle les efforts exercés correspondent à l'optimum postural si les contraintes de la tâche le permettent. Si elle est vérifiée, les formalismes proposés seront d'un grand intérêt dans le cadre de la conception des FRM, de la définition de leurs réglages afin de réduire les charges subies et le risque d'apparition de TMS.

Certaines études, décrites dans le chapitre I, ont porté sur le lien entre les CGF associés à la posture et la force appliquée (*Jacquier-Bret et al., 2013; Sasaki et al., 2011*). Elles ont recours à des modèles articulaires (*Chiacchio et al., 1997; Sasaki et al., 2011; Yoshikawa, 1985b*). Certaines utilisent des couples de norme unitaire (*Jacquier-Bret et al., 2013*) ou mesurés (sans précision de la vitesse angulaire) qui nécessitent des protocoles expérimentaux lourds (*Sasaki et al., 2011*). La mise en œuvre d'un modèle musculosquelettique semble donc très pertinente pour pallier ces manques. En effet, des indices posturaux basés sur ce type de modélisation (*Delp et al., 2007; Holzbaur et al., 2005*) pourraient être plus précis et appropriés pour expliquer l'orientation de la force appliquée lors de la propulsion en FRM. Ces indices s'ils étaient validés permettraient alors de trouver le meilleur compromis entre la posture de l'utilisateur, les capacités physiques, les nécessités de déplacement et les contraintes subies par le système musculosquelettique.

Dans ce cadre, l'objectif de la présente étude est double. Le premier objectif est de développer et de valider un nouvel indice appelé indice de performance posturale (IPP) sur la base des CGF déterminées à l'aide du PFMS. Aussi, nous émettons l'hypothèse que les fluctuations de l'IPP permettent d'expliquer celles de la MEF et donc qu'elles renseignent sur la force appliquée lors de la propulsion en FRM en incluant de manière plus complète le sujet

dans l'analyse. Le second objectif consiste à analyser l'angle entre l'axe principal du PFMS et la force appliquée sur la main courante. Nous cherchons ainsi à évaluer la capacité du PFMS à caractériser le comportement moteur du sujet en comparant la direction des forces exercées et celle de l'optimum postural. Nous émettons l'hypothèse que la direction des efforts mesurés est proche de l'optimum postural. Dans la suite de ce chapitre, nous détaillons le protocole expérimental adopté, les résultats et leur discussion.

II. Matériels et méthodes

II.1. Sujets

L'échantillon est constitué de 11 participants (1 femme et 10 hommes) (Tableau 16). Aucun ne souffre de pathologie du membre supérieur qui pourrait affecter leurs capacités à effectuer la propulsion en FRM dans les conditions requises du protocole. L'ensemble des sujets a donné son consentement écrit pour participer à l'expérience, conformément à la déclaration d'Helsinki relative à l'expérimentation sur des sujets humains. De plus, l'intégralité du protocole expérimental, des données mesurées, du matériel utilisé leur ont été préalablement présentés.

Il est à noter qu'un sujet masculin a été retiré de l'étude, du fait de l'incohérence des données mesurées par la roue instrumentée.

Tableau 16 : Caractéristiques anthropométriques des participants (moyenne (écart-type)).

	Âge (ans)	Taille (m)	Masse (kg)
Sujets masculins (n = 9)	27,4(7,4)	176,4(4,7)	75,1(9,1)
Sujet féminin (n = 1)	28,0	174,0	57,0

II.2. Modèle musculosquelettique

Pour calculer les CGF, le modèle musculosquelettique OpenSim (*Delp et al., 2007*) du corps entier a été utilisé. Il combine ceux du membre inférieur et du tronc (*Delp et al., 1990*) et celui du membre supérieur (*Holzbaumer et al., 2005*). $p = 56$ muscles ont été considérés dont 50 sur le membre supérieur et le tronc et 6 entre le tronc et le pelvis. Le modèle retenu comprend quatre articulations reliant la ceinture pelvienne, l'épaule, le coude et le poignet avec un total de 10 ddl dont 3 à l'épaule (plan d'élévation, angle d'élévation et rotation axiale), 2 au coude (flexion/extension et rotation de l'avant-bras) et 2 au poignet (flexion/extension et

déviations ulnaire/radiale). Les séquences de rotation utilisées dans le modèle sont conformes aux recommandations de l'ISB (*Wu et al., 2005*). De plus, le mouvement du tronc par rapport au pelvis est représenté par trois rotations (inclinaison latérale, rotation axiale et flexion/extension).

Le modèle OpenSim a été manipulé via le logiciel Matlab au travers d'une interface dédiée (API) (*Delp et al., 2007*). La cinématique inverse, la mise à l'échelle géométrique et des forces musculaires du modèle ainsi que le calcul du PFMS ont été réalisés de la même manière que dans le chapitre IV.

II.3. Matériel

Pour les mesures cinématiques, le système OQUS 400 (Qualisys AB, Suède, Gothenburg) composé de huit caméras a été utilisé à une fréquence d'acquisition de 200Hz.

Les données d'efforts appliquées sur la main courante droite du fauteuil ont été enregistrées avec un capteur SmartWheel[®] (Three Rivers Holdings, Mesa, AZ) (*Asato et al., 1993*). Ce système permet de recueillir les données 3D de force et de moment appliqués sur la main courante dans le repère lié au laboratoire (global). En effet, la roue instrumentée contient un encodeur magnétique qui permet de connaître l'angle de rotation et ainsi de convertir les efforts du repère local de la roue au repère global. Les composantes des efforts enregistrés sont F_x – antéropostérieur, F_y - vertical vers le haut, F_z – médiolatéral et M_x , M_y et M_z les moments autour de ces axes respectivement. La fréquence d'acquisition est de 240Hz. Les données sont reçues en temps réel et exportées au format .csv au moyen du logiciel fourni par le fabricant. Afin de vérifier le bon étalonnage de l'angle fourni par le capteur magnétique, le torseur résultant des efforts a été recalculé dans le repère global à partir des données brutes des trois capteurs espacés de 120° (Figure 54) et de la cinématique de la roue obtenue à partir de marqueurs réfléchissants attachés sur sa structure. Les calculs utilisés sont les suivants :

$$\begin{aligned}
 F_x &= M_{F_x} \times (\text{Ch}_1 \times \sin(\theta) + \text{Ch}_3 \times \sin(\theta + 120) + \text{Ch}_5 \times \sin(\theta + 240)) + B_{F_x} \\
 F_y &= M_{F_y} \times (\text{Ch}_1 \times \cos(\theta) + \text{Ch}_3 \times \cos(\theta + 120) + \text{Ch}_5 \times \cos(\theta + 240)) + B_{F_y} \\
 F_z &= M_{F_z} \times (\text{Ch}_2 + \text{Ch}_4 + \text{Ch}_6) + B_{F_z} \\
 M_x &= M_{M_x} \times (\text{Ch}_2 \times \sin(\theta) + \text{Ch}_4 \times \sin(\theta + 120) + \text{Ch}_6 \times \sin(\theta + 240)) + B_{M_x} \\
 M_y &= M_{M_y} \times (\text{Ch}_2 \times \cos(\theta) + \text{Ch}_4 \times \cos(\theta + 120) + \text{Ch}_6 \times \cos(\theta + 240)) + B_{M_y} \\
 M_z &= M_{M_z} \times (\text{Ch}_1 + \text{Ch}_3 + \text{Ch}_5) + B_{M_z}
 \end{aligned} \tag{77}$$

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} M_{F_x} & B_{F_x} \\ M_{F_y} & B_{F_y} \\ M_{F_z} & B_{F_z} \\ M_{M_x} & B_{M_x} \\ M_{M_y} & B_{M_y} \\ M_{M_z} & B_{M_z} \end{bmatrix} \quad (78)$$

Avec Ch_i ($i = 1, 2, \dots, 6$) les données fournies par les 6 canaux de la roue (2 par capteurs), θ l'angle en degrés formé entre le capteur 1 (Figure 54) et l'horizontal. \mathbf{K} représente la matrice contenant les constantes de calibrage (M) et les offsets (B) spécifiques à la roue.

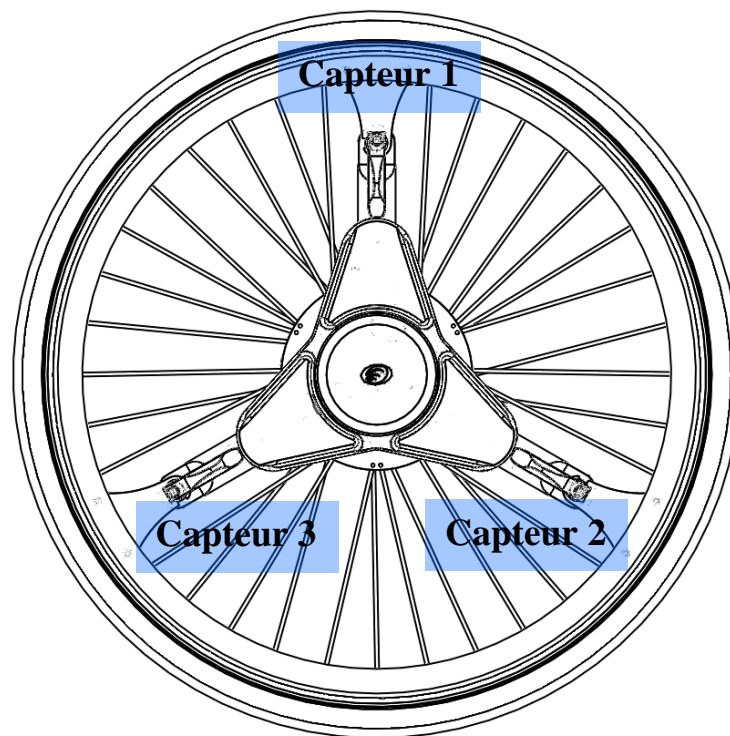


Figure 54 : Vue de la roue instrumentée SmartWheel® dans le plan sagittal

Le fauteuil a été fixé au moyen de 3 sangles sur un ergomètre composé de deux rouleaux indépendants conçus par le laboratoire et utilisé dans une autre étude (*Louis et Gorce, 2010*). Le diamètre de la roue est de 0,592m et celui de la main courante de 0,534m. La hauteur du fauteuil roulant a été ajustée pour obtenir un angle de flexion du coude compris entre 100° et 120° lorsque la main est placée au sommet de la main courante (*Cooper, 1998*).

Les données cinématiques et cinétiques ont été synchronisées de manière externe. A la fin de chaque mesure, les sujets appliquaient trois efforts brefs sur la main courante chacun suivis d'un lâcher le plus rapide possible. La chute brutale de la norme de la force et l'augmentation de la vitesse de déplacement des marqueurs nous ont permis d'effectuer cette opération.

Un seuil de 1 N.m est fixé afin d'effectuer la segmentation des phases de propulsion dans le cycle complet (*Lenton et al., 2013*). Les débuts et fin de chaque phase sont identifiés, respectivement, lorsque le moment généré autour de l'axe de la roue (M_z) dépasse ou passe en dessous du seuil.

Pour chaque cycle, la cinématique du tronc et du membre supérieur a été normalisée au moyen d'une interpolation spline cubique sur 101 points. Pour un essai, l'ensemble des cycles a été moyenné. Par contre, les forces appliquées sur la main courante ont également été normalisées de la même façon, mais conservées pour chaque cycle. En effet, le calcul de la matrice Jacobienne et l'extraction de celle des bras de leviers musculaires au moyen de l'API Matlab est très coûteux en temps. Pour une posture donnée, ce calcul dure plus de 300 s. Si ces paramètres avaient été calculés individuellement pour chaque instant du cycle, pour tous les sujets le calcul aurait duré 3 mois sans compter la détermination du PFMS.

Ainsi, pour chaque essai les instants correspondants à 10, 30, 50, 70 et 90% de l'angle de poussée ont été considérés. L'angle a été préféré au temps, car la vitesse angulaire augmentant en cours de cycle, une représentation temporelle aurait moins bien rendu compte de la seconde partie du cycle lors de la phase de poussée. La synchronisation externe peut dans certains cas induire un léger décalage de quelques millisecondes (<10) qui rend incohérente l'analyse à l'instant de prise et de lâcher de la main courante. Nous avons donc choisi de réaliser les analyses de 10 à 90% du cycle.

II.4. Placement des marqueurs

Les marqueurs ont été placés par le même expérimentateur selon les recommandations de l'ISB (*Wu et al., 2005*). Leurs positions sont similaires à celles adoptées lors des deux protocoles expérimentaux précédents avec l'ajout de 5 marqueurs supplémentaires pour une meilleure représentation du mouvement de l'ensemble du complexe de l'épaule (Tableau 17).

Tableau 17 : Position anatomique des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc lors de la propulsion en fauteuil roulant

<i>Marqueurs</i>	<i>Repère anatomique</i>
C7	Processus spinal de la 7ème vertèbre cervicale
T8	Processus spinal de la 8ème vertèbre thoracique
SN	Point profond de l'incisure jugulaire du sternum
XP	Processus xiphoïde sternal
SC	Articulation acromio-claviculaire
TS	Extrémité médiale de l'épine de la scapula
AI	Angle inférieur de la scapula
AA	Angle acromial
PC	Processus coracoïde
ACL, ACR	Point saillant gauche et droit de l'articulation acromio-claviculaire
EM, EL	Épicondyles médial et latéral de l'humérus
RS, US	Processus styloïdes radial et ulnaire
M2, M5	Extrémité distale du 2ème et du 5ème métacarpe
MM3	Milieu du 3ème métacarpe
FA1, FA2, FA3	Marqueurs techniques de l'avant-bras
F1, F2, F3	Marqueurs techniques du bras

Les données de marqueurs ont été filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 6Hz comme présenté dans le chapitre II (*Winter, 1990*).

II.5. Protocole expérimental

La procédure expérimentale suivante a été mise en œuvre en suivant les recommandations de d'études précédente (*Goosey et al., 2000; Lenton et al., 2013*). Les participants ont exécuté des cycles de propulsion en FRM à intensités sous-maximale et maximale selon 5 fréquences différentes. Ces dernières correspondent à 60, 80, 100, 120, 140% de la fréquence librement choisie (FLC) déterminée à partir de 2 min d'enregistrement, présentées comme un échauffement, pendant lesquelles aucune instruction spécifique n'a été imposée aux sujets.

Afin de faire respecter les conditions de fréquence, un métronome audiovisuel sur téléphone portable est ensuite utilisé afin de permettre aux sujets d'adopter le rythme adéquat. Chacune des conditions a été réalisée dans un ordre différent pour chaque sujet afin de minimiser l'effet de la fatigue ou de l'apprentissage.

Après un échauffement de 5 min, chaque condition a été imposée pour une durée totale de 2 min. La première minute constituait la période d'adaptation à la fréquence imposée suivie d'une minute d'enregistrement des données cinématiques et cinétiques. Entre chaque essai, 5 min de repos était accordées, période pendant laquelle la roue était recalibrée.

Les différentes conditions de fréquence et d'intensité ont été choisies pour répondre aux hypothèses suivantes 1) une augmentation de la fréquence de propulsion devrait éloigner les efforts appliqués de l'optimum postural. En effet, plus la vitesse augmente et plus on s'éloigne de l'hypothèse d'isométrie utilisée pour évaluer le PFMS, 2) les efforts appliqués à intensité maximale devraient être plus proches de l'optimum postural selon *Valero-Cuevas et al. (2003)*.



Figure 55 : Dispositif expérimental de mesure des efforts appliqués sur la main courante lors de la propulsion en FRM.

II.6. Efficacité mécanique de la force (MEF)

La MEF (*Boninger et al., 1997*) est un indice basé sur la considération de la composante tangentielle de la force appliquée sur la main courante. Cette dernière est définie dans le repère local de la roue dont les vecteurs de bases sont déterminés à partir de la connaissance de la position du centre de la roue et du point d'application de la force (PFA). Pour le déterminer, on considère d'abord le point **A** situé au milieu des marqueurs **M2** et **M5**. Alors, le PFA est situé au milieu du segment défini par **A** et **MM3** (*Cooper et al., 1996*).

La force est ensuite exprimée dans le repère local tournant de la roue (Figure 56) avec Z correspondant à l'axe entre le centre de rotation de la roue et le PFA, Y l'axe perpendiculaire à la roue vers l'extérieur et X le produit vectoriel des deux précédents. La composante X de la force exprimée dans ce repère correspond alors à la force tangentielle appliquée sur la main courante.

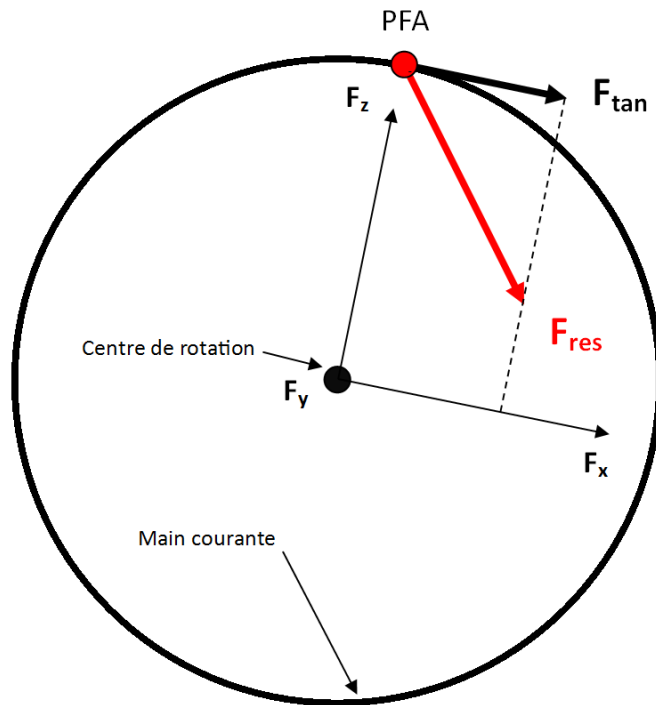


Figure 56 : Représentation schématique en vue frontale de la main courante, du PFA, du centre de rotation de la roue et du repère local associé. F_{res} correspond à la force mesurée et F_{tan} la composante tangentielle à la roue dans ce repère

La MEF est ensuite calculée comme suit :

$$MEF = \frac{F_{tan}^2}{F_{res}^2} \times 100 \quad (79)$$

Avec :

$$F_{res} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (80)$$

II.7. Indice de performance postural (IPP)

L'IPP est un indice basé sur le PFMS. Il représente le ratio entre l'amplitude de la force pouvant être générée selon l'axe préférentiel du PFMS (L_{max}) et celle le long de l'axe tangentiel à la roue au niveau du PFA (L_{tan}). Elles sont déterminées au moyen des points d'intersection entre ces deux vecteurs et l'extrémité du PFMS dans l'espace des forces (Figure 57) :

$$IPP = \frac{L_{tan}}{L_{max}} \times 100 \quad (81)$$

Si la valeur de cet indice est égale à 1, cela signifie que le sujet est dans une configuration pour laquelle il peut produire la force maximale lié à sa posture de manière tangente à la roue.

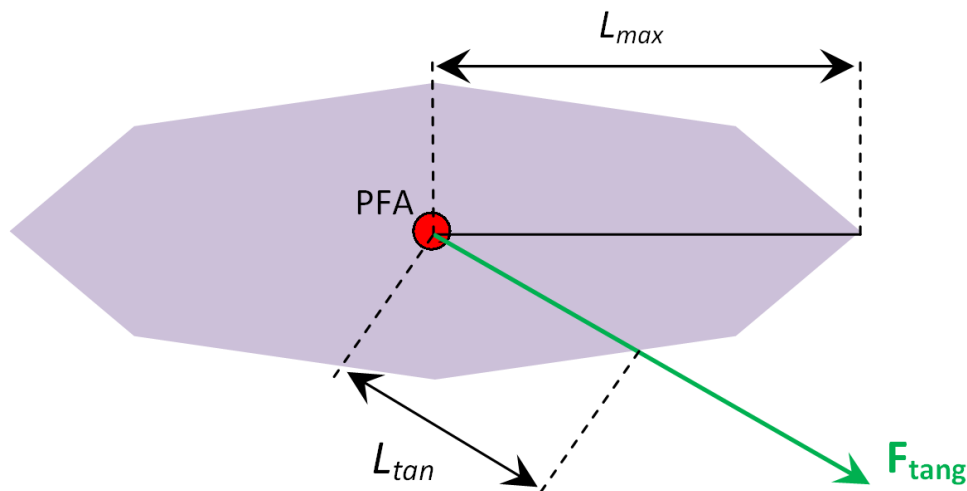


Figure 57 : Vue schématique du PFMS dans le plan de la roue. L_{max} et L_{tan} représentent la longueur entre le PFA et le bord du polytope le long de son axe principal et dans la direction tangentielle à la roue (\mathbf{F}_{tang}) respectivement.

II.8. Orientation du PFMS par rapport à \mathbf{F}_{tang} et \mathbf{F}_{res}

Les angles formés entre la force résultante appliquée sur la main courante et l'axe préférentiel du PFMS en 3D ($\theta_{o/r}$), dans le plan latéral ($\beta_{o/r}$) et frontal ($\alpha_{o/r}$) de la roue seront également analysés.

De plus, l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au niveau du PFA en 3D ($\theta_{o/t}$), dans le plan latéral ($\beta_{o/t}$) et frontal ($\alpha_{o/t}$) de la roue a également été considérée (Figure 58).

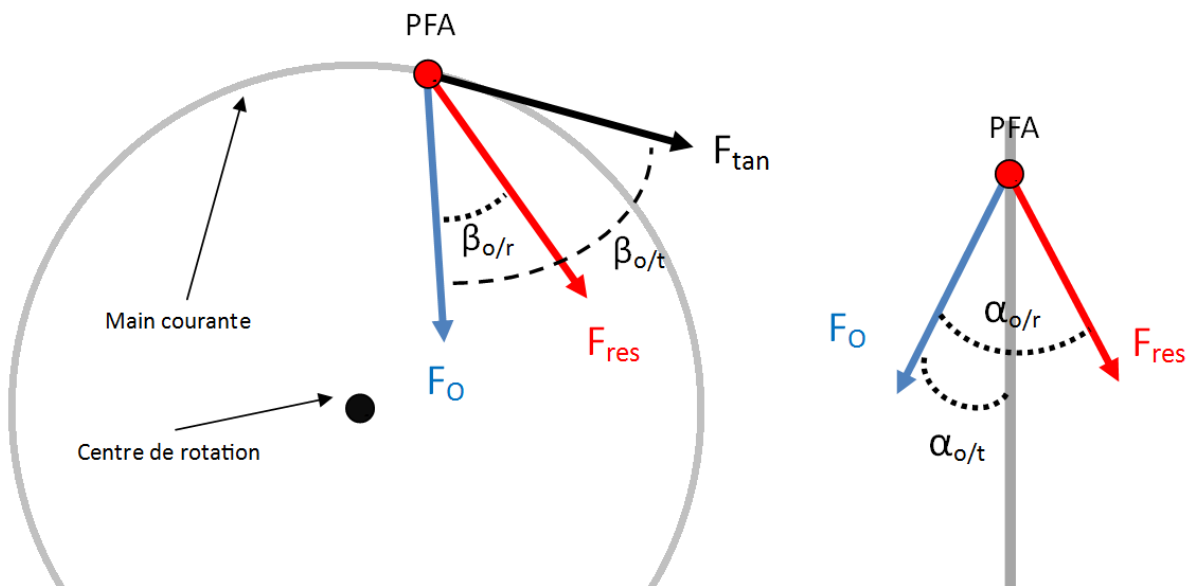


Figure 58 : Représentation dans le plan sagittal et frontal de la roue des angles considérés. \mathbf{F}_O représente l'axe préférentiel du polytope, \mathbf{F}_{res} la force appliquée sur la main courante et \mathbf{F}_{tan} la tangente à la roue.

II.9. Analyses statistiques

La normalité et la sphéricité des données ont respectivement été vérifiées au moyen du test de Shapiro-Wilk et de Mauchly. Lorsque ce dernier indique un non-respect de la sphéricité et que la valeur obtenue de ϵ est inférieure à 0,75, le facteur de correction Greenhouse-Geisser est employé. Lorsque ϵ est supérieur à 0,75, on utilise celui de Huynh-Feldt.

Afin de comparer les variables dépendantes que sont la MEF, l'IPP et les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$, $\theta_{v/r}$, $\beta_{v/r}$ et $\alpha_{v/r}$, des ANOVA à mesures répétées à trois facteurs ont été effectuées. Les variables indépendantes sont l'intensité (INT), la fréquence (FREQ) et les phases de cycle (PHASE). Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel STATISTICA 7.0 (StatSoft, OK, USA). Chaque valeur de p reporté sur les ANOVA prend en considération le non-respect de la sphéricité. Lorsque l'ANOVA révèle un effet significatif, les tests post-hoc de Tukey ont été utilisés.

Une étude de corrélation entre le MEF et l'IPP est également proposée en considérant l'ensemble des sujets pour chaque condition (INT, FREQ) afin de vérifier que le nouvel indice présenté (IPP) est bien corrélé à l'évolution de la MEF.

Pour toutes les analyses, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

III. Résultats

III.1. MEF et IPP

L'ANOVA indique un effet significatif de la variable indépendante PHASE pour la MEF et l'IPP et un effet d'interaction INT*FREQ pour l'IPP (Tableau 18). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Tukey pour la variable dépendante PHASE sont détaillés dans le Tableau 19 pour la MEF et l'IPP ($p < 0,05$). Une représentation visuelle de ces valeurs est également proposée dans la Figure 59.

Les tests statistiques montrent que ces deux indices augmentent significativement au fur et à mesure de la phase de propulsion (Tableau 19). La MEF et l'IPP augmentent de 36,3 (4,2) à 66,7 (12,0) et de 46,8 (4,2) à 60,7 (6,2) respectivement. Cependant, aucune différence n'est observée pour les variables indépendantes FREQ et INT. On ne peut néanmoins pas conclure sur l'absence d'effet, du fait de valeurs de η^2 indiquant une faible puissance des tests.

Pour l'interaction INT*FREQ, l'IPP est significativement ($p < 0,05$) plus important pour INT maximale à FREQ 140% (54,8 (8,7)) comparé à toutes les FREQ à INT sous-maximale (60% : 51,6 (7,0), 80% : 50,7 (6,3), 100% : 51,1 (6,3), 120% : 50,1 (6,1), 140% : 50,5 (6,5)) et à FREQ 60 et 80% pour INT maximale (60% : 50,6 (7,0), 80% : 50,5 (6,8)).

Tableau 18 : Résumé des valeurs de F , p et η^2 pour les ANOVA sur la MEF et l'IPP. Les effets significatifs sont reportés en rouge

		F	p	η^2
MEF	INT	F(1,9) = 0,073	0,793	0,008
	FREQ	F(4,36) = 1,776	0,199	0,165
	PHASE	F(4,36) = 63,935	< 0,001	0,877
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,878	0,178	0,173
	INT*PHASE	F(4,36) = 1,256	0,308	0,122
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,083	0,372	0,107
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,484	0,254	0,142
IPP	INT	F(1,9) = 1,382	0,27	0,184
	FREQ	F(4,36) = 1,967	0,164	0,534
	PHASE	F(4,36) = 77,322	< 0,001	1
	INT*FREQ	F(4,36) = 5,437	0,007	0,955
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,329	0,721	0,115
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,521	0,68	0,334
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,369	0,274	0,82

Tableau 19 : Moyenne (écart-type) de la MEF et de l'IPP pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.

PHASE	10% (a)	30% (b)	50% (c)	70% (d)	90% (e)
MEF moyenne (SD)	36,3 ^{b,c,d,e} (10,9)	50,6 ^{a,d,e} (11,9)	53,0 ^{a,e} (11,4)	58,5 ^{a,b,e} (10,7)	66,7 ^{a,b,c,d} (12,0)
IPP moyenne (SD)	46,8 ^{d,e} (4,2)	48,4 ^{d,e} (4,4)	49,1 ^{d,e} (4,6)	52,0 ^{a,b,c,e} (5,5)	60,7 ^{a,b,c,d} (6,2)

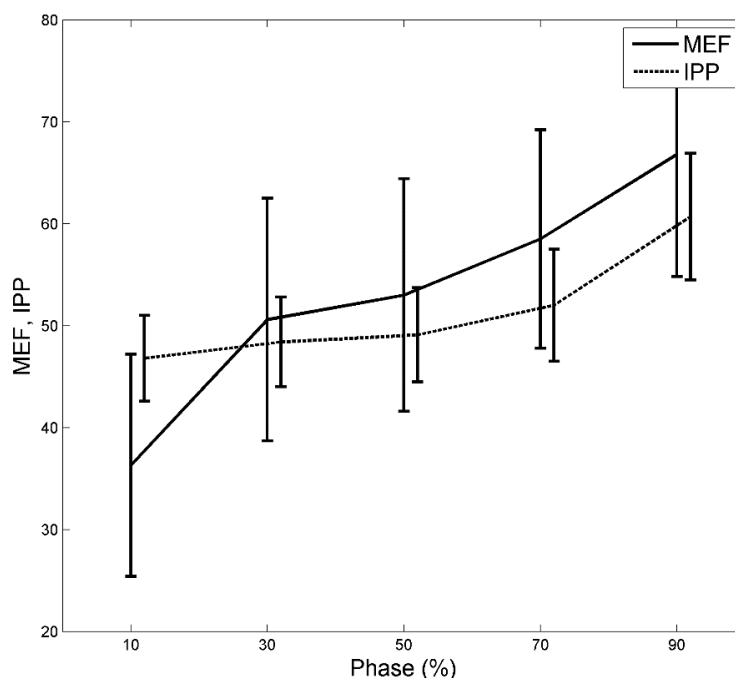


Figure 59 : Variation de MEF (trait plein) et de l'IPP (trait en pointillé) pour les 5 phases du cycle considérées

III.2. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée

Les ANOVA réalisées sur les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$ indiquent un effet significatif de la variable indépendante PHASE (Tableau 20). Tous les résultats des tests post-hoc de Tukey sont présentés dans le Tableau 21. Ces trois angles sont également représentés dans la Figure 60.

L'angle formé en 3D en début de cycle est de 54,0 (10,0)° et décroît significativement jusqu'à une valeur de 31,1 (9,8)°. Dans le plan sagittal et frontal de la roue, il varie significativement de 48,3 (11,0)° à 18,2 (11,0)° et de 33,5 (11,0)° à 25,6 (8,0)° respectivement (Tableau 23).

De plus, on note un effet significatif de la variable indépendante INT sur les angles $\theta_{o/r}$ (sous-maximale : 41,0 (13,2) vs. maximale : 45,0 (13,8), $p < 0,05$) et $\beta_{o/r}$ (sous-maximale : 31,8 (16,0) vs. maximale : 35,8 (17,2), $p < 0,05$) (Tableau 20).

Tableau 20 : Résumé des valeurs de F , p et η^2 pour les ANOVA sur les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$. Les effets significatifs sont reportés en rouge

		F	p	η^2
$\theta_{o/r}$	INT	F(1,9) = 12,405	0,006	0,58
	FREQ	F(4,36) = 1,07	0,369	0,106
	PHASE	F(4,36) = 75,573	< 0,001	0,894
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,693	0,209	0,158
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,39	0,591	0,042
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,489	0,241	0,142
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 2,237	0,094	0,199
$\beta_{o/r}$	INT	F(1,9) = 21,39	0,001	0,704
	FREQ	F(4,36) = 1,554	0,236	0,147
	PHASE	F(4,36) = 102,834	< 0,001	0,92
	INT*FREQ	F(4,36) = 2,335	0,13	0,206
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,244	0,727	0,026
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,643	0,192	0,154
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,371	0,27	0,132
$\alpha_{o/r}$	INT	F(1,9) = 1,786	0,214	0,166
	FREQ	F(4,36) = 0,489	0,642	0,052
	PHASE	F(4,36) = 5,238	0,025	0,368
	INT*FREQ	F(4,36) = 0,468	0,661	0,049
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,979	0,379	0,098
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,964	0,434	0,097
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,122	0,349	0,111

Tableau 21 : Moyenne (écart-type) de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force résultante pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.

<i>PHASE</i>	<i>10% (a)</i>	<i>30% (b)</i>	<i>50% (c)</i>	<i>70% (d)</i>	<i>90% (e)</i>
$\theta_{o/r}$ moyen (SD)	54,0 ^{c,d,e} (10,0)	52,4 ^{c,d,e} (10,3)	43,6 ^{a,b,d,e} (10,4)	35,6 ^{a,b,c} (10,4)	31,1 ^{a,b,c} (9,8)
$\beta_{o/r}$ moyen (SD)	48,3 ^{c,d,e} (11,0)	47,1 ^{c,d,e} (11,2)	34,2 ^{a,b,d,e} (11,3)	19,9 ^{a,b,c} (10,5)	18,2 ^{a,b,c} (11,0)
$\alpha_{o/r}$ moyen (SD)	33,5 ^e (11,0)	31,2 ^e (11,8)	32,0 ^e (11,4)	32,3 ^e (10,4)	25,6 ^{a,b,c,d} (8,0)

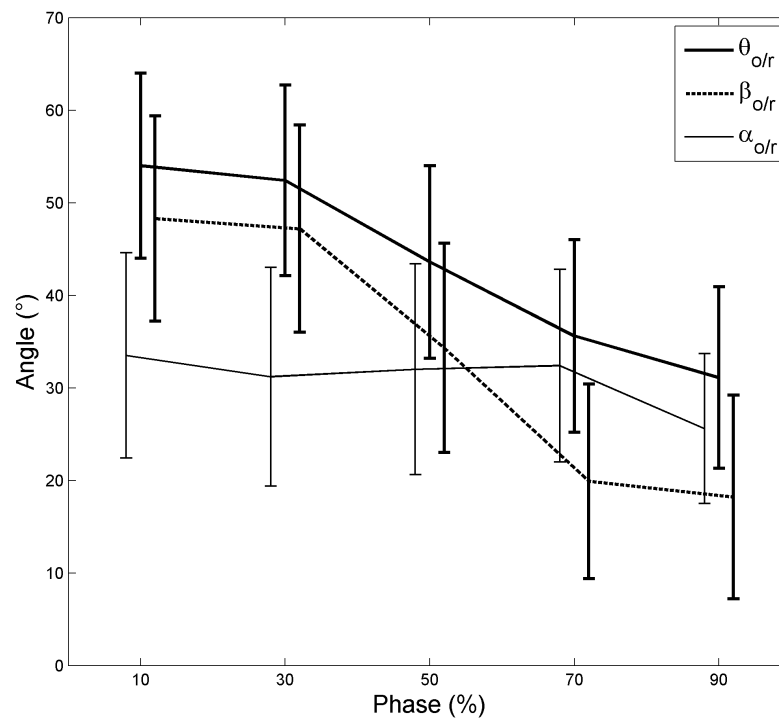


Figure 60 : Variation de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force résultante appliquée sur la main courante en 3D ($\theta_{o/r}$ - trait plein), dans le plan sagittal ($\beta_{o/r}$ - trait en pointillé) et frontal ($\alpha_{o/r}$ - trait fin) pour les 5 phases du cycle considéré.

III.3. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue

Les ANOVA réalisées sur les trois angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$, $\alpha_{o/t}$, indiquent un effet significatif de la variable indépendante PHASE (Tableau 22). Toutes les différences significatives de post-hoc de Tukey sont présentées dans le Tableau 23.

La Figure 61 représente les angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$ et $\alpha_{o/t}$. L'angle formé en 3D ($\theta_{o/t}$) en début de cycle est de 73,0 (8,5)° et décroît significativement jusqu'à une valeur de 34.6 (7.2)° à la fin de celui-ci. Dans le plan sagittal ($\beta_{o/t}$), il baisse significativement de 72,6 (9,0)° à 28,2 (9,5)°. Concernant le plan frontal ($\alpha_{o/t}$), il augmente significativement uniquement à la dernière phase du cycle en passant de 15,0 (6,2)° à 20,8 (2,8)° respectivement.

On observe globalement que les forces mesurées sont plus proches de l'optimum postural que de la tangente à la roue (Figure 62).

Tableau 22 : Résumé des valeurs de F , p et η^2 pour les ANOVA sur les angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$, $\alpha_{o/t}$. Les effets significatifs sont reportés en rouge

		F	p	η^2
$\theta_{o/t}$	INT	F(1,9) = 3,935	0,079	0,304
	FREQ	F(4,36) = 0,627	0,55	0,065
	PHASE	F(4,36) = 136,564	< 0,001	0,938
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,117	0,356	0,11
	INT*PHASE	F(4,36) = 3,812	0,045	0,298
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 3,209	0,036	0,263
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 2,625	0,079	0,226
$\beta_{o/t}$	INT	F(1,9) = 3,697	0,087	0,291
	FREQ	F(4,36) = 0,533	0,607	0,056
	PHASE	F(4,36) = 137,213	< 0,001	0,938
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,357	0,28	0,131
	INT*PHASE	F(4,36) = 2,664	0,109	0,228
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 3,214	0,038	0,263
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 2,634	0,084	0,226
$\alpha_{o/t}$	INT	F(1,9) = 0,572	0,469	0,06
	FREQ	F(4,36) = 0,878	0,42	0,089
	PHASE	F(4,36) = 6,902	0,013	0,434
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,175	0,332	0,115
	INT*PHASE	F(4,36) = 1,118	0,35	0,111
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,887	0,463	0,09
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,906	0,471	0,091

Des interactions pour $\theta_{o/t}$: INT*PHASE et FREQ*PHASE, $\beta_{o/t}$: FREQ*PHASE sont observés. Pour l'interaction INT*PHASE, l'angle est significativement plus important en début de cycle (PHASE - 10%) pour INT sous-maximale comparée à INT maximale (sous-maximales : 76,6 (6,4) vs maximale : 69,5 (8,9)).

De plus, dans la condition INT sous-maximale, l'angle est significativement plus important dans la phase 30% par rapport à celle à 50% (78,4 (6,1) vs 71,7 (7,0)) alors qu'il n'y a pas de différences pour la condition INT maximale.

Tableau 23 : Moyenne (écart-type) de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues

PHASE	10% (a)	30% (b)	50% (c)	70% (d)	90% (e)
$\theta_{o/t}$ moyen (SD)	73,0 ^{d,e} (8,5)	76,2 ^{d,e} (7,3)	71,4 ^{d,e} (8,3)	54,0 ^{a,b,c,e} (9,8)	34,6 ^{a,b,c,d} (7,2)
$\beta_{o/t}$ moyen (SD)	72,6 ^{d,e} (9,0)	75,8 ^{d,e} (7,7)	70,3 ^{d,e} (8,9)	50,7 ^{a,b,c,e} (11,4)	28,2 ^{a,b,c,d} (9,5)
$\alpha_{o/t}$ moyen (SD)	15,0 ^{c,d,e} (6,2)	16,5 ^{c,d} (5,7)	22,9 ^{a,b} (8,1)	23,2 ^{a,b} (4,8)	20,8 ^a (2,8)

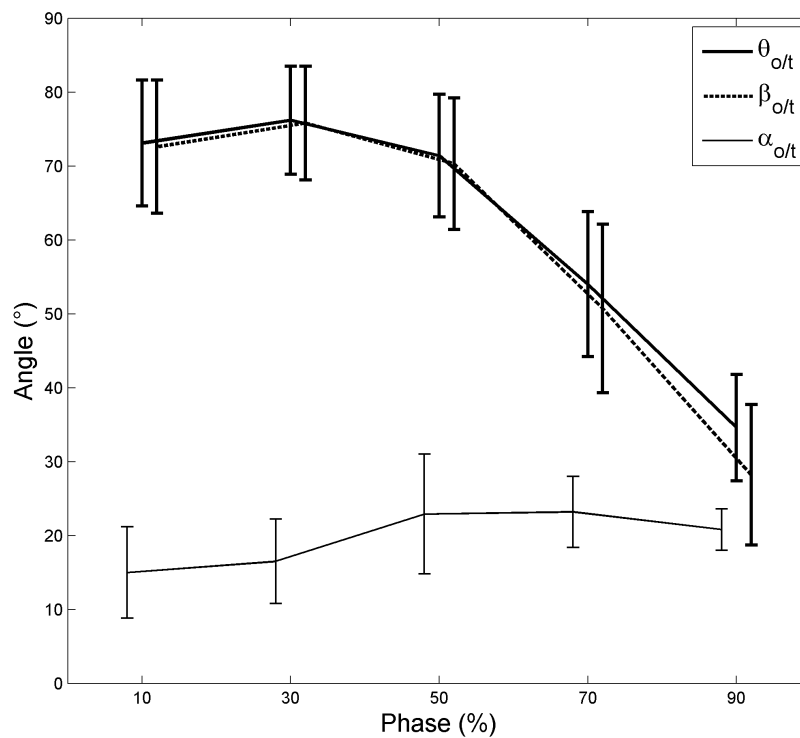


Figure 61 : Variation de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante au niveau du PFA en 3D ($\theta_{o/t}$ - trait plein), dans le plan sagittal ($\beta_{o/t}$ - trait en pointillé) et frontal ($\alpha_{o/t}$ - trait fin) pour les 5 phases du cycle considérées

Tableau 24 : Coefficient de corrélation pour chaque condition en considérant l'ensemble des sujets (* $p < 0,05$)

FREQ	60%	80%	100%	120%	140%
INT sous-maximale	0,78*	0,66*	0,59*	0,45*	0,35*
INT maximale	0,49*	0,52*	0,52*	0,48*	0,66*

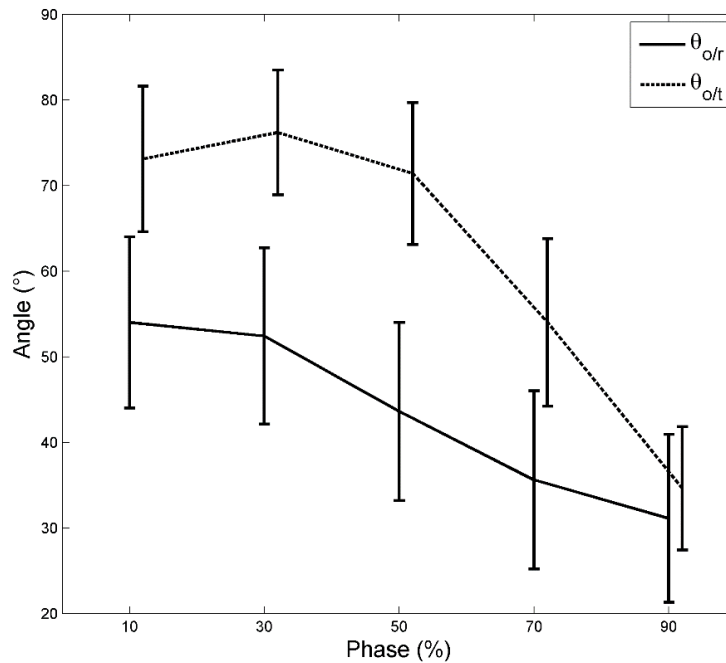


Figure 62 : Variation de l'angle en 3D entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante (θ_{of}) ainsi qu'avec la force résultante (θ_{or})

III.4. Corrélation entre IPP et MEF

Les résultats montrent une corrélation significative avec des valeurs variant entre 0,35 et 0,78 ($p < 0,05$) pour l'ensemble des conditions. Pour INT sous maximale, on constate une diminution de la valeur du coefficient de corrélation et une augmentation pour INT maximale en fonction de la fréquence.

IV. Discussion

Le FRM est connu pour être mécaniquement peu efficace et présenter un risque important d'apparition de TMS du membre supérieur (*Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2001*). Pour réduire ces risques et ainsi éviter une dégradation plus importante de la qualité de vie des utilisateurs, il est important de comprendre comment et pourquoi les efforts appliqués sur la main courante évoluent. Dans cette optique, cette étude a consisté à déterminer dans quelle mesure les indices de CGF modélisés permettent de rendre compte de la force appliquée et de l'adéquation de la posture par rapport à la tâche de propulsion en FRM. Le premier objectif de l'étude est de vérifier si les fluctuations de l'IPP permettent d'expliquer celles de la MEF et donc si elles renseignent sur la force appliquée lors de la

propulsion en FRM en incluant de manière plus complète le sujet dans l'analyse. Nous discutons maintenant nos résultats par rapport à la première hypothèse formulée que consiste à affirmer que les variations de MEF sont expliquées par celles de l'IPP.

IV.1. Effet de la phase

IV.1.A. MEF et IPP

À partir des CGF déterminées au moyen d'un modèle musculosquelettique, un nouvel indice appelé indice de performance posturale (IPP) a été présenté. Il représente le ratio entre l'amplitude de la force pouvant être générée selon l'axe préférentiel du PFMS et celle le long de l'axe tangentiel à la roue. Une faible valeur d'IPP indique que la posture adoptée est défavorable par rapport à la tâche. Cela peut signifier d'une part que l'axe préférentiel d'application des efforts du PFMS forme un angle important avec la direction des efforts optimum (tangents à la roue pour la propulsion en FRM) et que d'autre part, l'élongation importante du PFMS conduit à une longueur L_{tan} beaucoup plus faible que L_{max} (Figure 57). Les 2 effets se combinent pour conduire à des couples articulaires importants pour générer un niveau de force isométrique donné, facteur important dans la formation de TMS (*Arnet et al., 2012; Jacquier-Bret et al., 2013*). Cet indice est inspiré de celui d'une étude de *Jacquier-Bret et al. (2013)* obtenu à partir de l'EFN basé sur la posture et les couples articulaires normalisés (*Yoshikawa, 1985b*). L'amélioration du présent indice correspond à l'utilisation d'un modèle musculosquelettique intégrant une mise à l'échelle pour représenter au mieux la géométrie et les capacités musculaires des sujets (*Correa et Pandy, 2011*). De plus, l'effet de la gravité est pris en compte et un échantillon d'individus plus conséquent a été recruté.

Pour analyser la composante tangentielle de la force appliquée et l'orientation de l'axe préférentiel du PFMS, la MEF et l'IPP ont été étudiés au moyen d'une ANOVA et d'une corrélation. Leurs évolutions ont été comparées pour les différentes phases de propulsion normalisée aux instants représentant 10, 30, 50, 70 et 90% de l'angle total.

Les valeurs les plus faibles d'IPP et du MEF sont observées toutes les deux en début de cycle (Tableau 18). Cela signifie que les sujets commencent la phase de propulsion dans une configuration très défavorable pour appliquer une force d'amplitude importante dirigée selon la tangente à la main courante. Dans ce cas, les sujets doivent développer des couples articulaires importants pour réaliser la tâche, ce qui est un facteur d'apparition de TMS.

Les valeurs de ces deux indices atteignent également leurs valeurs maximales en fin de cycle. L'efficacité de la propulsion en termes de production de force est la plus importante lorsque le sujet est dans une meilleure configuration posturale pour produire un effort important, et inversement. Des adaptations sont observées chez des sujets experts pour pouvoir maximiser la production de force lorsque la posture est favorable. En effet, **Robertson et al. (1996)** ont étudié la stratégie d'application de la force sur la main courante par des sujets inexpérimentés et expérimentés. Cette étude montre que ces derniers réalisent un pic de force plus tardivement et présentent un temps de contact plus important sur le cycle de propulsion. Il semble donc qu'une adaptation de la stratégie d'application des efforts lors d'un cycle soit réalisée lorsque l'optimum postural permet une application plus importante de force sur la main courante.

Au vu de ces résultats, il semble que l'IPP soit un indice pertinent pour caractériser les capacités d'un individu à générer une force en fonction des contraintes de la tâche. Cette augmentation peut être liée à l'optimum postural, représenté par l'axe principal du PFMS, qui se rapproche de la tangente de la roue au fur et à mesure du cycle. L'application d'efforts sur la main courante est le résultat du compromis entre les capacités du sujet et les contraintes de la tâche. Dans certaines circonstances ces dernières peuvent être prépondérantes et la posture est telle que la tâche ne peut être réalisée si les efforts sont dirigés selon la direction de l'optimum. Les faibles valeurs de MEF en début de cycle peuvent être dues à ce phénomène.

Pour confirmer cette observation et discuter la seconde hypothèse du protocole, une analyse détaillée des angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$ et $\alpha_{o/r}$ formé entre l'axe préférentiel du PFMS et de la tangente de la roue en 3D, dans le plan sagittal et frontal est maintenant proposée.

IV.1.B. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au PFA

La Figure 10 propose un exemple des postures, des CGF et de leurs axes préférentiels respectifs, de la tangente à la roue ainsi que de la force mesurée pour un sujet et pour chaque phase de cycle pour la condition à 100% de la FLC. On observe qu'en début de cycle, l'optimum postural est très éloigné de la tangente à la roue (supérieure à 75° dans le plan sagittal) expliquant alors les faibles valeurs d'IPP observées (Tableau 4). Au contraire en fin de cycle (à 90% du cycle) l'angle formé devient relativement faible (inférieure à 30° dans le plan sagittal) montrant une possibilité de mise en rotation de la roue dans une configuration

optimale. Ces constatations pourraient permettre d'expliquer les valeurs faibles et fortes de MEF en début et fin de cycle respectivement.

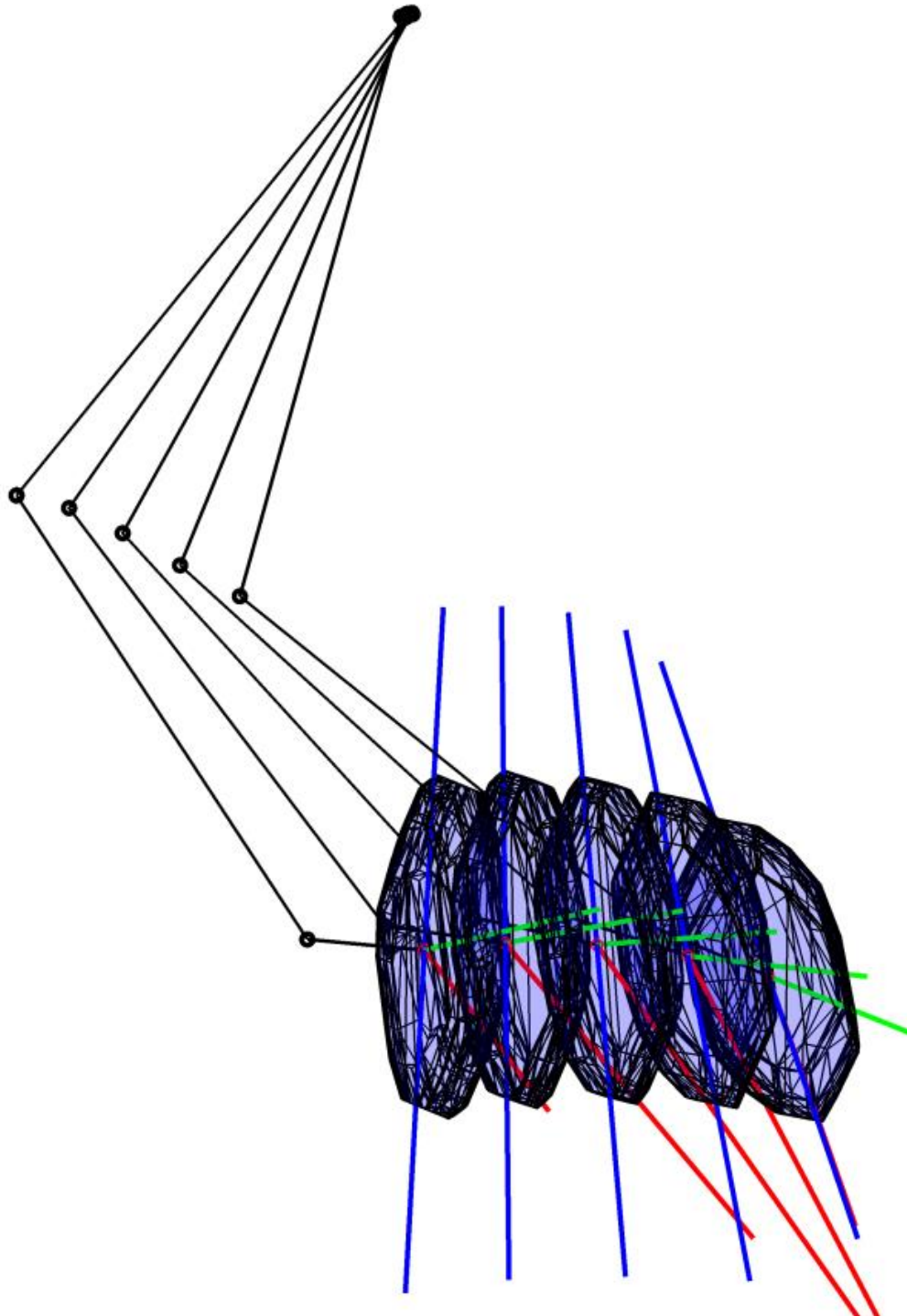


Figure 63 : Représentation dans le plan sagittal des CGF (polytope en bleu), de leurs axes principaux (en bleu), de la tangente à la roue (vert) et de la force résultante appliquée sur la main courante (en rouge) au niveau du PFA pour les 5 phases de cycle de la condition à 100% de la FLC.

Nos résultats sont en adéquation avec ceux proposés par (*Bregman et al., 2009*). En effet, ces auteurs ont montré une augmentation du coût physiologique (CP) pour des efforts appliqués tangentiellement à la roue. Nous avons montré que des efforts dirigés de telle manière sont éloignés de l'optimum postural lors de la majeure partie du cycle de propulsion (davantage au début qu'à la fin cependant) ce qui induit une augmentation des couples articulaires et peut être indirectement des efforts musculaires considérés dans la définition du coût physiologique (*Bregman et al., 2009*). Dans cette étude, l'augmentation du CP était attribuée à la cocontraction supplémentaire des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude associée à un accroissement des forces musculaires à l'épaule. Les informations fournies par l'IPP indiquent aussi que des efforts selon la tangente augmentent les couples articulaires du fait de la posture du sujet spécialement en début de cycle.

Il est admis dans la littérature que les efforts appliqués sont dirigés vers l'intérieure de la roue. Afin de caractériser, la capacité du PFMS à expliquer l'orientation de ces efforts, une analyse concernant l'angle entre la force résultante appliquée sur la main courante et l'axe préférentiel du PFMS en 3D ($\theta_{o/r}$), dans le plan latéral ($\beta_{o/r}$) et frontal ($\alpha_{o/r}$) de la roue est maintenant proposée.

IV.1.C. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée

Les résultats (Tableau 21) montrent que l'angle entre l'optimum postural et la force mesurée diminue au fur et mesure de la phase de propulsion et prend des valeurs inférieures à 20° dans le plan sagittal à partir de 70% du cycle. Au début de ce dernier, on a noté précédemment que l'optimum postural est éloigné de la tangente à la roue (supérieur à 70°). Cependant, l'angle entre la direction de l'optimum postural et la force mesurée est plus faible que celui entre cette dernière et la tangente à la roue (Figure 62). Ceci suggère que les sujets effectuent un compromis entre les contraintes de la tâche et l'optimum postural sachant que d'autres critères dynamiques peuvent intervenir, notamment la minimisation de l'énergie dépensée (*Lin et al., 2011b*).

Nos résultats concordent avec ceux de (*Sasaki et al., 2011*) qui ont mis en évidence que l'EFB obtenue à partir de mesures sur dynamomètre présentait un angle dont l'amplitude diminuait au cours du cycle. Après inspection de la courbe fournie dans l'article, on constate que les valeurs d'angles obtenues sont équivalentes à celles de la présente étude obtenue sans aucune mesure sur dynamomètre. Cependant, on obtient des valeurs d'angles inférieures à 20° sur quasiment toute la phase de propulsion alors que ce seuil est n'atteint

qu'après 70% du cycle total dans la présente étude. La différence essentielle avec ces travaux réside dans le fait que des sujets paraplégiques ont pris part à leur expérimentation. Ces résultats pourraient suggérer que l'expertise peut améliorer l'application des efforts sur une portion plus importante du cycle en accord avec (*Robertson et al., 1996*) qui indique que le temps de la phase de propulsion est plus long et que le pic de force apparaît plus tard pour des experts par rapport à des novices. Le fait que l'optimum postural soit mieux aligné avec les efforts mesurés lors du déroulement de cette phase pourrait expliquer ce comportement chez les experts.

Les efforts appliqués dans le plan frontal sont orientés vers l'intérieure de la roue pour assurer le contact de la main avec la main courante alors que l'axe préférentiel du PFMS est orienté vers l'extérieur. Ce résultat rejoint l'étude de *Sasaki et al. (2011)*, pour laquelle ils présentent également une orientation de l'EFB vers l'extérieur de la roue. Du point de vue des indices de CGF, il semble alors que l'utilisation d'un angle de carrossage de la roue pourrait permettre de se rapprocher davantage de l'optimum postural.

Au vu des résultats présentés, les recommandations que l'on peut formuler seraient alors de régler le fauteuil roulant pour que la prise de la main courante en début de cycle soit le plus en avant possible. De plus, en phase d'apprentissage, il serait judicieux d'apprendre aux utilisateurs à attraper la main courante le moins en arrière possible afin d'exploiter plus largement l'optimum postural.

IV.2. Effets de l'intensité et de la fréquence sur l'IPP

IV.2.A. MEF et IPP

Nous avons constaté une interaction entre les facteurs FREQ et INT uniquement sur l'IPP. En effet, sa valeur pour INT maximale et FREQ 140% est supérieure à toutes les autres combinaisons de valeurs (sauf INT maximale et FREQ 120%). Cette condition est la plus contraignante, ce qui suggère une possible adaptation de la posture dans ce cas particulier afin d'optimiser la propulsion. De plus, ce résultat peut être observé sur la corrélation entre l'IPP et la MEF qui présente une valeur plus importante pour la condition FREQ 140% à INT maximale (Tableau 24).

Cependant, ce résultat doit être considéré avec précaution, car cet effet n'est observé sur aucune des valeurs d'angles. De plus, cette condition est aussi celle qui s'éloigne le plus de l'hypothèse d'isométrie du PFMS et de l'IPP.

IV.2.B. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au PFA

En condition INT sous-maximale, l'angle entre le PFMS et la tangente à la roue est plus important à 10% du cycle par rapport à INT maximale. Ceci peut s'expliquer par le fait que dans cette condition l'angle de traction est plus important que pour la condition sous maximale ($15,3^\circ(6,4)$ vs $11,0^\circ(5,2)$) et que donc à 10% du cycle complet, les variations de posture sont telles qu'on ait une différence significative pour le paramètre considéré. A contrario, après le vertex l'angle de pousser n'est pas significativement différent selon l'intensité ce qui peut expliquer l'absence d'effet sur l'angle entre PFMS et tangente à la roue.

IV.2.C. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée

Les résultats ne semblent pas corroborer l'hypothèse proposée par *Valero-Cuevas et al. (2003)* qui stipule que plus la contrainte est élevée, plus le sujet a tendance à aligner les efforts avec l'optimum postural. En effet, l'angle entre le PFMS et la force mesurée est significativement plus important en condition maximale par rapport à la condition sous-maximale ($45^\circ(13,8)$ vs $41^\circ(13,2)$). Dans la moins contraignante des deux, le PFMS est mieux orienté avec l'optimum postural. Cependant, les différences observées bien que significatives restent faibles en amplitude ce qui ne permet pas de conclure de manière catégorique sur l'effet de l'intensité de l'effort. Le fait que les sujets ne soient pas des utilisateurs experts du FRM peut aussi expliquer l'incapacité à contrôler de manière optimale les efforts appliqués sur la main courante. La vitesse angulaire du mouvement diffère entre les deux conditions. En effet, la vitesse angulaire moyenne du cycle de propulsion est plus importante en condition maximale par rapport à sous-maximale ($169,1^\circ.s^{-1}$ (33,6) pour INT sous-maximale vs $215,3^\circ.s^{-1}$ (49,1) pour INT maximale). De plus, l'augmentation de ce paramètre nous éloigne d'autant plus de l'hypothèse d'isométrie.

Malgré cela, cette augmentation importante de la vitesse angulaire ($\sim 45^\circ.s^{-1}$) n'entraîne qu'une légère variation de l'angle (4°).

IV.3. Limitation

La principale limitation de notre étude est que les CGF ont été déterminés en considérant des conditions isométriques à chaque phase du cycle et de futurs travaux devraient être envisagés pour prendre en compte l'effet d'inertie et de Coriolis sur la production des couples articulaires des muscles. De plus, la condition de vitesse à une incidence sur la force maximale que peut développer le muscle. En effet, cette valeur diminue à mesure que la vitesse de contraction augmente (Figure 49 - Chapitre III).

Cependant, le modèle proposé considère un facteur important qui est la capacité à mettre en rotation la roue en tenant compte de la posture et des capacités musculaires du sujet, ce qui est impossible avec la FEF et/ou la MEF employée seule.

À mesure que la vitesse et les accélérations augmentent, les couples articulaires dynamiques jouent un rôle de plus en plus important. L'incidence des différentes conditions de vitesse reste cependant limitée dans la présente étude. Les limitations déjà évoquées dans le chapitre précédent concernent l'emploi d'un modèle musculosquelettique générique s'appliquent également dans cette étude. Dans tous les cas, l'évaluation de production de force isométrique pour mettre le système en rotation permet déjà d'obtenir des résultats intéressants. De plus les indices proposés ne nécessitent pas de mesures complexes de couples articulaires sur dynamomètre.

Malgré l'ensemble des limitations, cette étude améliore de manière significative des travaux précédents (*Jacquier-Bret et al., 2013; Sasaki et al., 2011*). En effet, c'est la première fois que des indices de CGF obtenu au moyen d'un modèle musculosquelettique sont appliqués à la propulsion en FRM et apporte donc une contribution originale.

V. Conclusion

Une analyse de la propulsion en FRM a été proposée au travers du PFMS et d'un nouvel indice d'évaluation nommé IPP. Les résultats montrent que les sujets commencent la phase de propulsion dans une posture pour laquelle il est difficile de générer une force efficace sur la main courante. Cet indice présente une corrélation significative à la MEF et présentant la même évolution en cours du cycle. En outre, l'angle mesurée entre le PFMS et les forces mesurées diminue au cours du cycle pour atteindre des valeurs faibles à partir de 70% du cycle ($< 20^\circ$).

La motricité est un phénomène très complexe qui ne saurait être décrite par un seul paramètre notamment la contrainte de la tâche, la vitesse, la puissance développée ou encore la dépense énergétique pour ne citer qu'eux. Malgré cela, nous avons montré que le PFMS présente un intérêt certain afin d'aider à caractériser le comportement moteur d'un individu. De plus, il peut être utilisé dans le cas de postures non observées directement et permettrait de simuler différentes configurations pour déterminer leurs impacts sur l'efficacité de la propulsion.

Conclusion générale et perspectives

L'ensemble des travaux présenté dans cette thèse a eu pour objectif de proposer et de valider différentes approches permettant de prédire l'ensemble des forces isométriques pouvant être générées à l'extrémité du membre supérieur. Deux types de modèles ont été abordés : les modèles articulaires et musculosquelettiques. Ils permettent de déterminer les CGF au niveau de la main dans toutes les directions de l'espace cartésien. Les premiers types de modèles employés sont issus du domaine de la robotique et sont construits à partir de la posture de la chaîne cinématique et de données sur les couples articulaires maximaux. Ils ont permis de modéliser l'EFN, l'EFB, le PFN et le PFB. Les seconds, quant à eux, sont déterminés à partir de modèle musculosquelettique et ont conduit à la proposition du PFMS.

Le cœur de cette thèse a été en outre de quantifier des indices dérivés des ellipsoïdes et des polytopes de force et de les valider par rapport à un ensemble de mesures de forces (PFM). Ces comparaisons ont porté sur des paramètres tels que l'orientation de l'axe principal, aussi appelé optimum postural, le volume (N^3), la force maximale, l'isotropie ainsi que les erreurs RMS pour un ensemble de directions.

Les protocoles expérimentaux ont été choisis et mis en place afin d'identifier dans quelle mesure il était possible de déterminer a priori, les CGF. Ceux-ci correspondent respectivement au **chapitre III et IV**. Enfin, un dernier protocole a été considéré afin d'appliquer le modèle de prédiction des CGF retenu à la propulsion en FRM et présenté en **chapitre V**.

Le **chapitre III** a exposé le protocole expérimental et les résultats obtenus concernant la comparaison des CGF prédites à partir des modèles articulaires (EFN, EFB, PFN et PFB) avec un ensemble de mesures de forces en condition isométrique (PFM). Elles ont été réparties selon 26 directions différentes afin d'obtenir une représentation globale des CGF des sujets. Nous avons observé que l'EFN et le PFN sont les plus simples à évaluer, car seule l'évaluation de la posture est nécessaire. Cependant, ils présentent le niveau d'erreur le plus important sur l'orientation. De plus, ils ne fournissent aucune information sur les amplitudes des efforts maximum. L'EFB et le PFB, quant à eux, sont plus précis avec un PFB qui apparaît

comme étant le modèle le plus proche du PFM, même si l'EFB a la propriété de sous-estimer systématiquement le PFM alors que ce n'est pas le cas pour le PFB. Ces deux derniers modèles présentent néanmoins un inconvénient majeur, car l'évaluation des couples articulaires maximaux isométriques est chronophage. L'emploi d'un modèle musculosquelettique semble être approprié pour contourner cette limitation.

Les mesures des forces en condition isométrique exploitées au **chapitre IV** ont été obtenues en utilisant le même protocole que celui mis en œuvre au **chapitre III**. Le PFM ainsi déduit a ensuite été comparé aux prédictions des CGF issues d'un modèle musculosquelettique du membre supérieur (PFMS). Les résultats présentés permettent de conclure que le PFMS permet d'obtenir un niveau de précision légèrement meilleur au PFB. Ce dernier nécessitant un long protocole expérimental pour être évalué alors que le PFMS exige uniquement une mise à l'échelle géométrique et musculaire à partir de données anthropométriques (masse du sujet et longueur des segments). Le PFMS est donc le modèle qui a été retenu dans le cadre de l'application présentée au **chapitre V**.

Ce dernier a porté sur l'application du PFMS à la propulsion en FRM. La méthode proposée est alors utile pour évaluer les forces appliquées sur la main courante lors de la propulsion au moyen d'un nouvel indice d'évaluation biomécanique appelé IPP. L'étude expérimentale a montré l'adéquation entre cet indice et la MEF classiquement utilisé. Notamment, nous avons montré que les deux indices sont corrélés. Nous fournissons des éléments d'explication de l'évolution de la MEF au cours du cycle qui est liés à la posture du sujet et à ses capacités musculosquelettiques. En outre, nous avons étudié la représentativité du PFMS par rapport aux forces mesurées.

In fine, l'objectif des travaux est de fournir des indices ergonomiques qui renseignent sur les capacités de générer des efforts notamment dans le cadre de tâches contraignantes. La contribution de cette thèse est une première étape incontournable vers cet objectif et la pertinence des indices proposés commence à être démontrée de manière satisfaisante.

Plusieurs perspectives de recherche sont envisagées afin d'améliorer les présents travaux pour pouvoir envisager leurs applications en tant qu'outils prédictifs des CGF pour optimiser un environnement ou une posture afin de diminuer les contraintes subies par le système musculosquelettique.

Deux voies d'améliorations se doivent d'être explorées. La première est d'ordre méthodologique. En effet, la mise en place de nouveaux protocoles expérimentaux avec

davantage de sujets et de postures contribuerait à asseoir les résultats notamment avec une puissance statistique augmentée et qui nous permettrait de confirmer nos observations.

Des études portant sur la sensibilité des paramètres des CGF, notamment leurs orientations, par rapport aux différents paramètres mesurés notamment la posture, les couples articulaires et les forces musculaires isométriques maximales ainsi que la géométrie des modèles musculosquelettique (bras de levier, chemin des muscles, morphologie des os ...). Pour obtenir une représentation plus fidèle du PFM, il serait également intéressant de proposer un feed-back visuel 3D lors de l'application des efforts assurant ainsi un meilleur contrôle de la direction d'application.

L'amélioration des procédures de mise à l'échelle des modèles est également d'importance et une problématique récurrente dans le domaine de la biomécanique. Ainsi obtenir une géométrie du modèle qui soit adéquate et une mise à l'échelle des forces musculaires conformes aux capacités physiques d'un individu est essentiel afin de rendre les modèles musculosquelettiques le plus fidèles possible. Ceci passe par l'utilisation de méthodes de personnalisation plus sophistiquées, avec par exemple l'utilisation de système d'imagerie (*Valente et al., 2014*) ou de méthodes d'identification (*Hayashibe et al., 2011*). Ce type de procédure peut être envisagé dans le cadre de la recherche, mais difficilement applicable dans le domaine clinique ou dans l'industrie du fait des coûts financiers importants et du caractère très chronophage de ces identifications. La résolution de cette difficulté passe par la mise en œuvre de méthodes de mise à l'échelle basée sur des mesures simples et/ou de tests physiques sans avoir recours à des systèmes et procédures trop lourdes, ce qui est inenvisageables en dehors d'un laboratoire de recherche.

L'intégration plus complète des aspects neuromusculaires, notamment la co-contraction, constitue une voie importance d'amélioration des modèles. Cependant, même si celui qui est basé sur des activations musculaires binaires (0 ou 1) permet déjà d'obtenir une bonne représentation des CGF, l'intégration de ces facteurs permettrait sûrement une meilleure prédiction. En effet, les muscles agonistes et antagonistes sont actifs simultanément et les CGF pourraient alors être mieux représentés notamment dans les directions où les efforts générés sont les plus importants.

Dans le cadre de nos travaux, nous avons étudié uniquement les forces isométriques. En effet, les modèles présentés ne tiennent pas compte des aspects dynamiques. Nous sommes convaincus que leur intégration dans les modèles de prédictions permettrait de mieux caractériser ces aspects. Il s'avère que des indices robotiques existent afin de caractériser les capacités à générer des accélérations (*Yoshikawa, 1985a*), à développer une puissance

(*Mansouri et Ouali, 2009, 2011*) ou des efforts dynamiques et leurs combinaisons (*Chiu, 1988; Kurazume et Hasegawa, 2006*). La prise en compte de ses paramètres permettrait de considérer les tâches motrices de manière plus complète.

La deuxième voie à explorer concerne l'application de ces modèles dans différents domaines notamment dans le cadre clinique et industriel. Pour le premier, il pourrait être envisagé d'utiliser ces indices afin de caractériser une déficience motrice, par exemple, suite à un traumatisme (lésion médullaire) ou une atteinte du système nerveux central (AVC). Ceci permettrait de tester si les modèles sont suffisamment sensibles pour identifier de manière pertinente un déficit de force en fonction des muscles atteints et effectuer un suivi longitudinal des CGF.

Dans le domaine de l'ergonomie assistée par ordinateur, les applications des CGF pourraient être très nombreuses. En effet, l'aspect lié aux forces est très important dans le cadre de la formation des TMS. Tout outil permettant de les caractériser finement peut contribuer à l'amélioration ergonomique des dispositifs et des postures. Effectivement, les tâches physiquement intenses et répétitives comme le travail à la chaîne, le transport de charge, le BTP, l'ergonomie du sport, l'automobile, pour ne citer qu'eux, doivent être adaptées aux caractéristiques individuelles. Il serait alors intéressant de réaliser des analyses de poste de travail basées sur les indices de CGF pour évaluer les postures adoptées et réaliser des modifications pour éviter celles qui présentent trop de contraintes sur le système neuromusculosquelettique. Suite à ces modifications, le ressenti de l'opérateur pourrait être évalué et ainsi vérifier la pertinence des modifications effectuées.

Références

Abel, E.W., Frank, T.G., 1991. The design of attendant propelled wheelchairs. *Prosthetics and orthotics international* 15, 38-45.

Akbarshahi, M., Schache, A.G., Fernandez, J.W., Baker, R., Banks, S., Pandy, M.G., 2010. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *J Biomech* 43, 1292-1301.

Allen, G.M., McKenzie, D.K., Gandevia, S.C., 1998. Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle & nerve* 21, 318-328.

Ambrosio, F., Boninger, M.L., Souza, A.L., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., Cooper, R.A., 2005. Biomechanics and strength of manual wheelchair users. *J Spinal Cord Med* 28, 407-414.

Andersson, H.M., Raastad, T., Nilsson, J., Paulsen, G., Garthe, I., Kadi, F., 2008. Neuromuscular fatigue and recovery in elite female soccer: effects of active recovery. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 40, 372-380.

Andriacchi, T.P., 1987. Clinical Applications of the SELSPOT system. . *Biomechanics Symposium ASME* 84, 339-342.

Apple Jr, D.F., Cody, R., Allen, A., 1996. Overuse syndrome of the upper limb in people with spinal cord injury. *Strain* 24, 48.

Arampatzis, A., Karamanidis, K., De Monte, G., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., Bruggemann, G.P., 2004. Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clin Biomech* 19, 277-283.

Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S., Bruggemann, G.P., 2005. Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *J Biomech* 38, 885-892.

Armstrong, T.J., Radwin, R.G., Hansen, D.J., Kennedy, K.W., 1986. Repetitive trauma disorders: job evaluation and design. *Human factors* 28, 325-336.

Arnet, U., van Drongelen, S., van der Woude, L.H.V., Veeger, D.H.E.J., 2012. Shoulder load during handcycling at different incline and speed conditions. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 27, 1-6.

Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L., 2010. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Ann Biomed Eng* 38, 269-279.

Asadi Nikooyan, A., Veeger, H.E.J., Chadwick, E.K.J., Praagman, M., van der Helm, F.C.T., 2011. Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow. *Medical & biological engineering & computing* 49, 1425-1435.

Asakawa, D.S., Blemker, S.S., Gold, G.E., Delp, S.L., 2002. In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. *J Biomech* 35, 1029-1037.

Asato, K.T., Cooper, R.A., Robertson, R.N., Ster, J.F., 1993. SMART/sup Wheels/: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 40, 1320-1324.

Audenaert, A., Audenaert, E., 2008. Global optimization method for combined spherical-cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling. *Computer methods and programs in biomedicine* 92, 8-19.

Avis, D., Fukuda, K., 1992. A pivoting algorithm for convex hulls and vertex enumeration of arrangements and polyhedra. *Discrete & Computational Geometry* 8, 295-313.

Bayle, B., Fourquet, J.Y., Renaud, M., 2001. Manipulability analysis for mobile manipulators. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA.*, 1251-1256.

Begon, M., Monnet, T., Lacouture, P., 2007. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & posture* 25, 353-359.

Belanger, A.Y., McComas, A.J., 1981. Extent of motor unit activation during effort. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology* 51, 1131-1135.

Bernstein, N., 1967. *The co-ordination and regulation of movements.* Pergamon-Press.

Boninger, M.L., Cooper, R.A., Robertson, R.N., Rudy, T.E., 1997. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil* 78, 364-372.

Boninger, M.L., Koontz, A.M., Sisto, S.A., Dyson-Hudson, T.A., Chang, M., Price, R., Cooper, R.A., 2005. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. *J Rehabil Res Dev* 42, 9-19.

Bonnefoy-Mazure, A., Slawinski, J., Riquet, A., Leveque, J.M., Miller, C., Cheze, L., 2010. Rotation sequence is an important factor in shoulder kinematics. Application to the elite players' flat serves. *J Biomech* 43, 2022-2025.

Bouchard, S., Gosselin, C.m., Moore, B., 2010. On the Ability of a Cable-Driven Robot to Generate a Prescribed Set of Wrenches. *Journal of Mechanisms and Robotics* 2.

Bregman, D.J.J., van Drongelen, S., Veeger, H.E.J., 2009. Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 24, 13-19 %U <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18990473>.

Brochard, S., Lempereur, M., Remy-Neris, O., 2011. Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *J Biomech* 44, 751-754.

- Brostrom, L.A., Kronberg, M., Nemeth, G., Oxelback, U.,** 1992. The effect of shoulder muscle training in patients with recurrent shoulder dislocations. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 24, 11-15.
- Camomilla, V., Bonci, T., Dumas, R., Chèze, L., Cappozzo, A.,** 2015. A model of the soft tissue artefact rigid component. *Journal of Biomechanics* 48, 1752-1759.
- Cappello, A., Cappozzo, A., La Palombara, P.F., Lucchetti, L., Leardini, A.,** 1997. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science* 16, 259-274.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G., Croce, U.D.,** 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11, 90-100.
- Carmichael, M.G.,** 2013. A musculoskeletal model-based Assistance-As-Needed paradigm for assistive robotics.
- Carmichael, M.G., Liu, D.,** 2011. Towards using musculoskeletal models for intelligent control of physically assistive robots. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2011*, 8162-8165.
- Carmichael, M.G., Liu, D.,** 2013. Estimating physical assistance need using a musculoskeletal model. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 60, 1912-1919.
- Cerveri, P., Pedotti, A., Ferrigno, G.,** 2005. Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation. *J Biomech* 38, 2228-2236.
- Chaffin, D.B.,** 1997. Development of computerized human static strength simulation model for job design. *Human Factors and Ergonomics in manufacturing* 7, 305-322.
- Chaffin, D.B., Andersson, G.B., Martin, B.J.,** 2006. *Occupational biomechanics*. Wiley-Interscience Publication.
- Chandler, R., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H., Young, J.W.,** 1975. Investigation of inertial properties of the human body. DTIC Document.
- Cheze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J.,** 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J Biomech* 28, 879-884.
- Chéze, L., Gutierrez, C., Marcelino, R.S., Dimnet, J.,** 1996. Biomechanics of the upper limb using robotic techniques. *Human Movement Science* 15, 477-496.
- Chiacchio, P., Bouffard-Vercelli, Y., Pierrot, F.,** 1997. Force polytope and force ellipsoid for redundant manipulators. *Journal of Robotic Systems* 14, 613-620.
- Chiu, S.L.,** 1988. Task compatibility of manipulator postures. *The International Journal of Robotics Research* 7, 9.

Choi, M.H., Lee, B.H., Ko, M.S., Year An application of force ellipsoid to the optimal load distribution for two cooperating robots. In *Robotics and Automation, 1992. Proceedings., 1992 IEEE International Conference on*.

Christophy, M., Faruk Senan, N.A., Lotz, J.C., O'Reilly, O.M., 2012. A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 11, 19-34.

Cooper, R.A., 1998. *Wheelchair Selection and Configuration*. Springer Publishing Company.

Cooper, R.A., Robertson, R.N., VanSickle, D.P., Boninger, M.L., Shimada, S.D., 1996. Projection of the point of force application onto a palmar plane of the hand during wheelchair propulsion. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 4, 133-142.

Cooper, R.A., Robertson, R.N., VanSickle, D.P., Boninger, M.L., Shimada, S.D., 1997. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 34, 162.

Corke, P.I., 1996. *A Robotics Toolbox for MATLAB*. 31, 24-32.

Correa, T.A., Pandy, M.G., 2011. A mass-length scaling law for modeling muscle strength in the lower limb. *Journal of Biomechanics* 44, 2782-2789.

Dallmeijer, A.J., van der Woude, L.H., Veeger, H.E., Hollander, A.P., 1998. Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 77, 213-221.

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 Physiol (Oxf)* 197 Suppl 673, 1-68.

De Groot, S., Veeger, D.H., Hollander, A.P., Van der Woude, L.H., 2002a. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Med Sci Sports Exerc* 34, 756-766.

de Groot, S., Veeger, H.E.J., Hollander, A.P., van der Woude, L.H.V., 2002b. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 17, 219-226 %U <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11937260>.

de Groot, S., Veeger, H.E.J., Hollander, A.P., van der Woude, L.H.V., 2003. Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists* 82, 504-510 %U <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12819537>.

De Leva, P., 1996. Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of biomechanics* 29, 1231-1233.

- de Looze, M.P., van Greuning, K., Rebel, J., Kingma, I., Kuijer, P.P.,** 2000. Force direction and physical load in dynamic pushing and pulling. *Ergonomics* 43, 377-390.
- 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, 1940-1950.
- Delp, S.L., Grierson, A.E., Buchanan, T.S.,** 1996. Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Journal of Biomechanics* 29, 1371-1375.
- Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M.,** 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 37, 757-767.
- Denavit, J., Hartenberg, R.S.,** 1955. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Journal of applied mechanics-transactions of the ASME* 22, 215-221.
- Dumas, R., Camomilla, V., Bonci, T., Cheze, L., Cappozzo, A.,** 2014. Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics* 47, 476-481.
- Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J.P.,** 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics* 40, 543-553.
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O.,** 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics* 39, 2798-2809.
- Finotello, R., Grasso, T., Rossi, G., Terribile, A.,** Year Computation of kinetostatic performances of robot manipulators with polytopes. In *Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on.*
- Fohanno, V., Colloud, F., Begon, M., Lacouture, P.,** 2010. Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm: a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13, 55-56.
- Fox, M.D., Reinbolt, J.A., Ounpuu, S., Delp, S.L.,** 2009. Mechanisms of improved knee flexion after rectus femoris transfer surgery. *J Biomech* 42, 614-619.
- Gamage, S.S.H.U., Lasenby, J.,** 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics* 35, 87-93.
- Garner, B.A., Pandy, M.G.,** 2000. The Obstacle-Set Method for Representing Muscle Paths in Musculoskeletal Models. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 3, 1-30.
- Garner, B.A., Pandy, M.G.,** 2001. Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 4, 93-126.
- Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S., Ewins, D.,** 2004. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait & posture* 20, 266-272.

Goosey, V.L., Campbell, I.G., Fowler, N.E., 2000. Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Med Sci Sports Exerc* 32, 174-181.

Gorce, P., 2000. Approche biomécanique et robotique du mouvement chez l'homme. Mémoire d'habilitation à diriger des recherches. Université Paris Sud Orsay 128.

Gorce, P., Louis, N., 2012. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: Influence of wheelchair settings. *Clinical Biomechanics* 27, 7-15.

Gordon, C.C., Churchill, T., Clauser, C.E., Bradtmiller, B., McConville, J.T., 1989. Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics. Natick, MA: United States Army Natick Research, Development and Engineering Center.

Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Karl-Hans, E., Reiser, M., Eckstein, F., 2000. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study. *J Biomech* 33, 609-613.

Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering* 105, 136-144.

Gutierrez, D.D., Mulroy, S.J., Newsam, C.J., Gronley, J.K., Perry, J., 2005. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 2. An electromyographic analysis. *J Spinal Cord Med* 28, 222-229.

Hagio, S., Kouzaki, M., 2014. The flexible recruitment of muscle synergies depends on the required force-generating capability. *Journal of neurophysiology* 112, 316-327.

Halvorsen, K., 2003. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *Journal of Biomechanics* 36, 999-1008.

Harbo, T., Brincks, J., Andersen, H., 2012. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 112, 267-275.

Haslegrave, C.M., Tracy, M.F., Corlett, E.N., 1997a. Force exertion in awkward working postures--strength capability while twisting or working overhead. *Ergonomics* 40, 1335-1362.

Haslegrave, C.M., Tracy, M.F., Corlett, E.N., 1997b. Strength capability while kneeling. *Ergonomics* 40, 1363-1379.

Hayashibe, M., Venture, G., Ayusawa, K., Nakamura, Y., Year Muscle strength and Mass Distribution Identification toward subject-specific musculoskeletal modeling. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ*. San Francisco, United States.

Hernandez, V., Rezzoug, N., Jacquier-Bret, J., Gorce, P., 2016. Human upper-limb force capacities evaluation with robotic models for ergonomic applications: effect of elbow flexion. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 19, 440-449.

Herzog, W., 1988. The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *J Biomech* 21, 5-12.

Hignett, S., McAtamney, L., 2000. Rapid entire body assessment (REBA). *Applied ergonomics* 31, 201-205.

Hill, A.V., 1938. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences* 126, 136-195.

Holzbour, K.R., 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.

Holzbour, K.R.S., Delp, S.L., Gold, G.E., Murray, W.M., 2007. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *Journal of Biomechanics* 40, 2442-2449.

Hreljac, A., Marshall, R.N., 2000. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *J Biomech* 33, 783-786.

Ide, J., Maeda, S., Yamaga, M., Morisawa, K., Takagi, K., 2003. Shoulder-strengthening exercise with an orthosis for multidirectional shoulder instability: quantitative evaluation of rotational shoulder strength before and after the exercise program. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]* 12, 342-345.

Ingram, D., Engelhardt, C., Farron, A., Terrier, A., Mullhaupt, P., 2016. Improving anterior deltoid activity in a musculoskeletal shoulder model - an analysis of the torque-feasible space at the sternoclavicular joint. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 19, 450-463.

Inouye, J.M., Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J., 2012. A Novel Synthesis of Computational Approaches Enables Optimization of Grasp Quality of Tendon-Driven Hands. *IEEE Transactions on Robotics* 28, 958-966.

Jacquier-Bret, J., Faupin, A., Rezzoug, N., Gorce, P., 2013. A new postural force production index to assess propulsion effectiveness during handcycling. *Journal of applied biomechanics* 29, 798-803.

Jacquier-Bret, J., Rezzoug, N., Vallier, J., Tournebise, H., Gorce, P., Year Reach to grasp kinematics and EMG analysis of C6 quadriplegic subjects. In 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.

Jan Nijhof, E., Gabriel, D.A., 2006. Maximum isometric arm forces in the horizontal plane. *Journal of biomechanics* 39, 708-716.

Karlsson, D., Peterson, B., 1992. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *J Biomech* 25, 189-199.

Kaufman, K.R., An, K.N., Chao, E.Y., 1995. A comparison of intersegmental joint dynamics to isokinetic dynamometer measurements. *J Biomech* 28, 1243-1256.

- Keshner, E.A., Statler, K.D., Delp, S.L.**, 1997. Kinematics of the freely moving head and neck in the alert cat. *Experimental brain research* 115, 257-266.
- 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.
- Kiss, R.M.**, 2010. Comparison between kinematic and ground reaction force techniques for determining gait events during treadmill walking at different walking speeds. *Med Eng Phys* 32, 662-667.
- Knapik, J.J., Wright, J.E., Mawdsley, R.H., Braun, J.**, 1983. Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Physical therapy* 63, 938-947.
- Komi, P.V.**, 1990. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech* 23 Suppl 1, 23-34.
- Komi, P.V., Salonen, M., Jarvinen, M., Kokko, O.**, 1987. In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I. Methodological development. *Int J Sports Med* 8 Suppl 1, 3-8.
- Komura, T., Shinagawa, Y., Kunii, T.L.**, 1999. Calculation and visualization of the dynamic ability of the human body. *Journal of Visualization and Computer Animation* 10, 57-78.
- Koontz, A.M., Boninger, M.L., Cooper, R.A., Yang, Y.-S.**, 2004. Influence of gripping moments on mechanical efficiency of wheelchair propulsion, *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America Annual Conference*, Orlando, FL.
- Koshland, G.F., Galloway, J.C., Farley, B.**, 2005. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Experimental brain research* 164, 133-147.
- Kotajarvi, B.R., Sabick, M.B., An, K.-N., Zhao, K.D.**, 2004. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of rehabilitation research and development* 41, 403.
- Kuo, M.Y., Tsai, T.Y., Lin, C.C., Lu, T.W., Hsu, H.C., Shen, W.C.**, 2011. Influence of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of total knee replacements during sit-to-stand. *Gait & posture* 33, 379-384.
- Kurazume, R., Hasegawa, T.**, 2006. A new index of serial-link manipulator performance combining dynamic manipulability and manipulating force ellipsoids. *IEEE transactions on robotics* 22, 1022-1028.
- Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J.**, 2011. Muscle redundancy does not imply robustness to muscle dysfunction. *Journal of Biomechanics* 44, 1264-1270.

Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J., 2012. Challenges and New Approaches to Proving the Existence of Muscle Synergies of Neural Origin. *PLoS Computational Biology* 8, e1002434.

Kuxhaus, L., Roach, S.S., Valero-Cuevas, F.J., 2005. Quantifying deficits in the 3D force capabilities of a digit caused by selective paralysis: application to the thumb with simulated low ulnar nerve palsy. *J Biomech* 38, 725-736.

Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture* 21, 212-225.

Lee, L.-F., Narayanan, M.S., Kannan, S., Mendel, F., Krovi, V.N., 2009. Case studies of musculoskeletal-simulation-based rehabilitation program evaluation. *IEEE Transactions on Robotics* 25, 634-638.

Lee, M.-Y., Erdman, A.G., Gutman, Y., 1993. Kinematic/kinetic performance analysis and synthesis measures of multi-DOF mechanisms. *Mechanism and Machine Theory* 28, 651-670.

Lempereur, M., Leboeuf, F., Brochard, S., Rousset, J., Burdin, V., Remy-Neris, O., 2010. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: accuracy and repeatability assessment. *J Biomech* 43, 370-374.

Lenton, J.P., van der Woude, L.H., Fowler, N.E., Nicholson, G., Tolfrey, K., Goosey-Tolfrey, V.L., 2013. Hand-rim forces and gross mechanical efficiency at various frequencies of wheelchair propulsion. *Int J Sports Med* 34, 158-164.

Lin, C.-J., Lin, P.-C., Guo, L.-Y., Su, F.-C., 2011a. Prediction of applied forces in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 44, 455-460 %U <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20980008>.

Lin, C.J., Lin, P.C., Guo, L.Y., Su, F.C., 2011b. Prediction of applied forces in handrim wheelchair propulsion. *J Biomech* 44, 455-460.

Louis, N., Gorce, P., 2010. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. *Clinical Biomechanics* 25, 879-885.

Lu, T.W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech* 32, 129-134.

Mansouri, I., Ouali, M., 2009. A new homogeneous manipulability measure of robot manipulators, based on power concept. *Mechatronics* 19, 927-944.

Mansouri, I., Ouali, M., 2011. The power manipulability – A new homogeneous performance index of robot manipulators. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 27, 434-449.

Mason, B.S., Van Der Woude, L., Tolfrey, K., Lenton, J.P., Goosey-Tolfrey, V.L., 2012. Effects of wheel and hand-rim size on submaximal propulsion in wheelchair athletes. *Medicine and science in sports and exercise* 44, 126-134.

McAtamney, L., Nigel Corlett, E., 1993. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics* 24, 91-99.

McCormick, E.J., 1970. *Human factors engineering*. McGraw-Hill.

Mercer, J.L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., Cooper, R., 2006. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21, 781-789.

Meskers, C.G., van der Helm, F.C., Rozendaal, L.A., Rozing, P.M., 1998. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *J Biomech* 31, 93-96.

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.

Miller, A., Allen, P., Santos, V., Valero-Cuevas, F., 2005. From robotic hands to human hands: a visualization and simulation engine for grasping research. *Industrial Robot: An International Journal* 32, 55-63.

Mogk, J.P., Goehler, C.M., Hu, X., Riley, Z.A., 2009. Should the neural–mechanical behaviour of a muscle be coupled or co-vary? *The Journal of physiology* 587, 3065-3066.

Monnet, T., 2006. Contribution à l'identification des paramètres inertiels des segments du corps humain. Université de Potiers.

Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallee, C., Lacouture, P., 2007. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *J Biomech* 40, 3487-3492.

Murray, W.M., Buchanan, T.S., Delp, S.L., 2000. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *Journal of Biomechanics* 33, 943-952.

Nakamura, Y., Nagai, K., Yoshikawa, T., 1989. Dynamics and stability in coordination of multiple robotic mechanisms. *The International Journal of Robotics Research* 8, 44-61.

Oshima, T., Fujikawa, T., Kameyama, O., Kumamoto, M., Year Robotic analyses of output force distribution developed by human limbs. In *Proceedings. 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication RO-MAN 2000*. Osaka, Japan

Park, S.I., Choi, Y.K., Lee, J.H., Kim, Y.M., 2013. Effects of shoulder stabilization exercise on pain and functional recovery of shoulder impingement syndrome patients. *Journal of physical therapy science* 25, 1359-1362.

Pearlman, J.L., Roach, S.S., Valero-Cuevas, F.J., 2004. The fundamental thumb-tip force vectors produced by the muscles of the thumb. *Journal of Orthopaedic Research* 22, 306-312.

Peat, M., 1986. Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical therapy* 66, 1855-1865.

- Pheasant, S.T., Grieve, D.W.**, 1981. The principal features of maximal exertion in the sagittal plane. *Ergonomics* 24, 327-338.
- Pheasant, S.T., Grieve, D.W., Rubin, T., Thompson, S.J.**, 1982. Vector representations of human strength in whole body exertion. *Applied ergonomics* 13, 139-144.
- Pinder, A., Wilkinson, A., Grieve, D.**, 1995. Omnidirectional assessment of one-handed manual strength at three handle heights. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10, 59-66.
- Pinter, I.J., Bobbert, M.F., van Soest, A.J., Smeets, J.B.**, 2010a. Isometric torque-angle relationships of the elbow flexors and extensors in the transverse plane. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, 923-931.
- Pinter, I.J., Bobbert, M.F., van Soest, A.J.K., Smeets, J.B.J.**, 2010b. Isometric torque-angle relationships of the elbow flexors and extensors in the transverse plane. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, 923-931.
- Pollard, N.S., Gilbert, R.C.**, Year Tendon arrangement and muscle force requirements for human-like force capabilities in a robotic finger. In *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA '02. IEEE International Conference on*.
- Poppen, N.K., Walker, P.S.**, 1976. Normal and abnormal motion of the shoulder. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 58, 195-201.
- Rab, G., Petuskey, K., Bagley, A.**, 2002. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & posture* 15, 113-119.
- Rankin, J.W., Kwarciak, A.M., Mark Richter, W., Neptune, R.R.**, 2010. The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion. *J Biomech* 43, 2771-2779.
- Reed, M., Manary, M.A., Schneider, L.W.**, 1999. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. *SAE Technical Paper*.
- Requejo, P.S., Furumasu, J., Mulroy, S.J.**, 2015. Evidence-Based Strategies for Preserving Mobility for Elderly and Aging Manual Wheelchair Users. *Topics in geriatric rehabilitation* 31, 26-41.
- Rezzoug, N., Hernandez, V., Jacquier-Bret, J., Gorce, P.**, 2013. Comparison between model-based and measured force polytopes: towards isometric force capacity evaluation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 16 Suppl 1, 172-174.
- Rezzoug, N., Jacquier-Bret, J., Hernandez, V., Gorce, P.**, Year Application of robotic indices to evaluate human upper-limb force capacities. In *IECON 2012 - 38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society. Montreal, QC. 25-28 Oct. 2012*.

Rezzoug, N., Jacquier-Bret, J., Hernandez, V., Gorce, P., 2012b. Biomechanical versus robotic indices to assess isometric force generation capabilities. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 15 Suppl 1, 153-155.

Richards, J.G., 1999. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science* 18, 589-602.

Robertson, R.N., Boninger, M.L., Cooper, R.A., Shimada, S.D., 1996. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil* 77, 856-864.

Rohmert, W., 1966. Maximum force exerted by men in the zone of movement of the arms and legs. *Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen Research Report No. 1616*. Westdeutscher Verlag Koeln-Opladen.(English translation: Library Translation No. 1939, Royal Aircraft Establishment, Farnborough).

Roman-Liu, D., Tokarski, T., 2005. Upper limb strength in relation to upper limb posture. *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, 19-31.

Roy, J.-S., Macdermid, J.C., Boyd, K.U., Faber, K.J., Drosdowech, D., Athwal, G.S., 2009. Rotational strength, range of motion, and function in people with unaffected shoulders from various stages of life. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 1, 4.

Sabes, P.N., Jordan, M.I., 1997. Obstacle avoidance and a perturbation sensitivity model for motor planning. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* 17, 7119-7128.

Sahaly, R., Vandewalle, H., Driss, T., Monod, H., 2001. Maximal voluntary force and rate of force development in humans--importance of instruction. *Eur J Appl Physiol* 85, 345-350.

Salter, N., Darcus, H.D., 1952. The effect of the degree of elbow flexion on the maximum torques developed in pronation and supination of the right hand. *Journal of anatomy* 86, 197-202.

Sasaki, M., Iwami, T., Miyawaki, K., Sato, I., Obinata, G., Dutta, A., 2010. Higher Dimensional Spatial Expression of Upper Limb Manipulation Ability based on Human Joint Torque Characteristics. *Robot Manipulators, New Achievements*, 693-718.

Sasaki, M., Iwami, T., Miyawaki, K., Sato, I., Obinata, G., Dutta, A., 2011. Higher Dimensional Spatial Expression of Upper Limb Manipulation Ability Based on Human Joint Torque Characteristics, in: *Lazinica, A., Kawai, H. (Eds.), Manipulators New Achievements*. INTECH Open Access Publisher.

Sati, M., de Guise, J.A., Larouche, S., Drouin, G., 1996. Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee* 3, 121-138.

Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., Rau, G., 1999. A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics* 32, 615-621.

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. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 1, 109-125.

Seireg, A., Arvikar, R.J., 1973. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J Biomech* 6, 313-326.

Senk, M., Cheze, L., 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin Biomech* 21 Suppl 1, S3-8.

Sherman, M.A., A., S., Delp, S.L., 2013. What is a Moment Arm? Calculating Muscle Effectiveness in Biomechanical Models Using Generalized Coordinates. *ASME 2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference Volume 7B: 9th International Conference on Multibody Systems, Nonlinear Dynamics, and Control.*

Sie, I.H., Waters, R.L., Adkins, R.H., Gellman, H., 1992. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 44-48.

Silder, A., Heiderscheit, B., Thelen, D.G., 2008. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech* 41, 1520-1527.

Singh, J.R., Rastegar, J., 1995. Optimal synthesis of robot manipulators based on global kinematic parameters. *Mechanism and Machine Theory* 30, 569-580.

Söderkvist, I., Wedin, P.-Å., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics* 26, 1473-1477.

Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., Leardini, A., 2005. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clinical Biomechanics* 20, 320-329.

Tanaka, Y., Shiokawa, M., Yamashita, H., Tsuji, T., Year Manipulability Analysis of Kicking Motion in Soccer Based on Human Physical Properties. In *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2006.* Taipei, Taiwan.

Tanaka, Y., Yamada, N., Nishikawa, K., Masamori, I., Tsuji, T., Year Manipulability analysis of human arm movements during the operation of a variable-impedance controlled robot. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.* Edmonton, Canada.

Thelen, D.G., 2003. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of biomechanical engineering* 125, 70-77.

Thouze, A., Monnet, T., Lacouture, P., Begon, M., 2013. A numerical approach to assess the soft tissue artefact during human movement analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 16 Suppl 1, 59-60.

Tsaopoulos, D.E., Baltzopoulos, V., Richards, P.J., Maganaris, C.N., 2011. Mechanical correction of dynamometer moment for the effects of segment motion during isometric knee-extension tests. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md. : 1985) 111, 68-74.

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.

Valero-Cuevas, F.J., 2000. Predictive modulation of muscle coordination pattern magnitude scales fingertip force magnitude over the voluntary range. *Journal of neurophysiology* 83, 1469-1479.

Valero-Cuevas, F.J., 2005. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *J Biomech* 38, 673-684.

Valero-Cuevas, F.J., 2009. A mathematical approach to the mechanical capabilities of limbs and fingers. *Advances in experimental medicine and biology* 629, 619-633.

Valero-Cuevas, F.J., Johanson, M.E., Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics* 36, 1019-1030.

Valero-Cuevas, F.J., Zajac, F.E., Burgar, C.G., 1998. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *J Biomech* 31, 693-703.

van Bolhuis, B.M., Gielen, C.C.A.M., van Ingen Schenau, G.J., 1998. Activation patterns of mono- and bi-articular arm muscles as a function of force and movement direction of the wrist in humans. *The Journal of physiology* 508, 313-324.

van der Helm, F.C., Year A three-dimensional model of the shoulder and elbow. In *First Conference of the International Shoulder Group*.

van der Woude, L.H., Bouw, A., van Wegen, J., van As, H., Veeger, D., de Groot, S., 2009. Seat height: effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *Journal of rehabilitation medicine* 41, 143-149.

van der Woude, L.H., Veeger, H.E., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W., Rozendaal, L.A., 2001. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics* 23, 713-733.

Van Drongelen, S., Van der Woude, L.H., Janssen, T.W., Angenot, E.L., Chadwick, E.K., Veeger, D.H., 2005. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil* 86, 1214-1220.

Vanlandewijck, Y., Theisen, D., Daly, D., 2001. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports medicine* (Auckland, N.Z.) 31, 339-367.

- Vasavada, A.N., Li, S., Delp, S.L.**, 1998. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976)* 23, 412-422.
- Veeger, D., van der Woude, L.H., Rozendal, R.H.**, 1989. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 26, 37-46.
- Veeger, H.E., van der Woude, L.H., Rozendal, R.H.**, 1991. Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 1, 270-280.
- Veeger, H.E.J.**, 2000. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics* 33, 1711-1715.
- Veeger, H.E.J., Rozendaal, L.A., van der Helm, F.C.T.**, 2002. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 17, 211-218 %U <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11937259>.
- Wei, S.H., Huang, S., Jiang, C.J., Chiu, J.C.**, 2003. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18, S46-52.
- Welmer, A.K., Holmqvist, L.W., Sommerfeld, D.K.**, 2006. Hemiplegic limb synergies in stroke patients. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 85, 112-119.
- Windolf, M., Gotzen, N., Morlock, M.**, 2008. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system. *J Biomech* 41, 2776-2780.
- Winter, D.A.**, 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley-Interscience % @ 0471509086 % 7 2.
- Winter, D.A., Wells, R.P., Orr, G.W.**, 1981. Errors in the use of isokinetic dynamometers. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 46, 397-408.
- Woltring, H.J., Huiskes, R., de Lange, A., Veldpaus, F.E.**, 1985. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics* 18, 379-389.
- WSDLI**, 2014. Washington State Department of Labour Industries, Hazard zone jobs checklist. www.lni.wa.gov/safety/SprainsStrains/evaltools/HazardZoneChecklist.doc.
- Wu, G., Cavanagh, P.R.**, 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* 28, 1257-1261.
- 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. *International Society of Biomechanics. J Biomech* 35, 543-548.

Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38, 981-992.

Xu, Y., Terekhov, A.V., Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M., 2012. Forces and moments generated by the human arm: variability and control. *Experimental brain research* 223, 159-175.

Yang, P.F., Sanno, M., Bruggemann, G.P., Rittweger, J., 2012. Evaluation of the performance of a motion capture system for small displacement recording and a discussion for its application potential in bone deformation in vivo measurements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 226, 838-847.

Yoshikawa, T., 1984. Analysis and control of robot manipulators with redundancy, *Robotics Research: The First International Symposium of Robotic Research*. MIT Press, pp. 735-747.

Yoshikawa, T., Year Dynamic manipulability of robot manipulators. In *Robotics and Automation*. Proceedings. 1985 IEEE International Conference on.

Yoshikawa, T., 1985b. Manipulability of Robotic Mechanisms. *Int J Robot Res* 4, 3-9.

Publications personnelles

Revue internationale impactée à comité de lecture :

Hernandez V., Rezzoug N., Jacquier-Bret J. & Gorce P. (2016). Human Upper-limb Force Capacities evaluation with robotic models for ergonomic applications: effect of elbow flexion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (IF: 1.770), 19, 440-449

Hernandez V., Rezzoug N. & Gorce P. (2015). Toward isometric force capabilities evaluation by using a musculoskeletal model: Comparison with direct force measurement. *Journal of Biomechanics* (IF: 2.751), 48, 3178-3184

Conférences internationales à comité de lecture avec publication d'actes :

Rezzoug N., **Hernandez V.**, Jacquier-Bret J. & Gorce P. (2013). Comparison between model-based and measured force polytopes: towards isometric force capacity evaluation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16 Suppl 1, 172-174

Rezzoug N., Jacquier-Bret J., **Hernandez V.** & Gorce P. (2012) Application of robotic indices to evaluate human upper-limb force capacities. *IECON 2012 - 38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*, Montreal, QC, 25-28 Oct. 2012, 5568-5573

Rezzoug N., Jacquier-Bret J., **Hernandez V.** & Gorce P. (2012). Biomechanical versus robotic indices to assess isometric force generation capabilities. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15 Suppl 1, 153-155



Toward isometric force capabilities evaluation by using a musculoskeletal model: Comparison with direct force measurement



Vincent Hernandez*, Nasser Rezzoug, Philippe Gorce

HandiBio-EA 4322-Université de Toulon, Toulon-Var, 83957 La Garde Cedex, France

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 5 July 2015

Keywords:

Musculoskeletal model
Force polytope
Isometric force
Upper limb

ABSTRACT

Developing formalisms to determine force capabilities of human limbs by using musculoskeletal models could be useful for biomechanical and ergonomic applications. In this framework, the purpose of this study was to compare measured maximal isometric force capabilities at the hand in a set of Cartesian directions with forces computed from a musculoskeletal model of the upper-limb. The results were represented under the form of a measured force polytope (MFP) and a musculoskeletal force polytope (MSFP). Both of them were obtained from the convex hull of measured and simulated force vectors endpoints. Nine subjects participated to the experiment. For one posture recorded with an optoelectronic system, maximum isometric forces exerted at the hand were recorded in twenty six directions of the Cartesian space with a triaxial force sensor.

Results showed significant differences between the polytopes global shapes. The MSFP was more elongated than the MFP. Concerning the polytopes volumes, no significant difference was found. Mean maximal isometric forces provided by MFP and MSFP were 509.6 (118.4) N and 627.9 (73.3) N respectively. Moreover, the angle between the main axes of the two polytopes was 5.5 (2.3)° on average. Finally, RMS error values between MFP and MSFP were lower than 100 N in 88% of the considered directions.

The proposed MSFP based on a musculoskeletal model gave interesting information on optimal force orientation parameters. The possible applications in the frame of ergonomics, rehabilitation and biomechanics are proposed and discussed.

© 2015 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Developing and validating original formalisms for human limbs force capabilities evaluation could be of great interest to propose practical applications in ergonomics and rehabilitation by finding optimal force directions linked to the posture and characterizing force patterns linked to specific muscles deficiency.

Several studies have been conducted to determine the force capabilities at the hand (Oshima et al., 2000; Tanaka et al., 2005; Sasaki et al., 2010; Rezzoug et al., 2012, 2013; Carmichael and Liu, 2013), the fingers (Valero-Cuevas, 2009; Kutch and Valero-Cuevas, 2011, 2012; Inouye et al., 2012), or the feet (Komura et al., 1999; Tanaka et al., 2006) through formalisms borrowed from the fields of robotics (Yoshikawa, 1984; Chiacchio et al., 1997) or computational geometry (Valero-Cuevas et al., 2003). The proposed models are either joint torque based (Tanaka et al., 2005, 2006; Sasaki et al., 2010; Rezzoug et al., 2012, 2013) or muscles based (Komura et al., 1999; Oshima et al., 2000; Valero-Cuevas, 2009; Kutch and Valero-Cuevas, 2011,

2012; Inouye et al., 2012; Carmichael and Liu, 2013). Initially, joint torque based models called force ellipsoids and force polytopes were used to predict the force capabilities at the kinematic chain extremity that interacts with the environment, defined as the end-effector, from posture and hypotheses on maximum joint torques (Tanaka et al., 2006; Sasaki et al., 2011; Rezzoug et al., 2012, 2013). While simple, these models suffer from several drawbacks. Firstly, cumbersome isokinetic procedures are needed to assess the maximum joint torques (Tanaka et al., 2006; Sasaki et al., 2011; Rezzoug et al., 2012, 2013). Secondly, joint torques are posture dependent because they evolve with muscles moment arm (Pinter et al., 2010; Sherman et al., 2013). Thirdly, due to multi-articular muscles, and co-contraction mechanisms, joint torques are linked together (Valero-Cuevas, 2009). Therefore, it appears that musculoskeletal models should be used because they could satisfy all the above mentioned conditions since they are based on muscular geometry (Oshima et al., 2000; Holzbaur et al., 2005; Jan Nijhof and Gabriel, 2006; Delp et al., 2007; Valero-Cuevas, 2009). However, none of the mentioned upper-limb models has been thoroughly validated in 3D. Some comparisons between modeled and measured forces polytopes and ellipsoids have been proposed on only one subject (Sasaki et al., 2011; Rezzoug et al., 2013). Some studies only considered the horizontal plane (Oshima

* Corresponding author. Tel: +33 4 94 14 27 55; fax: +33 4 94 14 22 78.
E-mail address: vincent.hernandez@univ-tln.fr (V. Hernandez).

et al., 2000; Sasaki et al., 2011) while others compared the model with literature data only (Carmichael and Liu, 2013). Finally some did not propose any validation at all (Komura et al., 1999).

In this framework, the original contribution of the present study is twofold. Firstly, a simple and fast algorithm is presented to compute isometric force generation capabilities at the end-effector, the hand in the present study, with a musculoskeletal model (Holzbaur et al., 2005) and represented under the form of a musculoskeletal force polytope (MSFP). Then, the MSFP is compared to a measured force polytope (MFP) based on direct 3D force measurements at the hand in a set of directions. Secondly, the polytopes global shape, volume, maximal amplitude and angle between their main axes are compared and discussed.

2. Materials and experimentation

2.1. Subjects

Nine right-handed males took part in this study (mean (standard deviation (SD)) age 28.1 (6.1) years, height 179.3 (7.9) cm and weight 79.4 (9.9) kg). No one suffered from right upper limb pathology that could affect maximal strength capability assessment. Each subject gave informed written consent in accordance with the Helsinki declaration and the experimental protocol was approved by the local ethics committee.

2.2. Material

In order to evaluate the upper-limb joint angles, the 3D Cartesian position of thirteen light reflective markers placed on the trunk and the right upper-limb were tracked by using an OQUS 400 optoelectronic system (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden) composed of 6 cameras with a sample rate of 200 Hz. Following the ISB recommendations (Wu et al., 2005), thirteen markers were placed on the xiphoid process, suprasternal notch, one on each most dorsal point of the acromioclavicular joint, lateral and medial epicondyles of the humeral, most caudal–lateral point on the radial styloid and most caudal–medial point on the ulnar styloid processes, middle of the third metacarp, distal extremity of the second and fifth metacarp, seventh cervical vertebra and eighth thoracic vertebra. The same set of markers was also applied in the musculoskeletal model at the corresponding anatomical landmarks.

The maximum isometric forces at the hand were evaluated at a sampling rate of 100 Hz with a triaxial force platform AMTI-OR6-WP-1000 (Advanced Mechanical Technology Inc., USA, Watertown) equipped with a hand-made apparatus including a handle.

3. Methods

3.1. Musculoskeletal force polytopes computation

3.1.1. Musculoskeletal model

To compute the MSFP, the freely available (<https://simtk.org>) simplified version of the right upper-limb model from Holzbaur et al. (2005) was used. It includes $p=29$ muscles based on a hill type model with the addition of a passive element parallel to the active contractile element (Schutte et al., 1993; Buchanan et al., 2004). Model computation was performed with OpenSim v3.2 (Delp et al., 2007) using the Matlab API (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA).

3.1.2. Joint angles and Jacobian matrix J

The OpenSim inverse kinematics tool was used to determine joint angles. The geometry of the generic musculoskeletal model

was scaled according to the markers location. The kinematics chain of the upper-limb consisted of the arm, forearm and hand connected together by three joints (glenohumeral, elbow and wrist joints) with $m=7$ degrees of freedom (dofs). Three dofs were considered at the shoulder (plane of elevation, elevation angle, and internal–external rotation), 2 dofs at the elbow (flexion–extension and pronation–supination) and 2 dofs at the hand (flexion–extension and ulnar–radial deviation). The Jacobian matrix J is needed ($\dim(J)=m \times n=7 \times 3$) describing the upper-limb kinematic model is computed from the joint angle vector $\mathbf{q}=[q_1, q_2, \dots, q_m]$ ($\dim(\mathbf{q})=m=7$) and segment lengths. The elements J_{ij} of J correspond to the partial derivatives of the end-effector coordinate x_i relative to the joint angle q_j .

3.1.3. Muscle activation

The purpose of this section is to present the method selected to determine the muscle activation pattern to compute the MSFP. The basic idea is to consider a direction \mathbf{v} in end-effector space and select the muscles that will contribute to a force generation according to \mathbf{v} . Each muscle generates a force in end-effector space through the kinematic chain. Considering the k th muscle, the direction of this force noted \mathbf{m}_k ($k=1, \dots, p$) is computed according to the Eq. (1) and stored in the k th column of the matrix \mathbf{I} ($\dim(\mathbf{I})=n \times p=3 \times 29$).

$$[\mathbf{m}_1, \mathbf{m}_2, \dots, \mathbf{m}_p] = \mathbf{I} = \mathbf{J}^T \mathbf{N}^T \quad (1)$$

\mathbf{N} ($\dim(\mathbf{N})=p \times m=29 \times 7$) (2) represents the muscles moment arm matrix i.e. the partial derivatives of muscles length l_k^M relative to the joint position q_j (Sherman et al., 2013) and \mathbf{J}^{T+} ($\dim(\mathbf{J}^{T+})=n \times m=3 \times 7$) the Moore–Penrose pseudo-inverse of \mathbf{J}^T .

$$\mathbf{N}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_1^M}{\partial q_1} & \frac{\partial l_1^M}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial l_1^M}{\partial q_m} \\ \frac{\partial l_2^M}{\partial q_1} & \frac{\partial l_2^M}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial l_2^M}{\partial q_m} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial l_p^M}{\partial q_1} & \frac{\partial l_p^M}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial l_p^M}{\partial q_m} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Then, it is assumed that the k th muscle contributes to the force production in the direction \mathbf{v} if the angle between \mathbf{m}_k and \mathbf{v} is inferior to 90° (Fig. 1). Then, muscle activation vector $\mathbf{a}=[a_1, a_2, \dots, a_p]$ ($\dim(\mathbf{a})=p=29$) is computed according to the following method. The k th muscle activation \mathbf{a}_k is set to 1 if it contributes to the force according to \mathbf{v} and it is set to 0 otherwise.

The vector \mathbf{a}_k is determined for each vector \mathbf{v} . In order to span all the end-effector force space, the procedure is repeated with a set of vectors \mathbf{v}_u distributed on spherical coordinates (r, θ, φ) with $r=1$, $\theta \in [0, 360^\circ]$ and $\varphi \in [0, 180^\circ]$ with angular increments of 1°

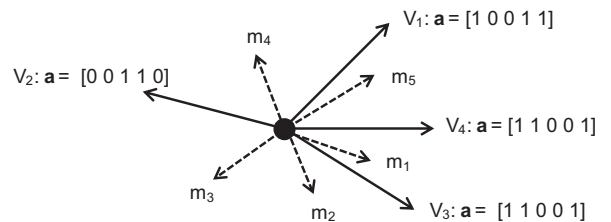


Fig. 1. Simple case with 5 directions of muscle action (dotted line) at the end-effector, 4 units vectors (solid line) and their considered muscle activation vector \mathbf{a} .

calculated as follows:

$$\mathbf{v}_u = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3)$$

The example presented in Fig. 1 considers five muscles and four \mathbf{v}_u vectors. For each one the activation vector \mathbf{a}_k is displayed. In some cases, e.g. for \mathbf{v}_3 and \mathbf{v}_4 , the same activation vector is obtained. In such circumstances the duplicate \mathbf{a}_k are removed.

3.1.4. End-effector force vector

In order to compute the maximum force at the end-effector, the dynamics Eq. (4) is considered. It links the resultant joint torque $\boldsymbol{\tau}_m$ to inertial $\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ (\mathbf{H} is the inertia matrix in joint space), centrifugal and Coriolis $\mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$, and gravity joint torques $\boldsymbol{\tau}_g$.

$$\mathbf{H}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}) + \boldsymbol{\tau}_g(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_m \quad (4)$$

In the case of isometric condition ($\dot{\mathbf{q}} = \ddot{\mathbf{q}} = 0$), dynamic torques due to the joint velocity and acceleration are set to zero.

In order to scale the subjects' muscles maximal isometric forces, the method proposed by Correa and Pandy (2011) was used by considering the following formula:

$$F_{\max}^{\text{scaled}} = F_{\max}^{\text{generic}} \times \frac{M^{\text{scaled}}}{M^{\text{generic}}} \times \frac{I_{\text{MTU}}^{\text{generic}}}{I_{\text{MTU}}^{\text{scaled}}} \quad (5)$$

M^{scaled} , M^{generic} , $I_{\text{MTU}}^{\text{generic}}$, $I_{\text{MTU}}^{\text{scaled}}$, and $F_{\max}^{\text{generic}}$ represent the generic model mass, the subject mass, the generic model muscle–tendon length, the subject muscle–tendon length and the generic model force respectively. Since the lengths of the bones used in the models were consistent with a 50th percentile male (Holzbaur et al., 2005), M^{generic} was assumed to be equal to 78 kg (Gordon et al., 1989).

The active muscular forces $\mathbf{f}_{ma} = [f_1, f_2 \dots f_p]$ ($\dim(\mathbf{f}_{ma})=p=29$) depending on muscle activation \mathbf{a} , the passive muscular forces $\mathbf{f}_{mp} = [f_1, f_2 \dots f_p]$ ($\dim(\mathbf{f}_{mp})=p=29$) and muscles' moment arm matrix \mathbf{N} were obtained from OpenSim.

Then, the set of active $\boldsymbol{\tau}_{ac} = [\tau_1, \tau_2 \dots \tau_m]$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}_{ac})=m=7$) and passive joint torques $\boldsymbol{\tau}_{pa} = [\tau_1, \tau_2 \dots \tau_m]$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}_p)=m$) was computed according to Eqs. (6) and (7) respectively.

$$\boldsymbol{\tau}_{pa} = \mathbf{N}^T \mathbf{f}_{mp} \quad (6)$$

$$\boldsymbol{\tau}_{ac} = \mathbf{N}^T \mathbf{f}_{ma}(\mathbf{a}) \quad (7)$$

For each segment, the mass and center of mass position relative to the proximal joint center were determined according to Dumas et al. (2007). These data are used to compute gravity torque $\boldsymbol{\tau}_g = [\tau_1, \tau_2 \dots \tau_m]$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}_g)=m$).

Finally, the resultant joint torques vector $\boldsymbol{\tau}_m$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}_m)=m$) is computed according to Eq. (8).

$$\boldsymbol{\tau}_m = \boldsymbol{\tau}_{ac} + \boldsymbol{\tau}_{pc} - \boldsymbol{\tau}_g \quad (8)$$

Upper-limb forces at the end-effector of the kinematics chain \mathbf{f}_{end} ($\dim(\mathbf{f}_{\text{end}})=n=3$) are then computed by the following formula:

$$\mathbf{f}_{\text{end}} = \mathbf{J}^T \boldsymbol{\tau}_m \quad (9)$$

This calculation was repeated for each activation set \mathbf{a} . Finally, MSFP was constructed by considering the convex hull of the \mathbf{f}_{end} set.

3.2. Measured force polytope computation

For a given upper-limb posture, the experimental procedure consisted in the evaluation of the maximal isometric force produced in 26 different directions described by an elevation and azimuth angle (Fig. 2). They were distributed in the Cartesian space from 0° to 315° of azimuth with an increment of 45° with 3 different elevation angles at 0° (horizontal plane), 45° (upward) and –45° (downwards). Finally, two conditions corresponding to 90° (upward) and –90° (downwards) of elevation were considered. During the experiment, the trunk was attached to a Biodex 3 chair (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA) with safety belts to minimize its muscular contribution (Fig. 3). For each direction, the subjects had to produce maximum force during 3 s with verbal encouragements. A rest period of 3 min was allowed between each force directions and the instructions were given randomly to avert fatigue bias. Then, the MFP was built from the convex hull of the 3D maximal isometric force vectors endpoint (Fig. 4).

3.3. MFP and MSFP parameters

The MSFP and MFP were compared through different parameters. The first one is the volume which is obtained from the convex hull of the endpoint force vector and assesses the global force capabilities.

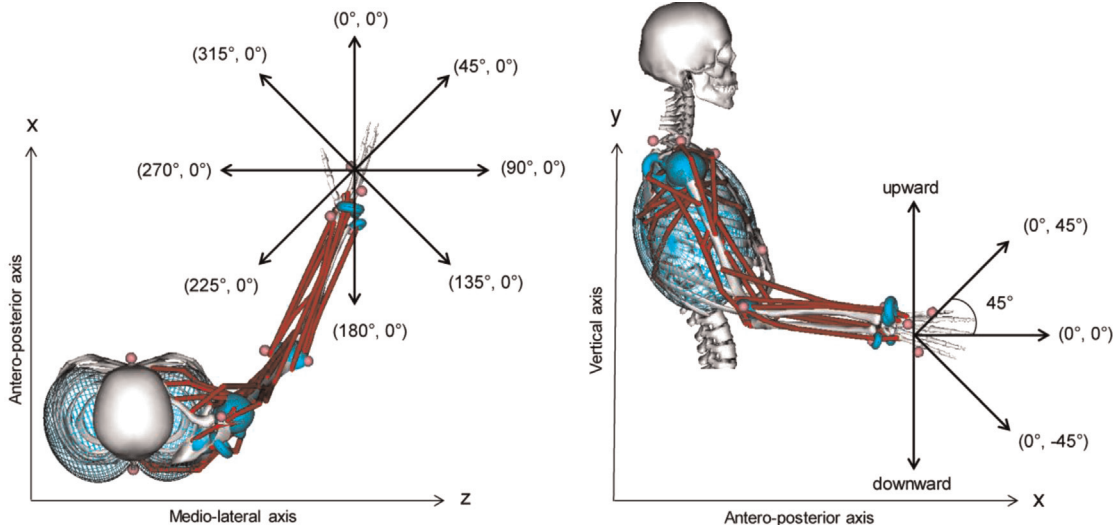


Fig. 2. Description of the set of force direction considered in the experimentation. (A) Set of 8 directions in the horizontal plane. For each direction the two angular values (Theta, Beta) in the parentheses correspond to the azimuth (Theta) and elevation (Beta). Then, these 8 directions were considered with elevation angles of –45° and 45° (B) presents an example for the 0° azimuth). Moreover, two conditions corresponding to an elevation of 90° (upward) and –90° (downward) were considered.



Fig. 3. Experimental set up. The belt on the forearm is not tightened.

The second characteristic called the isotropy (Bayle et al., 2001) describes the shape of the polytopes and is determined according to the following formula:

$$w = \sqrt{1 - \frac{\sigma_{\min}^2}{\sigma_{\max}^2}} \quad (10)$$

σ_{\max} and σ_{\min} represent the maximum and minimum singular values from the singular value decomposition (SVD) of each polytopes vertices. The more the value of w is near to 1, the more elongated is the shape of the polytope.

The third parameter is the angle between the principal axes of the two polytopes given by the axis corresponding to the maximum singular value. The angle between each polytope main axis and the longitudinal axis of the forearm was also computed.

Finally, the maximal forces given by each polytope and the root mean square error (RMSE) between them were computed along six different orthogonal directions (up, down, push, pull, in and out) and along the MSFP main axis in the forward and backward direction with respect to the global reference frame was computed. The RMSE between each polytope was also evaluated and was represented under the form of a colored sphere in end-effector force space (see Fig. 5).

4. Results

4.1. Statistical analysis

Data normality was checked with the Shapiro–Wilk test. Then, a paired Student's t -test was performed. All statistical analyses were done with Statistica (Statsoft, Tulsa, OK, USA) and the significance level was set at $p=0.05$.

4.2. Joint angle

The joint angles at each dof during the force measurement are presented in Table 1.

4.3. Polytopes parameters

Concerning the MSFP and MFP parameters, a significant difference was found between their isotropy (10) (MSFP: 0.98 (0.01) vs. MFP: 0.92 (0.04), $p < 0.05$). Table 2 shows the angle between the main axis of each polytope as well as the angle between each polytope and the longitudinal axis of the forearm. As shown in Fig. 4, the MSFP and MFP main axes were oriented downwards and medially with respect to the longitudinal axis of the forearm.

MSFP and MFP volumes (N^3) were not significantly different (MSFP: 2.9×10^7 (1.1×10^7) vs. MFP: 4.3×10^7 (2.7×10^7), $p > 0.05$) contrary to their corresponding maximal forces (MSFP: 627.9 (73.3) N vs. MFP: 509.6 (118.4) N, $p < 0.05$).

Table 3 presents RMSE between the MSFP and MFP along the eight directions described in Section 3c.

The global mean RMSE is 52.9 (22.4) N with variations between 0.8 (0.9) N and 248.5 (63.5) N. RMSE values under 50 N, between 50 N and 100 N and above 100 N represented 54%, 34% and 12% of the RMSE in all the considered directions respectively.

4.4. Comparison with the method of Carmichael and Liu (2011)

A comparison was made with the optimization-based method proposed by Carmichael and Liu (2011) with the same musculoskeletal model but considering only the 4 proximal dofs (plane of elevation, humeral elevation, lateral-medial rotation and elbow flexion–extension). The RMSE between the proposed polytope and that of Carmichael and Liu (2011) was assessed according to the eight directions described in Section 3c (Table 3). The RMSE reached a maximal and minimal mean value of 44.4 (23.9) N and 1.8 (1.3) N for the "push" and "down" direction respectively. The RMSE between each polytope and MFP was significantly different for "forward" and "out" only with lower RMSE for the proposed formalism ($p < 0.05$) (Table 3). Furthermore, the proposed method runs faster with 8.16 (0.13) s vs. 209.19 (29.83) s for 10 trials (Matlab R2013b, Intel i7, 2.40 GHz).

5. Discussion

The purpose of this study was firstly, to compute the MSFP from a musculoskeletal model of the upper-limb (Holzbaur et al., 2005) and secondly, to compare it to the MFP based on direct force measurement. That comparison was made on the isotropy, volume, main axis orientation, maximal force and RMSE. The present work extends the results of prior studies (Oshima et al., 2000; Jan Nijhof and Gabriel, 2006; Carmichael and Liu, 2013) with a more complex musculoskeletal model and 3D forces representation and comparison.

Force distribution was consistent with data published for close postures (Oshima et al., 2000; Jan Nijhof and Gabriel, 2006; Sasaki et al., 2010) with force along the anteroposterior axis larger than

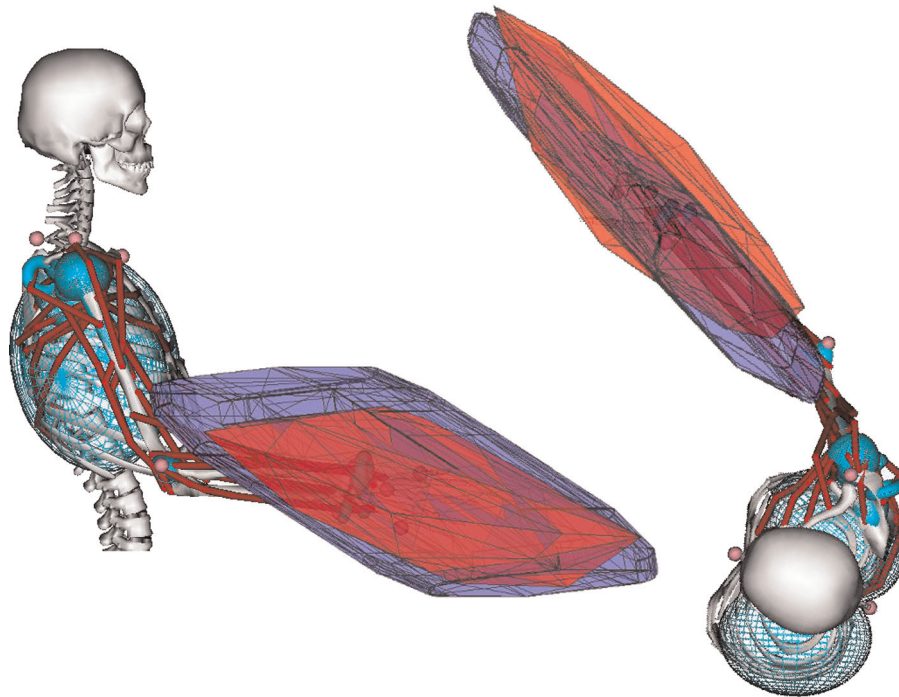


Fig. 4. 3D representation of the posture for one subject and the corresponding MSFP (light gray or blue) and MFP (dark gray or red). (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

those along the mediolateral axis and globally oriented downwards and laterally to the longitudinal axis of the forearm.

Isotropy was greater than 0.92 for the two models which suggest an elongated shape (Figs. 4 and 5) with the MFP significantly less elongated than the MSFP. Given the RMSE reported in Table 3, the MSFP provides a good assessment about force amplitude compared with the MFP, except along the MSFP main axis in the backward direction with a RMSE of 207.4 (112.3) N. Thus, as shown in Fig. 5 that represents a sphere of the RMSE values and force direction, these values represented a few parts of the global errors. Except that, the MSFP gave a good strength estimation in other directions with 54% and 34% of the RMSE values under 50 N and between 50 N and 100 N respectively.

An overestimation of some muscle strength or moment arm in the generic musculoskeletal such as elbow flexors could explain these differences. It may also be difficult to fully activate muscle in some directions. Polytopes volumes did not show significant difference, but this parameter has to be considered cautiously because of the important inter individual variability.

The angle between the main axes of the MSFP and MFP was 5.4° (2.4) with an absolute range between 2.4° and 9.5° among subjects that suggest a good assessment of global force orientation.

The proposed method avoids computing all possible 2^{29} activation combinations for the current model, needs shorter computing time than the method of Carmichael and Liu (2011) and is simpler to implement. The two main differences between both methods are firstly, that the optimization method can lead to activation values between 0 and 1 which is not allowed in the proposed method. Secondly, the method of Carmichael and Liu (2011) uses the Jacobian matrix \mathbf{J} while the present formalism is based on the Moore–Penrose pseudo-inverse of \mathbf{J} which is obtained from a least square procedure. Despite those differences, the RMSE for each method with the MFP suggested a similar level of accuracy. The binary activation simplification may conduct to a slight underestimation of maximal isometric forces but we think that it is an acceptable trade-off between accuracy and computing time especially for real time computing.

The principal limitation of this study is that a generic musculoskeletal model with scaled methods based on subject mass and musculotendon length was used. These scaling methods do not take into account the physical condition of the subject or the fatigue. New factors considering these parameters could be interesting especially in the case of elder and/or disabled people. Also, the proposed method did not take into account the possible muscles co-contractions that could reduce the force amplitude at the end-effector. One possibility would be to introduce co-contraction factors in the musculoskeletal model relative to the force direction and the posture. Another limitation concerns the grasp moment generated by the hand on the handle. Indeed, it has been shown that such a moment is exerted even in the absence of an explicit instruction (Xu et al., 2012). In this way, the MSFP may overestimate the human force capability in certain directions because as shown in Xu et al. (2012) the grasp moment amplitude depends on the force direction. Therefore, there is no simple mean to compensate for this force-direction-dependent moment and further investigations need to be done to characterize its pattern. In order to minimize this contribution, subjects were explicitly asked to avoid rotating the handle.

Even if some improvement has to be done to better scale individual force and obtain a more accurate and specific model, the present one gives good assessment about strength estimation, particularly on preferential force orientation, global force distribution and force amplitude except in a few parts of the sphere surface (principally around the backward direction for the current posture). More data are needed to confirm our results, especially in other postures. Even if the trunk was attached with safety belts it may have participated somewhat to the force production leading to a slight force overestimation. However, the experimental protocol tried to minimize this contribution.

Regardless, musculoskeletal models could actually allow a good assessment of strength capacity and provide a useful method to predict force capabilities for postures not directly observed. Strength estimation with musculoskeletal model can be helpful in the field of ergonomics and biomechanics research. For a given

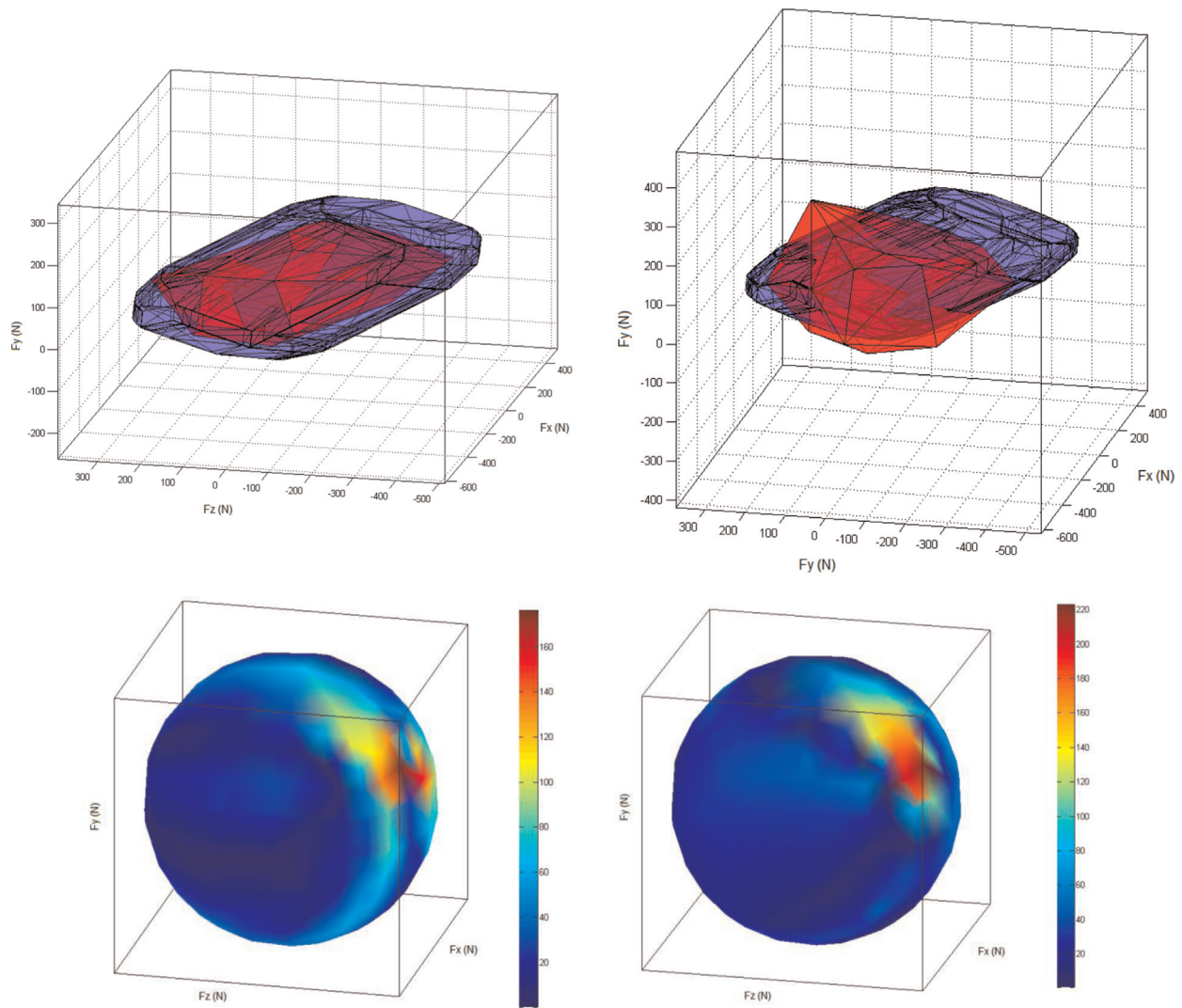


Fig. 5. Representation of MSFP (light gray or blue) and MFP (dark gray or red) (up) for two subjects and their corresponding coloured sphere that represents the RMSE with gradient colors (down). (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

Table 1

Mean (SD) joint angle (°) at the shoulder (S), the elbow (E), and the wrist (W) for each dof: plane of elevation (PELV), humerus elevation (ELV), flexion–extension (FL/EX) lateral and medial rotation (LR/MR), supination–pronation (SU/PR), and radial–ulnar deviation (RD/UD).

	S-PELV	S-ELV	S-LR/MR	E-FL/EX	E-SU/PR	W-RD/UD	W-FL/EX
Mean (SD)	30.2 (13.7)	28.2 (3.6)	−1.8 (7.6)	61.9 (5.4)	7.0 (12.0)	−15.1 (30.6)	−15.4 (13.7)

Table 2

Mean (SD) angle (°) between the main axis of MFP and MSFP ($\alpha_{MFP/MSFP}$) and between the longitudinal axis of the forearm and each polytope ($\alpha_{MFP/forearm}$ and $\alpha_{MSFP/forearm}$).

	$\alpha_{MFP/MSFP}$	$\alpha_{MFP/forearm}$	$\alpha_{MSFP/forearm}$
Mean (SD)	5,5 (2.3)	17,7 (4.3)	18,7 (4.8)

posture, it could be important to determine how far the current applied force is from the optimal force direction and so, help optimizing a task (Oshima et al., 2000; Tanaka et al., 2006; Jacquier-Bret et al., 2013). Musculoskeletal models can also provide interesting information in the field of robotic rehabilitation for person with reduced mobility to determine the external assistance needed in relation with the subject’s capability to perform a task more accurately (Carmichael and Liu, 2013) or by minimizing physical

effort. Prevention of musculoskeletal disorders could also be considered to adapt the posture, the task or the environment in order to lower joint stress by reducing necessary joint torque.

6. Conclusion

Force generation capabilities at the hand assessed with an upper-limb musculoskeletal model set under the form of a MSFP were compared with direct force measurement (MFP). Then, specific parameters characterizing both polytopes (isotropy, maximum force, volume, global orientation and RMSE in a set of direction) were compared.

The main limitations of this study are the muscular force scaling that may be improved to individualize the musculoskeletal model, the possible force production of the trunk, the co-contraction effect

Table 3
 First row – RMSE (SD) between the MFP and the MSFP along six orthogonal directions (up, down, push, pull, in and out) and along the MSFP main axis (forward, backward).
 Second row – RMSE (SD) between the MFP and the polytope obtained from the method of Carmichael and Liu (2011). Third row – RMSE (SD) between the MSFP and the polytope obtained from the method of Carmichael and Liu (2011).

	Forward	Backward	Up	Down	Push	Pull	In	Out
RMSE MFP vs MSFP	49.0* (38.3)	207.4 (112.3)	43.5 (38.1)	42.8 (31.9)	77.1 (83.7)	76.3 (31.4)	47.4 (20.3)	34.4* (32.0)
RMSE MFP vs Carmichael and Liu (2011)	63.7 (42.5)	236.4 (88.8)	44.7 (49.5)	41.7 (32.6)	106.5 (91.2)	80.0 (29.6)	44.1 (19.4)	44.7 (32.4)
RMSE MSFP vs Carmichael and Liu (2011)	13.1 (15.2)	30.0 (25.7)	17.9 (18.2)	1.8 (1.3)	44.4 (23.9)	7.9 (6.9)	2.3 (2.0)	11.9 (5.4)

* Represent the significant difference ($p < 0.05$) (per column and between the first and second rows).

and the grasp moment. Despite these limitations, we believe that the proposed method could be interesting to assess force capabilities for various applications in biomechanics, ergonomics and rehabilitation.

Conflict of interest

The authors report that there are no conflicts of interests.

Acknowledgment

This work was financially supported by grant 6353-2013 from the ministry of National Education (France).

References

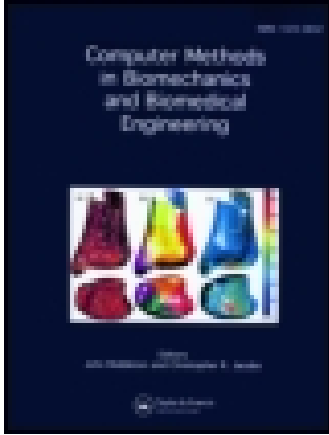
- Bayle, B., Fourquet, J.Y., Renaud, M., 2001. Manipulability analysis for mobile manipulators. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2001, Proceedings 2001 ICRA., vol. 1252, pp. 1251–1256.
- Buchanan, T.S., Lloyd, D.G., Manal, K., Besier, T.F., 2004. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J. Appl. Biomech.* 20, 367–395.
- Carmichael, M.G., Liu, D., 2011. Towards using musculoskeletal models for intelligent control of physically assistive robots. In: Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Conference 2011, pp. 8162–8165.
- Carmichael, M.G., Liu, D., 2013. Estimating physical assistance need using a musculoskeletal model. *IEEE Trans. Bio-med. Eng.* 60, 1912–1919.
- Chiacchio, P., Bouffard-Vercell, Y., Pierrot, F., 1997. Force polytope and force ellipsoid for redundant manipulators. *J. Robot. Syst.* 14, 613–620.
- Correa, T.A., Pandy, M.G., 2011. A mass-length scaling law for modeling muscle strength in the lower limb. *J. Biomech.* 44, 2782–2789.
- 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 Trans. Bio-med. Eng.* 54, 1940–1950.
- Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J. Biomech.* 40, 543–553.
- Gordon, C.C., Churchill, T., Clauser, C.E., Bradtmiller, B., McConville, J.T., 1989. Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics. United States Army Natick Research, Development and Engineering Center, Natick, MA.
- Holzbaur, K.R., Murray, W.M., Delp, S.L., 2005. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann. Biomed. Eng.* 33, 829–840.
- Inouye, J.M., Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J., 2012. A novel synthesis of computational approaches enables optimization of grasp quality of tendon-driven hands. *IEEE Trans. Robot.* 28, 958–966.
- Jacquier-Bret, J., Faupin, A., Rezzoug, N., Gorce, P., 2013. A new postural force production index to assess propulsion effectiveness during handcycling. *J. Appl. Biomech.* 29, 798–803.
- Jan Nijhof, E., Gabriel, D.A., 2006. Maximum isometric arm forces in the horizontal plane. *J. Biomech.* 39, 708–716.
- Komura, T., Shinagawa, Y., Kunii, T.L., 1999. Calculation and visualization of the dynamic ability of the human body. *J. Vis. Comput. Animat.* 10, 57–78.
- Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J., 2011. Muscle redundancy does not imply robustness to muscle dysfunction. *J. Biomech.* 44, 1264–1270.
- Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J., 2012. Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin. *PLoS Comput. Biol.* 8, e1002434.
- Oshima, T., Fujikawa, T., Kameyama, O., Kumamoto, M., 2000. Robotic analyses of output force distribution developed by human limbs. In: Proceedings 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication RO-MAN 2000. Osaka, Japan, pp. 229–234.
- Pinter, I.J., Bobbert, M.F., van Soest, A.J.K., Smeets, J.B.J., 2010. Isometric torque-angle relationships of the elbow flexors and extensors in the transverse plane. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 923–931.
- Rezzoug, N., Jacquier-Bret, J., Hernandez, V., Gorce, P., 2012. Application of robotic indices to evaluate human upper-limb force capacities. In: IECON 2012 – 38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society, Montreal, QC, 25–28 Oct. 2012, pp. 5568–5573.
- Rezzoug, N., Hernandez, V., Jacquier-Bret, J., Gorce, P., 2013. Comparison between model-based and measured force polytopes: towards isometric force capacity evaluation. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 16 (Suppl 1), S172–S174.
- Sasaki, M., Iwami, T., Miyawaki, K., Sato, I., Obinata, G., Dutta, A., 2010. Higher Dimensional Spatial Expression of Upper Limb Manipulation Ability based on Human Joint Torque Characteristics. *Robot Manipulators, New Achievements*, pp. 693–718.
- Sasaki, M., Iwami, T., Miyawaki, K., Sato, I., Obinata, G., Dutta, A., 2011. Higher dimensional spatial expression of upper limb manipulation ability based on human joint torque characteristics. In: Lazinica, A., Kawai, H. (Eds.), *Manipulators New Achievements*. INTECH Open Access Publisher, Croatia.
- 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. *Rehabil. Eng. IEEE Trans.* 1, 109–125.
- Sherman, M.A.A., S., Delp, S.L., 2013. What is a Moment Arm? Calculating Muscle Effectiveness in Biomechanical Models Using Generalized Coordinates. In: ASME2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference Volume 7B: 9th International Conference on Multibody Systems, Nonlinear Dynamics, and Control.
- Tanaka, Y., Shiokawa, M., Yamashita, H., Tsuji, T., 2006. Manipulability analysis of kicking motion in soccer based on human physical properties. In: IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Taipei, Taiwan, 2006, pp. 68–73.
- Tanaka, Y., Yamada, N., Nishikawa, K., Masamori, I., Tsuji, T., 2005. Manipulability analysis of human arm movements during the operation of a variable-impedance controlled robot. In: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Edmonton, Canada, pp. 1893–1898.
- Valero-Cuevas, F.J., 2009. A mathematical approach to the mechanical capabilities of limbs and fingers. *Adv. Exp. Med. Biol.* 629, 619–633.
- Valero-Cuevas, F.J., Johanson, M.E., Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *J. Biomech.* 36, 1019–1030.
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhssous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981–992.
- Xu, Y., Terekhov, A.V., Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M., 2012. Forces and moments generated by the human arm: variability and control. *Exp. Brain Res.* 223, 159–175.
- Yoshikawa, T., 1984. Analysis and control of robot manipulators with redundancy. *Robotics Research: The First International Symposium of Robotic Research*. MIT Press, pp. 735–747.

This article was downloaded by: [University of Exeter]

On: 04 August 2015, At: 00:02

Publisher: Taylor & Francis

Informa Ltd Registered in England and Wales Registered Number: 1072954 Registered office: 5 Howick Place, London, SW1P 1WG



Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

Publication details, including instructions for authors and subscription information:

<http://www.tandfonline.com/loi/gcmb20>

Human upper-limb force capacities evaluation with robotic models for ergonomic applications: effect of elbow flexion

Vincent Hernandez^a, Nasser Rezzoug^a, Julien Jacquier-Bret^a & Philippe Gorce^a

^a HandiBio - EA 4322 - Université de Toulon, Toulon - Var, 83957 La Garde cedex, France

Published online: 27 Jul 2015.



CrossMark

[Click for updates](#)

To cite this article: Vincent Hernandez, Nasser Rezzoug, Julien Jacquier-Bret & Philippe Gorce (2015): Human upper-limb force capacities evaluation with robotic models for ergonomic applications: effect of elbow flexion, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, DOI: [10.1080/10255842.2015.1034117](https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1034117)

To link to this article: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1034117>

PLEASE SCROLL DOWN FOR ARTICLE

Taylor & Francis makes every effort to ensure the accuracy of all the information (the "Content") contained in the publications on our platform. However, Taylor & Francis, our agents, and our licensors make no representations or warranties whatsoever as to the accuracy, completeness, or suitability for any purpose of the Content. Any opinions and views expressed in this publication are the opinions and views of the authors, and are not the views of or endorsed by Taylor & Francis. The accuracy of the Content should not be relied upon and should be independently verified with primary sources of information. Taylor and Francis shall not be liable for any losses, actions, claims, proceedings, demands, costs, expenses, damages, and other liabilities whatsoever or howsoever caused arising directly or indirectly in connection with, in relation to or arising out of the use of the Content.

This article may be used for research, teaching, and private study purposes. Any substantial or systematic reproduction, redistribution, reselling, loan, sub-licensing, systematic supply, or distribution in any form to anyone is expressly forbidden. Terms & Conditions of access and use can be found at <http://www.tandfonline.com/page/terms-and-conditions>

Human upper-limb force capacities evaluation with robotic models for ergonomic applications: effect of elbow flexion

Vincent Hernandez*, Nasser Rezzoug, Julien Jacquier-Bret and Philippe Gorce

HandiBio – EA 4322 – Université de Toulon, Toulon – Var, 83957 La Garde cedex, France

(Received 7 October 2014; accepted 23 March 2015)

The aim of this study was to apply models derived from the robotics field to evaluate the human upper-limb force generation capacity. Four models were compared: the force ellipsoid (FE) and force polytope (FP) based on unit joint torques and the scaled FE (SFE) and scaled FP (SFP) based on maximum isometric joint torques. The four models were assessed from four upper-limb postures with varying elbow flexion (40°, 60°, 80° and 100°) measured by an optoelectronic system and their corresponding isometric joint torques. Ten subjects were recruited. Three specific ellipsoids and polytopes parameters were compared: isotropy, principal force orientation and volume. Isotropy showed that the ellipsoids and polytopes were elongated. The angle between the two ellipsoids main axis and the two polytopes remained low but increased with the elbow flexion. The FE and FP volumes increased and those of SFE and SFP decreased with the elbow flexion. The interest and limits of such models are discussed in the framework of ergonomics and rehabilitation.

Keywords: upper limb; biomechanics; force ellipsoids; force polytopes

Introduction

To execute a goal-directed task, a human operator can use a priori an infinite number of limbs joint spatiotemporal parameters at the kinematic and dynamic levels. However, it is reasonable to think that some parameters are optimized according to the task and to the musculoskeletal constraints. In this framework, biomechanical models of human musculoskeletal system can give useful information for rehabilitation and ergonomic applications (Garg and Kapellusch 2009; Jacquier-Bret et al. 2011; Sasaki et al. 2010; Jacquier-Bret et al. 2012; Jacquier-Bret et al. 2013a). The evaluation of the force generation capacity for a given posture may help to better understand the human motor control. In particular, the force applied by an individual on its environment depends not only on the task but also on the limb segment's posture and muscular strength capacity (Di Domizio and Keir 2010). Usually, force or joint torque productions are determined with force sensor or dynamometer, respectively (Sahaly et al. 2001; Roman-Liu and Tokarski 2005; Silder et al. 2008). While these data are useful, they provide information only in one Cartesian direction or around one joint axis. Determination of force generation at the end effector in all Cartesian directions could be really interesting to assess optimal force directions and global force production. Their interest in ergonomics is that they may allow optimal force direction to be assessed. From such information, on the one hand, it may be possible to better analyse the postural choice made by a human operator (Tanaka et al. 2005; Jacquier-Bret et al. 2012;

Jacquier-Bret et al. 2013b) and on the other hand optimize the posture to lower required joint torques, and consequently pain and musculoskeletal disorders. In this framework, the purpose of this paper is to apply force generation capacity models originating from the robotics field to evaluate upper-limb force capacities in all end-effector space directions. These models are: force ellipsoid (FE), force polytope (FP), scaled force ellipsoid (SFE) and scaled force polytope (SFP). From the knowledge of the upper-limb joint angles and geometry, the first and second ones are based on an assumption of unit norm joint torque (Yoshikawa 1984; Yoshikawa 1985). Their advantage is that they only need the posture of the upper limb to be assessed. The third and fourth (SFE and SFP) ones take into account the bounds on maximum isometric joint torque at the shoulder, elbow and wrist (Chiacchio et al. 1997; Sasaki et al. 2010). These data may be obtained by appropriate systems (Biodex®, Cybex®...) or from literature (Knapik et al. 1983; Danneskiold-Samsøe et al. 2009; Roy et al. 2009; Pinter et al. 2010). The aim of this paper is to compare all these models through the evaluation of derived parameters such as isotropy that characterizes the shape, principal force directions and volume of both ellipsoids and polytopes. To do so, an experiment was set up that considered upper-limb postures with four different elbow flexion values (40°, 60°, 80° and 100°). In work and daily life activities, e.g. grasping and reaching, it appears that the elbow flexion has an important range of motion (van Andel et al. 2008; Jacquier-Bret et al. 2012). Moreover, a study showed that during handbike

*Corresponding author. Email: vincent.hernandez@univ-tln.fr

propulsion elbow flexion variation seems to have an important effect on FE parameters (Faupin et al. 2010; Jacquier-Bret et al. 2013a). So, we decided to consider several postures with varying elbow flexion. The main goal of the comparison is to verify if the differences between the FE, FP, SFE and SFP are such that it is necessary to use the scaled models instead of the non-scaled ones that are easier to evaluate. Indeed, the results found in the literature (Oshima et al. 2000; Sasaki et al. 2010) seem to establish that scaled models (SFE and SFP) are relatively close to measured force on subjects. To our knowledge, no study verified if the FE and FP and their scaled versions (SFE and SFP) provide similar information, especially regarding their main axes orientation. Preliminary results were published (Rezzoug et al. 2012) with fewer subjects and no statistical analysis. Furthermore, only the FE and the SFE were considered. The present work extends substantially this preliminary study.

Methods

Models of force capacity evaluation

The considered upper-limb kinematic chain has three segments with seven degrees of freedom (dofs). The shoulder joint is modelled with a ball and socket joint and has three dofs corresponding to flexion-extension, abduction-adduction and medial-lateral rotation. The elbow joint has two dofs corresponding to flexion-extension and axial rotation of the forearm (pronation-supination). Finally, the wrist has two dofs corresponding to flexion-extension and radial-ulnar deviation. The dofs definition is consistent with the ISB recommendation (Wu et al. 2005a) modified by Šenk and Cheze (2006). The original Denavit and Hartenberg convention (Denavit and Hartenberg 1955) was used to represent the model of the kinematic chain. From the knowledge of the upper-limb posture through the joint angle vector \mathbf{q} , the Jacobian matrix \mathbf{J} ($\dim(\mathbf{J}) = m \times n = 3 \times 7$) is constructed that maps the joint velocity $\dot{\mathbf{q}}$ ($\dim(\dot{\mathbf{q}}) = n = 7$) to the linear velocity \mathbf{v} ($\dim(\mathbf{v}) = m = 3$) of the end-effector:

$$\mathbf{v} = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}} \quad (1)$$

The models of force generation capacities are derived from the relation between joint torque $\boldsymbol{\tau}$ ($\dim(\boldsymbol{\tau}) = n = 7$) and \mathbf{f} ($\dim(\mathbf{f}) = m = 3$) the corresponding static force at the end effector according to (2) (Yoshikawa 1985a):

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{f} \quad (2)$$

Given bounds on joint torque according to a chosen norm type, this relationship can be represented in task space under the form of an ellipsoid (type 2 norm, FE and SFE) or a polytope (infinity norm, FP and SFP). This

yields the static force generation capacities at the end - effector from given joint torque limits. The FE and FP assume unit norm joint torque while the SFE and SFP are based on maximum isometric joint torques.

Force ellipsoid definition

As mentioned, the FE's definition (3) is based on the assumption that the joint torque is bounded by a type 2 norm. With a 2 dofs system operating in the plane the circle of unit norm joint torque is mapped to an ellipsoid in force space. When, the torque τ_1 is at its maximum value, then joint torque τ_2 is null. The upper-limb model is redundant with respect to the applied forces in 3D task space, i.e. ($n > m$), Therefore, in order to satisfy the static assumption, the set of admissible joint torques is the intersection of the unit sphere with $\mathbf{R}(\mathbf{J}^T)$ the range space of \mathbf{J}^T . Then, the FE is defined as the projection on $\mathbf{R}(\mathbf{J}^T)$ of the unit sphere of joint torque followed by the mapping (2), which yields the following relationships (Chiacchio et al. 1997):

$$\mathbf{f}^T \mathbf{J} \mathbf{J}^T \mathbf{f} \leq 1 \quad (3)$$

In biomechanical systems, the assumption (3) on joint torques does not hold because the norm is not unitary and they are not symmetrical according to the movement direction (e.g. during flexion or extension). In this case, a suitable scaling has to be adopted (Sasaki et al. 2010). The centre of the joint torque space is obtained by:

$$\bar{\boldsymbol{\tau}} = [\bar{\tau}_1, \bar{\tau}_2, \dots, \bar{\tau}_n]^T \quad (4)$$

$$\bar{\tau}_i = \frac{(\tau_i^{\max} + \tau_i^{\min})}{2} \quad i = 1 \dots n, \quad (5)$$

while τ_1^{\max} and τ_i^{\min} are the maximum torque in the positive and negative rotation directions, respectively. The corresponding force at the end effector is:

$$\bar{\mathbf{f}} = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \dots, \bar{f}_m]^T \quad (6)$$

$$\bar{f}_j = \frac{(f_j^{\max} + f_j^{\min})}{2} \quad j = 1 \dots m \quad (7)$$

f_j^{\max} and f_j^{\min} correspond to the maximum force in two opposite directions and then:

$$\bar{\boldsymbol{\tau}} = \mathbf{J}^T \bar{\mathbf{f}} \quad (8)$$

If the origin of the joint torque space is shifted to $\bar{\boldsymbol{\tau}}$, then the following relation holds:

$$\boldsymbol{\tau} - \bar{\boldsymbol{\tau}} = \mathbf{J}^T (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}}) \quad (9)$$

The matrix \mathbf{T}_τ proposed in Sasaki et al. (2010) gives the scaled joint torques $\hat{\boldsymbol{\tau}} = \hat{\mathbf{J}}^T(\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})$:

$$\mathbf{T}_\tau = \text{diag} \left(\frac{1}{(\tau_1^{\max} - \bar{\tau}_1)}, \dots, \frac{1}{(\tau_n^{\max} - \bar{\tau}_n)} \right), \quad (10)$$

$$\text{Where } \hat{\boldsymbol{\tau}} = \mathbf{T}_\tau(\boldsymbol{\tau} - \bar{\boldsymbol{\tau}}) \text{ and } \hat{\mathbf{J}} = \mathbf{J}\mathbf{T}_\tau \quad (11)$$

Then, the corresponding ellipsoid maps the unit norm scaled joint torque to the space of end-effector force:

$$(\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})^T \hat{\mathbf{J}} \hat{\mathbf{J}}^T (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}}) \leq 1 \quad (12)$$

The ellipsoids principal axes (direction and magnitude) are obtained from singular value decomposition (SVD) of \mathbf{J} in the case of FE:

$$\mathbf{J} = \mathbf{U}\boldsymbol{\Sigma}\mathbf{V}^T \quad (13)$$

The Equation (13) is applied to $\mathbf{J}\mathbf{T}_\tau$ in the case of the SFE. The direction in task space of each of the ellipsoid principal axes is given by the columns of \mathbf{U} ($\dim \mathbf{U} = m \times m$), and its corresponding magnitude is given by the inverse of the corresponding singular value in the diagonal part of $\boldsymbol{\Sigma}$ ($\dim \boldsymbol{\Sigma} = m \times n$).

Force polytope definition

The mapping in force space of the set of torques bounded by minimum and maximum values (14) can be done:

$$\tau_i^{\min} \leq \tau_i \leq \tau_i^{\max} \quad i = 1 \dots n \quad (14)$$

In this case, the polytope definition is based on an infinite norm. In this study, τ_i^{\min} and τ_i^{\max} are equal to -1 and 1 , respectively for the FP, whereas for the SFP τ_i^{\min} and τ_i^{\max} correspond to the measured maximum isometric torques. In a simple case with a two dofs system operating in the plane, the set of joint torques is mapped to a polytope in task space. For a kinematic chain with n dofs, this corresponds to invert the mapping (2):

$$\mathbf{f} = \mathbf{J}^{T+} \boldsymbol{\tau} \quad (15)$$

\mathbf{J}^{T+} represents the transpose of the pseudo inverse of \mathbf{J} . The vertices of the joint torque polytope (14) are mapped to vertices of the FP since the mapping (15) is linear and the set of joint torque (14) is convex. For the redundant case, the equality (14) is verified only if the set of joint torques belongs to $\mathbf{R}(\mathbf{J}^T)$. Therefore, the set of admissible forces is obtained by first projecting (14) on $\mathbf{R}(\mathbf{J}^T)$ and then by applying the mapping (15). Following such technique, the vertices of the FP can be obtained by solving a system of linear equations as detailed in (Chiacchio et al. 1997) or with a geometric method such as in (Sasaki et al. 2010).

Parameters derived from force ellipsoids and polytopes

In order to compare the ellipsoids and FPs, different models were derived. The volume of the ellipsoids is evaluated by the following expression:

$$V_{Ell} = \frac{4\pi}{(3\sigma_1\sigma_2\sigma_3)} \quad (16)$$

$\sigma_j (j = 1 \dots 3)$ represent the singular values of \mathbf{J} or $\hat{\mathbf{J}}$.

The volume of the polytopes, V_{Pol} , is obtained numerically from the convex hull of its vertices. This parameter assesses the global force capacity.

The isotropy parameter w_5 proposed by (Bayle et al. 2001) evaluates the shape of ellipsoids and is given by:

$$w_5 = \sqrt{1 - \frac{\sigma_{\min}^2}{\sigma_{\max}^2}} \quad (17)$$

σ_{\max} and σ_{\min} represent the maximum and minimum singular values of \mathbf{J} , respectively. A value of w_5 equal to zero means that the ellipsoid is a sphere. In such case, an equal force can be exerted in all Cartesian directions. Conversely, a value of w_5 close to 1 means that the ellipsoid is elongated with a preferential force direction. The same analysis can be done on polytopes by considering the SVD of their set of vertices.

Finally, the angle between the principal axis of the FEs and the FPs are evaluated. This is done by considering the first column of \mathbf{U} from the SVD (13) that contains the coordinates of the ellipsoids or polytopes main axis.

Experiments

Subjects

Ten subjects were recruited among students in the laboratory. Body mass mean, heights and age (all values are followed by their standard deviation (SD)) were 72.5 (11.1) kg, 175.5(6.0) mm and 28.5(3.9) years, respectively. All subjects were right handed and were not affected by upper-limb pathology. The subjects were informed about the experimental protocol and gave their signed written consent before the experiment in accordance with the Helsinki declaration relative to experiment on human subjects and in accordance with the local ethics committee.

Experimental procedure

During the experiment, two data types were measured simultaneously. On the one hand, the Biodex 3 system (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA) evaluated the isometric torques (Figure 1) for each upper-limb dof in a given posture according to the following movement directions: flexion/extension, abduction/adduction and



Figure 1. Experimental set-up during a maximal isometric joint torque measurement of the elbow flexion.

medial/lateral rotation for the shoulder, flexion/extension and pronation/supination for the elbow, radial/ulnar deviation and flexion-extension for the wrist. The sampling rate was set at 100 Hz. On the other hand, the upper-limb posture was recorded with an optoelectronic system composed of 6 (Oqus 400) cameras (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden) at a sampling rate of 200 Hz.

The posture was recorded with, 19 light reflective markers placed on the trunk and on the right upper-limb fixed to the skin with a hypoallergenic adhesive tape. Thirteen markers were positioned on anatomical landmarks identified by palpation. They were placed as follows on: the xiphoid process (XP), suprasternal notch (SN), one on each most dorsal point on the acromioclavicular joint (ACR and ACL), lateral and medial epicondyles of the humerus (EL and EM), most caudal-lateral point on the radial styloid (RS) and most caudal-medial point on the ulnar styloid processes (US), middle of the third metacarp (MM3), distal extremity of the second and fifth metacarp (M2 and M5), seventh cervical vertebra (C7) and eighth thoracic vertebra (T8). Three additional technical markers were placed on the arm and the forearm, and were used to reconstruct anatomical landmarks position in case of occlusion. During a static trial, the markers position was recorded. From the markers 3D coordinates, the joint angles were calculated in accordance with the ISB recommendations (Wu et al. 2005b; Šenk and Cheze 2006) (Figure 2).

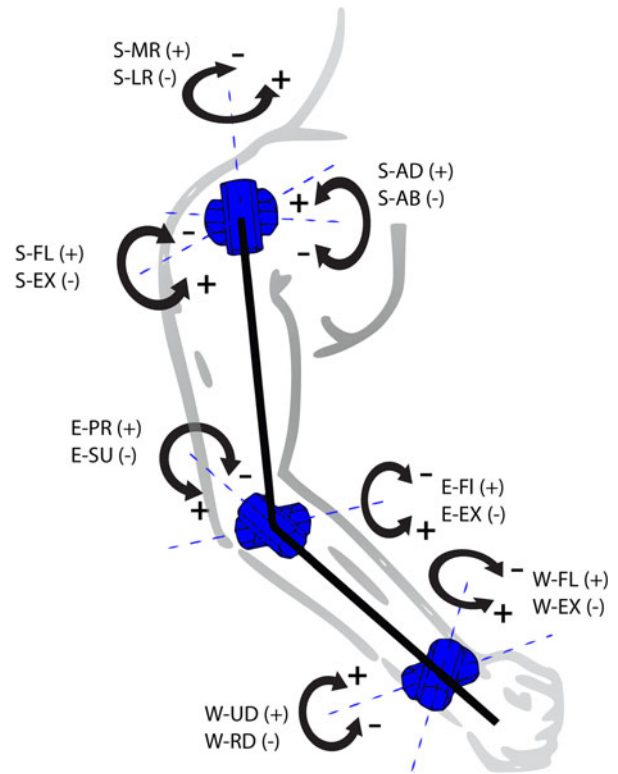


Figure 2. Representation of the considered joint rotation of the seven dofs of the upper-limb. Joint: Shoulder (S), elbow (E), wrist (W). Joint rotation: flexion (FL), extension (EX), adduction (AD), abduction (AB), lateral rotation (LR), medial rotation (MR), supination (SU), pronation (PR), radial deviation (RD), ulnar deviation (UL).

The length of the segments was assessed by considering the distance between the shoulder, elbow and wrist joint centres. Then, the Jacobian matrix of the upper-limb was evaluated from these lengths and from the joint angles vector \mathbf{q} by using the Robotic toolbox (Corke 1996) in Matlab (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). The subjects were seated on the Biodex chair with the trunk attached by safety belts to avoid movement during the contraction as shown in Figure 1. Then, the maximum isometric joint torques exerted by the subject were recorded twice for each dof and each movement direction. Emphasis was put on the elbow flexion-extension movement with considering four different elbow flexion angles (40° , 60° , 80° and 100°). The duration of each trial was 4 s, and a rest period of 3 min was allowed between each one to avoid muscular fatigue. The subject was given an auditory/visual cue that indicated the start and end of the contraction during which they were asked to exert the maximum possible torque with verbal encouragement. The maximum value among the two trials was considered as the maximum isometric torque for the considered dof and movement direction. Because the musculoskeletal system is com-

posed of multi-joint muscles, the posture of one joint can affect the maximum isometric torque of another one. So, the joint angles of shoulder and wrist were kept as close as possible to that at which the elbow torque was measured. Then, torque data were filtered at 4 Hz with a zero lag second-order Butterworth low pass filter.

Statistical analysis

A two-way analysis of variance with repeated measures was conducted. The independent variables were models type (FE, SFE, FP and SFP) and elbow flexion angles (40°, 60°, 80° and 100°). The dependent variables were volume, isotropy and angle between main axes. The normality of the data was checked with the Shapiro-Wilk test as well as the sphericity. Tukey's post hoc test was used to perform multiple comparisons between means. The significance level was set at $\alpha = 0.05$. All analyses were done with Statistica software (Statsoft, Tulsa, OK, USA).

Results

This section presents the results of the experiment. An example of SFE and SFP for one subject is presented in Figure 3.

Maximum isometric joint torque

Maximum isometric joint torques obtained during the present experimentation (Table 1) were in accordance with data found in the literature (Knapik et al. 1983; Danneskiold-Samsøe et al. 2009; Roy et al. 2009; Pinter et al. 2010). For instance, it was reported that joint torque for a healthy population aged 20–30 years ranged from 47 to 95 N.m for elbow extension or 62 to 126 N.m for shoulder extension in (Danneskiold-Samsøe et al. 2009).

Isotropy of FE and SFE

ANOVA showed main effect of elbow flexion ($F(3,9) = 70.39$, $p < 0.05$), of model type ($F(1,27) = 41.66$, $p < 0.05$) and significant elbow flexion \times model type interaction ($F(3,27) = 20.222$, $p < 0.05$). Figure 4 shows the isotropy of FE and SFE for each elbow flexion, and Table 2 presents the isotropy of FE and SFE. Tukey's post hoc test showed no significant difference between FE and SFE for the 40° and 60° elbow flexion angles but significant difference for 80° and 100° elbow flexion ($p < 0.05$). The FE isotropy decreased significantly with an increase of the elbow flexion as detailed in Table 2. Moreover, the SFE isotropy was significantly greater at the 40° elbow flexion compared with 60°, 80° and 100° ($p < 0.05$).

Isotropy of FP and SFP

ANOVA showed main effect of elbow flexion ($F(3,9) = 49.25$, $p < 0.05$), of model type ($F(1,27) = 22.96$, $p < 0.05$) and significant elbow flexion \times model type interaction ($F(3,27) = 20.222$, $p < 0.05$). Figure 5 shows the isotropy of FP and SFP for each elbow flexion, and Table 2 presents the isotropy of FP and SFP. Tukey's post hoc test evidenced no significant difference for 40° and 60° elbow flexion between FP and SFP but significant difference for 80° and 100° elbow flexion ($p < 0.05$). The FP isotropy decreased significantly with an increase of the elbow flexion as detailed in Table 2. Moreover, the SFP isotropy was significantly greater at the 40° elbow flexion compared with 100° ($p < 0.05$).

Angle between principal axis of FE and SFE

ANOVA revealed significant main effect of angle: $F(3,27) = 14.329$, $p < 0.05$. Table 3 (left column) presents the angle between the principal axis of FE and SFE for each elbow flexion angle and their respective significant differences.

Angle between principal axis of FP and SFP

ANOVA showed significant main effect of angle: $F(3,27) = 12.715$, $p < 0.05$. Table 3 (right column) presents the angle between the principal axis of FP and SFP for each elbow flexion and their respective significant differences. Similarly to the angle between the main axis of FE and SFE, this parameter followed the same.

Volumes of FE, SFE, FP and SFP

Table 4 presents the volume of FE, SFE, FP and SFP for each value of elbow flexion angle and their significant differences. ANOVA revealed significant differences between elbow flexion for each models (For FE: $F(3,27) = 14.322$, $p < 0.05$. For SFE: $F(3,27) = 3.6654$, $p < 0.05$. For FP: $F(3,27) = 27.993$, $p < 0.05$. For SFP: $F(3,27) = 5.4551$, $p < 0.05$).

Discussion

This study aimed at comparing four models (FE, SFE, FP and SFP) of upper-limb force generation capacities through three specific parameters (isotropy, orientation and volume). FE and FP are based on unit norm joint torques, whereas SFE and SFP are based on measured maximum isometric joint torques.

The first comparison was relative to the isotropy of the FEs and polytopes. Results showed that all values are higher than 0.89 corresponding to an elongated shape. It suggests the existence of a preferential direction of force

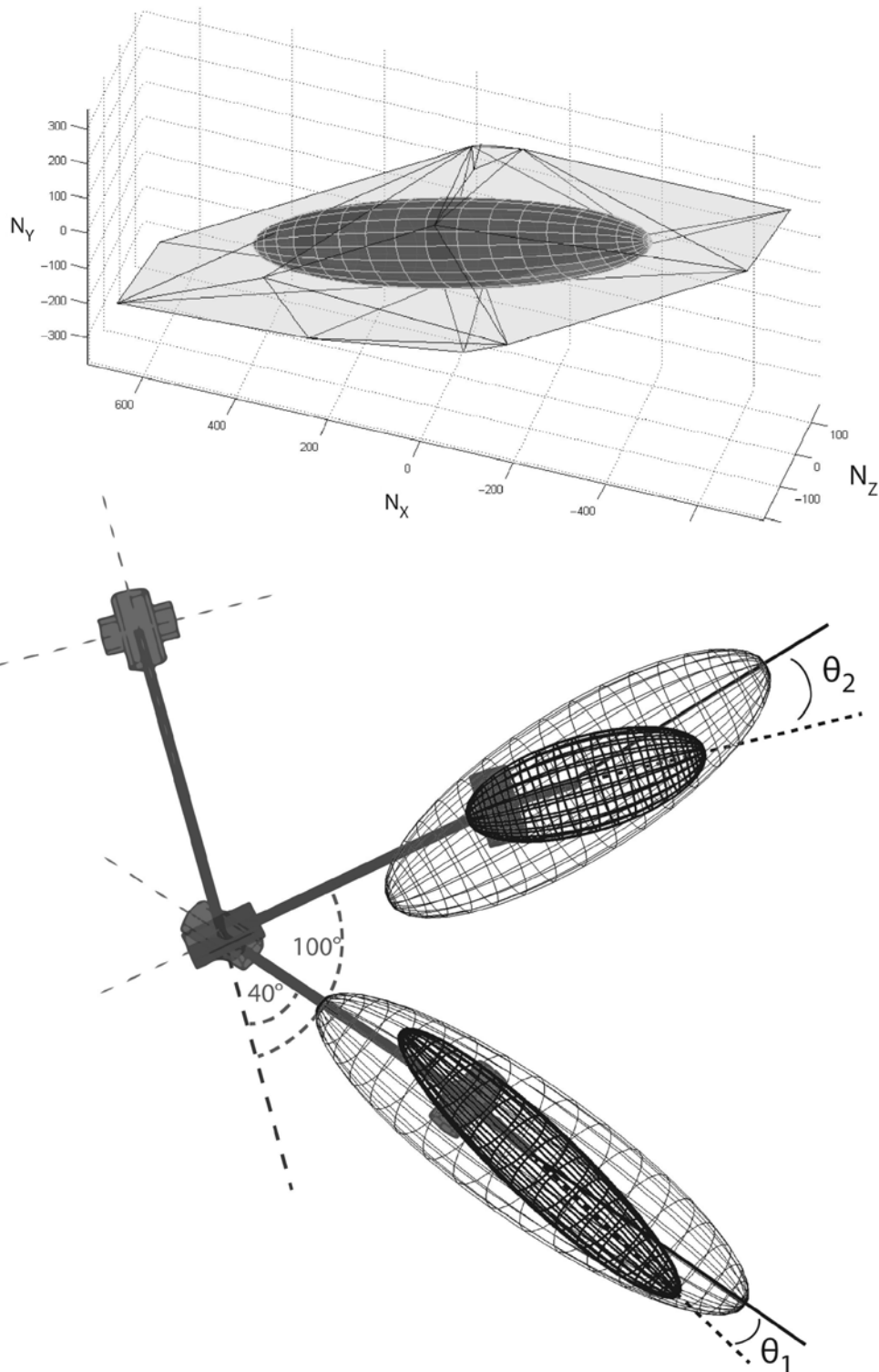


Figure 3. Upper panel: Representation of the SFE in dark and of the corresponding SFP in light. Lower panel: Representation of the angle, θ_1 and θ_2 , between the FE (Bold line) and the SFE (thin line) for the lowest (40°) and the highest elbow flexion (100°). The FE and SFE do not have the same scale for visualization purpose.

application in relation to the posture in agreement with previous studies (Oshima et al. 2000; Jan Nijhof and Gabriel 2006; Sasaki et al. 2010). As shown in Figure 3

depicting the FE and SFE for two different elbow flexion, the main orientation is globally aligned with the longitudinal axis of the forearm. For small angles (40°

Table 1. Joint torque data in N.m (mean (SD)) for the 40° elbow flexion.

S-FL	S-FX	S-AB	S-AD	S-LR	S-MR
63.3 (19.1)	78.1 (15.8)	57.0 (15.7)	66.4 (24.0)	39.4 (18.9)	50.5 (19.4)
E-FL	E-FX	E-SU	E-PR		
63.0 (17.2)	51.4 (14.2)	9.5 (3.1)	9.4 (2.8)		
W-FL	W-EX	W-RD	W-UD		
12.3 (4.8)	9.5 (3.5)	14.0 (3.4)	16.4 (3.2)		

and 60°), the statistical analysis revealed no significant difference between the isotropy of both ellipsoids and both polytopes. Therefore, the chosen models seemed to give the same information on global force distribution, despite different hypotheses on joint torques and highlighted the predominant effect of the posture over torques. On the contrary, for large angles (80° and 100°) significant differences were observed. As reported in Table 2, the FE and FP isotropy decreased more importantly with the elbow flexion than the SFE and SFP (Figure 3). These results showed that the joint torques integration conducted to a less important decrease of the isotropy than that of FE. Scaled models may be less sensitive to the variation of posture and weight the contribution of the different joints by favouring the one with the greater values while the unit joint torque model FE and FP did not.

An increase of the angle between the main axis of FE and SFE and also between FP and SFP with the elbow

flexion was noticed. The values ranged from 0.65 to 20.76° and from 0.91 to 19.66° for the angle between ellipsoids and polytopes, respectively. The main orientation of both ellipsoids and both polytopes were relatively close for the tested postures with a significant increase with the elbow flexion. This was noted especially with value exceeding 10° for the 80 and 100° elbow flexion that should not be considered as negligible.

The third considered parameter was the volume. The FE and FP volumes do not have the same scale than that of SFE and SFP due to the different joint torque hypotheses. Therefore, they cannot be directly compared. Due to the important variability between subjects, a slight decrease of SFE and SFP volume with the elbow flexion appears in this study. On the contrary, those of FE and FP increase with the elbow flexion confirming that the incorporation of measured joint torques affect significantly the ellipsoids and polytopes parameters.

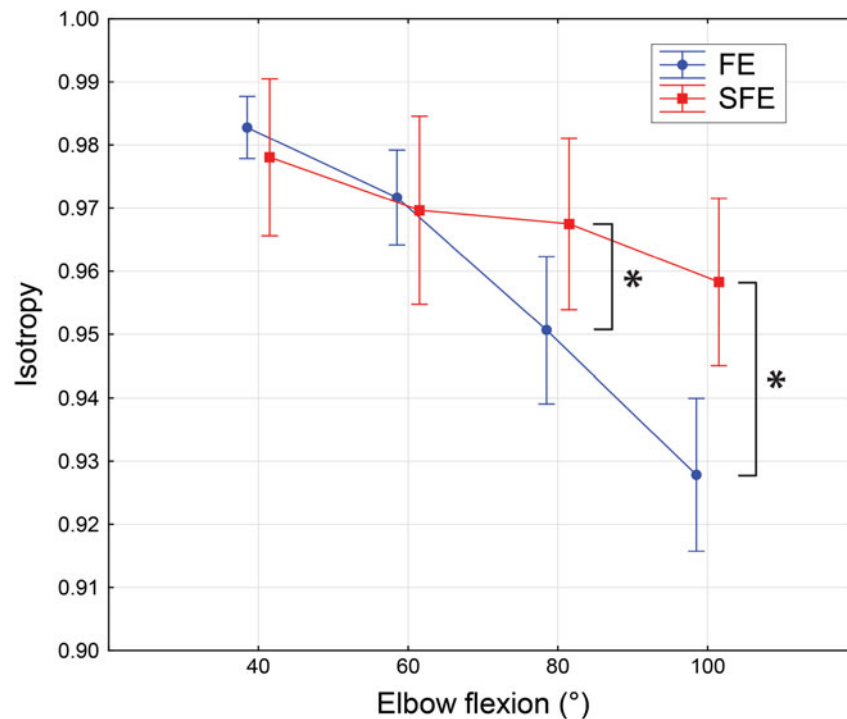
Figure 4. Isotropy of SFE (square) and FE (circle) for four different elbow flexion (* $p < 0.05$).

Table 2. Isotropy (mean (SD)) of the ellipsoids (FE and SFE) and polytopes (FP and SFP) for the four elbow flexion. *, μ , £, \$ represent (per column) the significant difference with 40°, 60°, 80° and 100° values, respectively ($p < 0.05$).

	FE	SFE	FP	SFP
40°	0.98 (0.01) £ \$	0.98 (0.01) μ £ \$	0.98 (0.01) £ \$	0.98 (0.02) \$
60°	0.97 (0.01) £ \$	0.97 (0.02) *	0.97 (0.01) £ \$	0.97 (0.02)
80°	0.95 (0.01) * μ \$	0.97 (0.01) *	0.95 (0.02) * μ \$	0.97 (0.02)
100°	0.93 (0.01) μ £	0.96 (0.02) *	0.93 (0.02) * μ £	0.96 (0.02)*

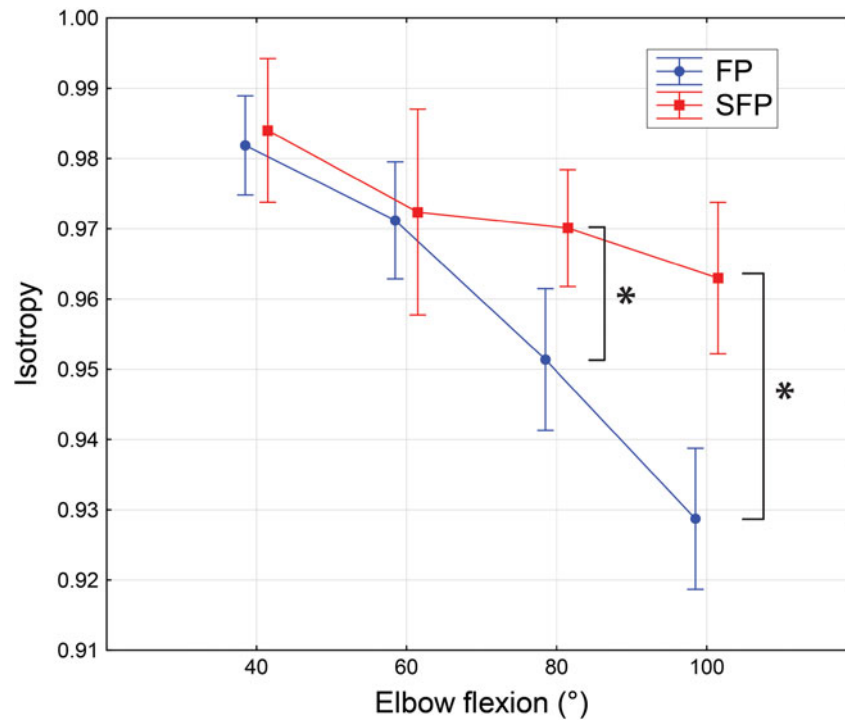


Figure 5. Isotropy of SFP (in square) and FP (in circle) for four different elbow flexion (* $p < 0.05$).

The FE and FP are relatively easy to evaluate, but they give information about principal force direction, which is not the case for the amplitude. On the contrary, the SFE and the SFP provide such additional data because they take into account individual measured joint torques and may be more representative of subjects' capacities. By definition SFE is enclosed in SFP and logically amplitudes were higher for the latter. Indeed, SFE is based on a type 2 norm model for which a joint torque at its maximum value in one dof results in null torque at the remaining ones. Therefore, it appears that both the volume and maximal force may be underestimated. On the other hand, SFP may overestimate the force amplitude estimation because the infinite norm assumption allows all torques to be at their maximum simultaneously. Despite this limitation, they may be used to determine patient evolution or inefficient direction of force application. Indeed, the posture adopted during a

task in a given environment may be assessed with the proposed force-based criterion, and it may be possible to determine how far it is from the optimal posture. The proposed tools can assess properly the human motor control and strength capacity; then, they may be used to help the design of new tools and devices. They could also

Table 3. Angle in degrees (mean (SD)) between the main axes of ellipsoids (E) and between the main axes of polytopes (P) for the four elbow flexion angles. *, μ , £, \$ represent (per column) the significant difference with 40°, 60°, 80° and 100° values, respectively ($p < 0.05$).

	E(°)	P(°)
40°	6.6 (3.7) £ \$	5.6 (4.2) £ \$
60°	8.8 (4.4) \$	7.6 (4.2) \$
80°	10.7 (4.6) *	10.7 (3.6) *
100°	13.7 (5.2) * μ	13.3 (4.5) * μ

Table 4. Volumes of the ellipsoids (FE and SFE) and polytopes (FP and SFP) for the four elbow flexion in N³ (mean (SD)). *, μ , £, \$ represent (per row) the significant difference with 40°, 60°, 80° and 100° values, respectively ($p < 0.05$).

	40°	60°	80°	100°
FE (N ³)	101 (20) \$	93 (17) \$	97 (16) \$	112 (20) £ μ *
SFE ($\times 10^7$ N ³)	1.2 (0.6) £	1.1 (0.7)	1.0 (0.6) *	1.0 (0.6)
FP (N ³)	230 (38) £ \$	231 (44) £ \$	257 (45) μ *	268 (44) μ *
SFP ($\times 10^7$ N ³)	4.1 (2.2) £ \$	3.8 (2.4)	3.6 (2.0) *	3.4 (2.1) *

be used to determine the necessary force directions to match the optimal one related to the posture thus reducing the necessary joint torques. When the measurement of maximum joint torque is impossible, FE and FP could be envisaged to assess information only about preferential force direction in the case of low elbow flexion. SFE and SFP seem to be the most pertinent for force direction assessment for high elbow flexion because certainly closer to the musculoskeletal system.

Conclusion

The aim of the present work was to assess four postural models of isometric force production. The volume, shape and orientation of the associated ellipsoids and polytopes main axis were compared. The FE and FP mainly give information on force directions while SFE and SFP add force magnitude data. The FE and FP should be used with caution if joint torques are difficult to obtain, e.g. in case of heavy motor deficits, especially in case of high elbow flexion. Due to the fact that the muscles cross more than one joint, they work in a synergetic way, and for these reasons, more complex formalisms including musculoskeletal geometry may be adopted (Komura et al. 1999; Valero-Cuevas 2009; Kutch and Valero-Cuevas 2011; Carmichael and Liu 2013) with individual inertial and muscular parameters (Hayashibe et al. 2011; Hansen et al. 2014) to represent the torque capacities in the whole upper-limb workspace taking into account muscle coupling. However, the fact that the proposed model is relatively simple and that it is based on the evaluation of maximum joint torque capacities with isokinetic devices that can be available in rehabilitation centres is an advantage of this method. The current models are promising in the field of ergonomics where an evaluation of human force capacities is a prerequisite to develop devices, postures recommendations, and workplaces in order to reduce joint constraints and musculoskeletal disorders (de Looze et al. 2000; Hoozemans et al. 2008).

Conflict of interest disclosure statement

The authors report that there are no conflicts of interests.

References

- Bayle B, Fourquet JY, Renaud M. 2001. Manipulability analysis for mobile manipulators. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2001 (ICRA).
- Carmichael MG, Liu D. 2013 Jul. Estimating physical assistance need using a musculoskeletal model. *IEEE Trans Bio-Med Eng.* 60(7):1912–1919. Epub 2013/02/06. doi:10.1109/TBME.2013.2244889.
- Chiacchio P, Bouffard-Vercelli Y, Pierrot F. 1997. Force polytope and force ellipsoid for redundant manipulators. *J Rob Syst.* 14(8):613–620. doi:10.1002/(SICI)1097-4563(199708)14:8<613:AID-ROB3>3.0.CO;2-P.
- Corke PI. 1996 March. A robotics toolbox for MATLAB. *IEEE Rob Autom Mag.* 3(1):24–32. doi:10.1109/100.486658.
- Danneskiold-Samsøe B, Bartels EM, Bülow PM, Lund H, Stockmarr A, Holm CC, Wätjen I, Appleyard M, Bliddal H. 2009. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol (Oxford, England).* 197(Suppl 673):1–68.
- de Looze MP, van Greuningen K, Rebel J, Kingma I, Kuijter PP. 2000. Force direction and physical load in dynamic pushing and pulling. *Ergonomics.* 43(3):377–390. Epub 2001/02/07. doi:10.1080/001401300184477.
- Denavit J, Hartenberg RS. 1955. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Trans ASME E J Appl Mech.* 22:215–221.
- Di Domizio J, Keir PJ. 2010 Mar. Forearm posture and grip effects during push and pull tasks. *Ergonomics.* 53(336):343. Epub 2010/03/02.
- Faupin A, Gorce P, Watelain E, Meyer C, Thevenon A. 2010. A biomechanical analysis of handcycling: a case study. *J Appl Biomech.* 26:240–245. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20498497>
- Garg A, Kapellusch JM. 2009. Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics.* 52(1):36–59. Epub 2009/03/25. doi:10.1080/00140130802480794.
- 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. *J Biomech.* 47(7):1577–1581. Epub 2014/04/08. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.03.004.
- Hayashibe M, Venture G, Ayusawa K, Nakamura Y. 2011. Muscle strength and mass distribution identification toward subject-specific musculoskeletal modeling. Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011, IEEE/RSJ; 2011 25–30 Sept.
- Hoozemans MJ, Kingma I, de Vries WH, van Dieen JH. 2008. Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics.* 51(7):1053–1063. Epub 2008/06/24. doi:10.1080/00140130801958642.
- Jacquier-Bret J, Louis N, Rezzoug N, Gorce P. 2011. Manipulability of the upper limb during wheelchair

- propulsion. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 14(sup1):87–89. doi:10.1080/10255842.2011.596350.
- Jacquier-Bret J, Gorce P, Rezzoug N. 2012. The manipulability: a new index for quantifying movement capacities of upper extremity. *Ergonomics.* 55(1):69–77. doi:10.1080/00140139.2011.633176.
- Jacquier-Bret J, Faupin A, Rezzoug N, Gorce P. 2013a Dec. A new postural force production index to assess propulsion effectiveness during handcycling. *J Appl Biomech.* 29:798–803. Epub 2014/02/01.
- Jacquier-Bret J, Faupin A, Rezzoug N, Gorce P. 2013b Feb. A new postural force production index to assess propulsion effectiveness during handcycling. *J Appl Biomech.* 20:798–803. Epub 2013/02/23.
- Jan Nijhof E, Gabriel DA. 2006. Maximum isometric arm forces in the horizontal plane. *J Biomech.* 39(4):708–716. Epub 2006/01/28. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.01.004.
- Knapik JJ, Wright JE, Mawdsley RH, Braun J. 1983 Jun. Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Phys Ther.* 63:938–947. Epub 1983/06/01.
- Komura T, Shinagawa Y, Kunii TL. 1999. Calculation and visualization of the dynamic ability of the human body. *J Visual Comput Anim.* 10(2):57–78. doi:10.1002/(SICI)1099-1778(199904/06)10:2<57:AID-VIS196>3.0.CO;2-R.
- Kutch JJ, Valero-Cuevas FJ. 2011. Muscle redundancy does not imply robustness to muscle dysfunction. *J Biomech.* 44(7):1264–1270. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.02.014.
- Oshima T, Fujikawa T, Kameyama O, Kumamoto M. 2000. Robotic analyses of output force distribution developed by human limbs. Proceedings of the 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, 27 Sep–29 Sep 2000 RO-MAN 2000 27 Sep 2000–29 Sep 2000.
- Pinter IJ, Bobbert MF, van Soest AJK, Smeets JBJ. 2010. Isometric torque-angle relationships of the elbow flexors and extensors in the transverse plane. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.* 20(5):923–931. doi:10.1016/j.jelekin.2010.05.001.
- Rezzoug N, Jacquier-Bret J, Hernandez V, Gorce P. 2012. Application of robotic indices to evaluate human upper-limb force capacities. Proceedings of the IECON 2012 – 38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society; 2012 25–28 Oct.
- Roman-Liu D, Tokarski T. 2005. Upper limb strength in relation to upper limb posture. *Int J Ind Ergono.* 35(1):19–31. doi:10.1016/j.ergon.2004.07.002.
- Roy J-S, Macdermid JC, Boyd KU, Faber KJ, Drosdowech D, Athwal GS. 2009. Rotational strength, range of motion, and function in people with unaffected shoulders from various stages of life. *Sports Med Arthro Rehabil Ther Technol (SMARTT).* 1(1):4. doi:10.1186/1758-2555-1-4.
- Sahaly R, Vandewalle H, Driss T, Monod H. 2001. Maximal voluntary force and rate of force development in humans – importance of instruction. *Eur J Appl Physiol.* 85(3–4):345–350. Epub 2001/09/19. doi:10.1007/s004210100451.
- Sasaki M, Iwami T, Miyawaki K, Sato I, Obinata G, Dutta A. 2010. Higher dimensional spatial expression of upper limb manipulation ability based on human joint torque characteristics. In: Robot manipulators, new achievements. Rijeka (Croatia): INTECH Open Access Publisher. p. 693–718.
- Šenk M, Chèze L. 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin Biomech.* 21(Suppl 1):S3–S8. Epub 2005/11/09. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007.
- Silder A, Heiderscheidt B, Thelen DG. 2008. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech.* 41(7):1520–1527. Epub 2008/04/19. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.016.
- Tanaka Y, Yamada N, Nishikawa K, Masamori I, Tsuji T. 2005. Manipulability analysis of human arm movements during the operation of a variable-impedance controlled robot. Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005 (IROS 2005), 2–6 Aug 2005.
- Valero-Cuevas FJ. 2009. A mathematical approach to the mechanical capabilities of limbs and fingers. In: Progress in motor control. pp. 619–633.
- van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CA, Veeger DH, Harlaar J. 2008. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & Posture.* 27(1):120–127. Epub 2007/04/27. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.03.002.
- Wu G, van der Helm FC, (DirkJan) Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner F, Buchholz B, et al. 2005a. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-Part II: shoulder, wrist and hand. *J Biomech.* 38(5):981–992. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.
- Wu G, van der Helm FC, (DirkJan) Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner F, Buchholz B, et al. 2005b. 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. *J Biomech.* 38(5):981–992. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.
- Yoshikawa T. 1984. Analysis and control of robot manipulators with redundancy. In: Robotics research: the first international symposium of robotic research. Cambridge (MA): MIT Press; pp. 735–747.
- Yoshikawa T. 1985. Manipulability of robotic mechanisms. *Int J Rob Res.* 4(2):3–9. doi:10.1177/027836498500400201.

Vincent HERNANDEZ

Laboratoire HandiBio (EA 4322)

**Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de
génération de force du membre supérieur**

Application à la propulsion en fauteuil roulant

Dans les domaines de la réhabilitation, des sciences du sport et de l'ergonomie, l'évaluation des capacités de génération de force (CGF) peut aider à mieux comprendre les capacités motrices humaines. Le but de cette thèse a été d'évaluer les CGF du membre supérieur prédites au moyen de deux types de formalismes. Le premier provient du domaine de la robotique et a été utilisé pour déterminer l'ellipsoïde de force normalisé (EFN) et biomécanique (EFB), le polytope de force normalisé (PFN) et biomécanique (PFB). Pour une posture, ils sont calculés à partir d'un modèle polyarticulé du membre supérieur et de données sur les couples articulaires isométriques maximaux. Le second type fait appel à un modèle musculosquelettique afin de modéliser les CGF sous la forme d'un polytope de forces (PFMS). Tous ces modèles ont été comparés à un polytope de forces mesurées (PFM). Pour le construire, les forces maximales isométriques exercées par le membre supérieur au niveau de la main ont été évaluées dans vingt-six directions différentes. Enfin, le PFMS a été appliqué dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant afin de caractériser l'application des forces lors de cette tâche et un nouvel indice d'évaluation de la performance postural (IPP) a été proposé.

Mots clés : Biomécanique, Membre supérieur, Modèle musculosquelettique.

Evaluation and validation of upper-limb force feasible set indices

Application to manual wheelchair propulsion

In fields like rehabilitation, sports sciences and ergonomics, the evaluation of the force feasible set (FFS) of the human limbs may help to better understand the human motor abilities. The aim of this thesis was to compare the upper-limb force capacity at the hand predicted by two different kinds of FFS formalism. The first one originating from the robotics field was used to compute the force ellipsoid (FE), scaled force ellipsoid (SFE), force polytope (FP) and scaled force polytope (SFP). For one posture, they are computed from the upper-limb model and hypotheses and data on maximum isometric joint torques. The second one permitted to compute the FFS modeled as a force polytope from a musculoskeletal model (MSFP). All the previously mentioned models were compared with a measured force polytope (MFP). To construct it, the maximum isometric forces exerted at the hand were assessed in twenty-six directions of the Cartesian space. Then, the MSFP was applied to the manual wheelchair propulsion in order to characterize the forces applied on the handrim during this task and a new evaluation index of postural performance (IPP) was also introduced.

Keywords: Biomechanics, Upper-limb, Musculoskeletal model.