

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR

Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

THÈSE

présentée par : **Théo ROUVIER**
soutenance prévue le : **30 Juin 2023**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Discipline : **60 - Mécanique, Génie Mécanique, Génie Civil**

Spécialité : **Biomécanique**

**Approche biomécanique pour quantifier l'accessibilité en
fauteuil roulant manuel**

THÈSE DIRIGÉE PAR :
Mme Hélène PILLET

ET CO-ENCADRÉE PAR :
M. Charles PONTONNIER Charles et M. Christophe SAURET

Jury

M. Nasser REZZOUG	Maître de Conférences - HDR, Université de Poitiers	Rapporteur
M. Raphaël DUMAS	Directeur de Recherche, Univer- sité Gustave Eiffel	Rapporteur
Mme Elena BERGAMINI	Maître de Conférences, Univer- sity of Roma "Foro Italico"	Examinatrice
M. Philippe PUDLO	Professeur, Université Polytech- niques des Hauts-de-France	Examineur
Mme Hélène PILLET	Professeure, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers	Examinatrice
M. Charles PONTONNIER	Maître de Conférences - HDR, École Normale Supérieure de Rennes	Examineur
M. Christophe SAURET	Directeur de Recherche, Centre d'Étude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés	Examineur
M. Georges DUMONT	Professeur, École Normale Su- périeure de Rennes	Invité

Affidavit

Je soussigné, M. Théo Rouvier, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Mme Hélène Pillet, de M. Christophe Sauret, et de M. Pontonnier Charles, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche. Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Paris, le 29/04/2023

Avant-propos

"Le handicap est un aspect de la condition humaine et fait partie intégrante de l'expérience humaine" (WORLD HEALTH ORGANIZATION 2023). Pour l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) "est handicapé un sujet dont l'intégrité physique ou mentale est passagèrement ou définitivement diminuée, soit congénitalement, soit sous l'effet de l'âge, d'une maladie ou d'un accident, en sorte que son autonomie, son aptitude à fréquenter l'école où à occuper un emploi s'en trouvent compromis" (WORLD HEALTH ORGANIZATION 2011). Ainsi, le handicap ne peut se résumer à l'incapacité motrice et résulte de l'interaction entre des problèmes de santé tels que la démence, la surdité, ou des lésions de la moelle épinière, et une série de facteurs environnementaux et personnels. Les personnes handicapées forment un groupe hétérogène. Elles sont atteintes de différentes incapacités, souvent invisibles, tandis que des facteurs tels que le sexe, l'âge, l'orientation sexuelle, la religion, l'appartenance ethnique, ou encore leur situation économique influent sur leurs expériences de vie et leurs besoins en matière de santé. D'autre part, l'invisibilité et la pluralité des incapacités rendent difficile l'insertion sociale de ces personnes. Il est estimé qu'une personne sur six dans le monde est atteinte d'un handicap important. Ces personnes meurent plus tôt, présentent un moins bon état de santé, et sont davantage limitées dans leur fonctionnement quotidien que les autres. En vertu du droit international des droits de l'homme, l'OMS et de nombreux pays ont fait de la question du handicap leur principal enjeu. La France a mis en place des mesures réglementaires et financières afin de favoriser l'intégration sociale et professionnelle à tous, notamment avec la loi n°2005-102 du 11 Février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. Cette thèse s'intéresse aux situations de handicap moteur, mais tient à être accessible à toute personne présentant un trouble dyslexique ou une anomalie de la vision. La police

d'écriture a été pensée pour être lisible par tous, et les couleurs des graphes présentés sont adaptées pour être discernables par le plus grand nombre. Je tiens à m'excuser auprès des personnes qui malgré tout, auraient des difficultés pour la bonne lecture de ce manuscrit.

Table des matières

Liste des tableaux	xii
Liste des figures	xvi
1 Introduction	1
2 État de l’art	7
2.1 Description d’un fauteuil roulant manuel	8
2.2 Biomécanique de la locomotion en FRM	11
2.2.1 Grandeurs spatio-temporelles	12
2.2.2 Approche mécanique de la locomotion	15
2.2.2.1 Poids	15
2.2.2.2 Forces de réaction	16
2.2.2.3 Résistance aérodynamique	17
2.2.2.4 Bilan des actions mécaniques extérieures	18
2.2.2.5 Actions mécaniques de l’utilisateur sur les mains courantes .	19
2.2.2.6 Résistance au roulement	19
2.2.2.7 Résistance au pivotement	20
2.2.2.8 Résistances des paliers	20
2.2.2.9 Actions mécaniques de l’utilisateur sur le châssis	21
2.2.2.10 Bilan de l’approche mécanique	22

TABLE DES MATIÈRES

2.2.3	Modèles biomécaniques de l'interaction utilisateur-fauteuil	25
2.2.3.1	Modèles quasi-statique	26
2.2.3.2	Modèles en dynamique inverse	27
2.2.4	Conclusion de l'analyse biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant manuel	32
2.3	Influence des barrières environnementales sur la locomotion en fauteuil rou- lant manuel	33
2.3.1	Résumé de l'article	34
2.3.2	Introduction	35
2.3.3	Méthodes	37
2.3.3.1	Revue systématique de la littérature	37
2.3.3.2	Sélection des articles	39
2.3.4	Résultats	39
2.3.4.1	Pente	45
2.3.4.2	Dévers	49
2.3.4.3	Seuil	51
2.3.4.4	Type de sol	54
2.3.5	Discussion	56
2.3.5.1	Obstacles environnementaux investigués	56
2.3.5.2	Méthodes expérimentales	57
2.3.5.3	Estimation de la cinématique et cinétique des articulations	59
2.3.5.4	Estimation de l'activité musculaire	61
2.3.6	Conclusion	62
2.4	Synthèse de l'état de l'art et objectifs de la thèse	63
2.4.1	Synthèse de l'état de l'art	63
2.4.1.1	Modélisation biomécanique de la locomotion en FRM	63

TABLE DES MATIÈRES

2.4.1.2	Étude de l'influence des barrières physiques environnementales sur la biomécanique de la locomotion en FRM	64
2.4.1.3	Verrous scientifiques de l'état de l'art	67
2.4.2	Objectifs de la thèse	68
2.4.3	Méthodes de traitement des données de capture du mouvement	68
2.4.4	Définition d'un modèle musculo-squelettique de l'utilisateur de FRM	69
2.4.5	Analyse de l'influence des situations environnementales sur la biomécanique de la propulsion en FRM	69
3	Contribution : Méthodes pour le traitement de données de capture du mouvement	71
3.1	Optimisation cinématique multi-corps	73
3.1.1	Introduction	73
3.1.2	Problème d'optimisation cinématique multicorps	74
3.1.2.1	Méthode de résolution par optimisation	74
3.1.2.2	Méthode de résolution itérative	75
3.1.2.3	Données expérimentales	76
3.1.2.4	Modèles ostéoarticulaires	76
3.1.2.5	Critères de comparaison	78
3.1.3	Résultats	78
3.1.3.1	Erreur de reconstruction	79
3.1.3.2	Violation des contraintes	79
3.1.3.3	Violation des limites articulaires	80
3.1.3.4	Différence des coordonnées articulaires	80
3.1.3.5	Gain en temps de calcul	80
3.1.4	Discussion	81
3.1.4.1	Erreur de reconstruction	81

TABLE DES MATIÈRES

3.1.4.2	Fiabilité de la méthode de référence	81
3.1.4.3	Sélection des facteurs de pénalisation	82
3.1.4.4	Choix de l'algorithme de résolution du problème	82
3.1.5	Conclusion	82
3.2	Compensation d'artefacts de tissus mous	83
3.2.1	Introduction	83
3.2.2	Méthodes	85
3.2.2.1	Méthode de calibration rigide	85
3.2.2.2	Méthode de calibration linéaire	86
3.2.2.3	Expérimentations	89
3.2.2.4	Critère de comparaison des méthodes de calibration	89
3.2.3	Résultats	90
3.2.4	Discussion	90
3.3	Conclusion du chapitre	91
4	Contribution : Modélisation musculo-squelettique de l'utilisateur en fauteuil roulant manuel	93
4.1	Positionnement du modèle	96
4.1.1	Cahier des charges	96
4.1.2	Choix réalisés	96
4.2	Modélisation ostéo-articulaire	97
4.2.1	Formalisme	97
4.2.1.1	Arborescence	97
4.2.1.2	Boucle fermée	98
4.2.2	Modèle ostéo-articulaire de l'utilisateur de FRM	99
4.2.3	Synthèse	104

TABLE DES MATIÈRES

4.3	Modélisation musculaire	105
4.3.1	Positionnement du problème	105
4.3.2	Modèle musculo-tendineux de l'utilisateur de FRM	108
4.3.2.1	Méthode de définition du chemin musculaire	109
4.3.2.2	Validation du modèle musculaire générique	112
4.4	Mise à l'échelle des modèles	113
4.4.1	Description de la méthode	114
4.4.2	Adaptation de la méthode au modèle de membres supérieurs	116
4.4.2.1	Présentation de la double calibration de l'épaule	118
4.4.2.2	Validation de la méthode de double calibration	118
4.4.3	Mise à l'échelle des paramètres musculaires	122
4.4.4	Synthèse de la méthode de mise à l'échelle	123
4.5	Conclusion du chapitre	125
5	Contribution : Analyse biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant manuel	127
5.1	Introduction	129
5.2	Matériel et Méthodes	130
5.2.1	Cohorte	130
5.2.2	Expérimentations	130
5.2.3	Matériel expérimental	132
5.2.4	Pré-traitement des données	135
5.2.5	Simulation musculo-squelettique	136
5.2.6	Grandeurs biomécaniques investiguées	138
5.2.7	Classement des situations	139
5.3	Résultats	139

TABLE DES MATIÈRES

5.3.1	Prétraitement des données	139
5.3.2	Cinématique articulaire des membres supérieurs	140
5.3.3	Proximité aux butées articulaires	147
5.3.4	Actions mécaniques aux mains courantes	149
5.3.5	Couples articulaires des membres supérieurs	152
5.3.6	Estimation des contributions musculaires	156
5.3.7	Classement des situations	157
5.3.7.1	Classement selon les efforts résultants aux mains courantes	157
5.3.7.2	Classement selon le moment propulsif	158
5.3.7.3	Classement selon l'ensemble des critères	158
5.4	Discussion	159
5.4.1	Erreur de reconstruction des essais	159
5.4.2	Comparaison des résultats à la littérature	160
5.4.3	Indice d'inconfort	163
5.4.4	Actions mécaniques aux mains courantes	163
5.4.5	Dynamique articulaire	165
5.4.6	Estimation des contributions musculaires	167
5.4.7	Classement des situations	168
5.4.8	Limites et perspectives	169
6	Conclusions et perspectives	173
	Bibliographie	181
A	Liste des contributions	209
A.1	Articles scientifiques	209
A.2	Communications orales	210

Liste des tableaux

2.1	Tableau récapitulatif des modèles des mobilités scapulo-thoraciques.	29
2.2	Synthèse de toutes les études	42
2.3	Revue des études sur les pentes.	43
2.4	Revue des études sur les pentes. (suite)	44
2.5	Revue des études sur les dévers.	49
2.6	Revue des études sur les seuils.	51
2.7	Revue des études sur les types de sol.	53
3.1	Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais. MR et MP sont respectivement la méthode de référence et la méthode proposée.	80
3.2	Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais (suite).	81
4.1	Compilation des abréviations des muscles et leurs segments d'origine et d'insertion.	110
5.1	Amplitude articulaire (°) des mobilités de l'épaule dans les différentes situations. SCP/R est la protraction/rétraction de la SC, SCD/E la dépression/élévation de la SC, SCR la rotation axiale de la SC ; GHA/A l'abduction/adduction de la GH, GHF/E la flexion/extension de la GH, GHR la rotation axiale de la GH. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	141

LISTE DES TABLEAUX

5.2	Angles maximaux et minimaux des mobilités de l'épaule au cours des différentes situations. SCP/R est la protraction/rétraction de la SC, SCD/E la dépression/élévation de la SC, SCR la rotation axiale de la SC ; GHA/A l'abduction/adduction de la GH, GHF/E la flexion/extension de la GH, GHR la rotation axiale de la GH. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	142
5.3	Amplitudes articulaires de l'avant-bras et du poignet au cours des différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	143
5.4	Angles maximaux et minimaux de l'avant-bras et du poignet au cours des différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	144
5.5	Estimation des activations musculaires de muscles des membres supérieurs au cours des différentes situations. Les valeurs sont exprimées en % de force maximale. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	156

Table des figures

1.1	Illustration de la plate-forme mobile pour la reproduction de la locomotion en FRM.	5
2.1	Illustration des différents éléments d'un FRM. Image empruntée à (LOUIS 2010).	9
2.2	Illustration des différents types de FRM disponibles sur le marché.	11
2.3	Schéma d'une propulsion ; Illustration provenant de macrovector / Freepik.com	13
2.4	Définition des paramètres angulaires	13
2.5	Illustrations du complexe de l'épaule, empruntées à DUPREY <i>et al.</i> 2017 . . .	28
2.6	Reproduction de barrières environnementales en laboratoire. Photo A : reproduction d'une pente. Photo B : reproduction d'un dévers. Photo C : reproduction d'une bordure de trottoir	38
2.7	Organigramme PRISMA 2020 pour les nouvelles revues systématiques comprenant des recherches dans des bases de données et des registres uniquement.	40
3.1	Graphe de connectivité de la moitié du modèle en boucle fermée. L'autre moitié (non représentée) contient l'autre scapula, clavicule, humérus, ulna, radius et main. (LIVET 2022)	77

TABLE DES FIGURES

3.2	(a) Photographie du <i>scapula palpator</i> utilisé pour cette étude. Les cônes blanc sont les pointeurs anatomiques utilisés pour palper la scapula, sur lesquels sont montés des marqueurs opto-électroniques. Deux marqueurs techniques supplémentaires sont présents pour aider à la reconstruction. Les systèmes vis-écrou agissent comme les liaisons pivot glissant permettant les mobilités du <i>scapula palpator</i> . On retrouve les points anatomique à suivre sur (b).	84
3.3	Schéma représentant le mouvement de la scapula reconstruite à partir du mouvement du cluster (cluster) selon la méthode de calibration rigide. L'orientation et la position de la scapula par rapport à le cluster sont les mêmes tout au long du mouvement.	86
3.4	Schéma représentant le mouvement de la scapula reconstruite à partir du mouvement du cluster (cluster) selon la méthode de calibration linéaire. L'orientation et la position de la scapula par rapport à le cluster évoluent linéairement entre la position de début et de fin	88
3.5	Photographie du système expérimental avec le sujet équipé de marqueurs, dont un cluster de marqueur (à droite et à gauche), assis dans l'ergomètre statique. L'expérimentateur tient le SP et suit le mouvement de la scapula droite du sujet	89
3.6	Histogramme représentant la différence d'erreur quadratique moyenne entre la méthode de calibration rigide et linéaire	90
4.1	Schéma de la liaison scapulo-thoracique. Cette image est empruntée à SETH <i>et al.</i> 2016.	100
4.2	Graphe de la liaison scapulo-thoracique	101
4.3	Schéma de la liaison scapulo-thoracique (LIVET 2022)	101
4.4	Graphe de la liaison scapulo-thoracique tangente	104
4.5	Graphe de liaison du modèle des membres supérieur pour un côté de l'individu (LIVET 2022)	105
4.6	Schéma de principe de la mise à l'échelle du sujet	116

TABLE DES FIGURES

4.7	Histogramme des résultats des différentes méthodes de mise à l'échelle. . .	120
5.1	Utilisateur équipé du jeu de marqueur complet. Les ancillaires de marqueur sont identifiés par les cercles rouges.	133
5.2	Reproduction des barrières physiques environnementales en laboratoire . . .	134
5.3	Représentation de la détection des cycles. Le tracé bleu correspond à la force résultante au cours de l'essai. Chaque cycle correspond à une phase de propulsion (vagues dans le tracé) et la phase de roue libre qui suit (plateau). . .	136
5.4	Erreur quadratique moyenne du positionnement des marqueurs au cours de la reconstruction cinématique sur chacun des essais.	140
5.5	Amplitude articulaire des mobilités de l'épaule pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	145
5.6	Amplitude articulaire des mobilités de l'avant-bras et de la main pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	146
5.7	Indice d'inconfort moyen pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg). Les axes ne sont pas égaux sur les différents sous-graphes.	148
5.8	Actions mécaniques exercées par l'utilisateur sur les mains courantes droite et gauche. L'axe x représente l'axe antéro-postérieur du FRM, l'axe y la verticale, et l'axe z l'axe des roues arrière. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	150
5.9	Efforts résultants exercés par l'utilisateur sur les mains courantes droite et gauche.	151
5.10	Couples maximaux moyens estimés pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	154
5.11	Couples moyens estimés pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	155

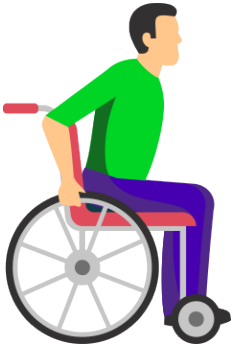
TABLE DES FIGURES

5.12 Classement des situations selon la résultante des efforts à droite et à gauche. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	157
5.13 Classement des situations selon le moment propulsif à droite et à gauche. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	158
5.14 Classement des situations selon différents critères biomécanique. On trie les situations selon leur classement en ordonnée : 8 étant la situation la plus contraignante, et 1 la moins contraignante. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).	159
5.15 Erreur quadratique moyenne de la reconstruction cinématique après exclusion des cycles anormaux	162

Liste d'abréviations utiles

- AB : sujet asymptomatique ;
- AC : liaison acromio-claviculaire ;
- BF : boucle fermée (ou chaîne fermée) ;
- BO : boucle ouverte (ou chaîne ouverte) ;
- EMG : electromyographie ;
- FEF : fraction de force efficace ;
- FRM : fauteuil roulant manuel ;
- GH : liaison gléno-humérale ;
- ISB : société internationale de biomécanique (ou *international society of biomechanics*) ;
- OCM : optimisation cinématique multi-corps (ou cinématique inverse) ;
- TMS : troubles musculo-squelettique ;
- SC : liaison sterno-claviculaire ;
- SCI : sujet atteint de traumatisme médullaire ;
- ST : liaison scapulo-thoracique ;
- UFRM : utilisateur de fauteuil roulant manuel.

TABLE DES FIGURES



1

Introduction

L'Organisation Mondiale de la Santé rapporte qu'environ 1% de la population mondiale est dans la nécessité de se servir d'un fauteuil roulant pour permettre sa locomotion (AT2030 2019). Le fauteuil roulant permet à ses utilisateurs de favoriser l'autonomie, l'accès à la vie en communauté, ainsi que l'estime de soi (FINLAYSON et DENEND 2003). Parmi les utilisateurs de fauteuil roulant dont les fonctions motrices des membres supérieurs ne sont pas affectées par leur handicap, le fauteuil roulant manuel (FRM) est le moyen de locomotion le plus utilisé ; il permet de conserver une activité physique, et est plus manœuvrable, transportable, et abordable qu'un fauteuil roulant électrique (GUILLON *et al.* 2015). Néanmoins, cet apport est fragile, avec des risques de pertes de mobilité et d'autonomie, notamment pour les utilisateurs de FRM âgés (REQUEJO *et al.* 2015). D'une part, la position assise prolongée dans le fauteuil entraîne diverses complications, comme l'apparition d'escarres (CHEN *et al.* 2005 ; McGLINCHEY-BERROTH *et al.* 1995) ou de troubles urinaires et gastro-intestinaux (RAGNARSSON 2012). D'autre part, la locomotion en FRM engage uniquement les membres supérieurs du corps et de ce fait les soumet à d'importants efforts, répétés lors d'un trajet menant à la fatigue (VAN DER WOUDE *et al.* 2001), et à des douleurs ou blessures. Plusieurs études ont montré que la plupart des utilisateurs de FRM développent des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur, notamment au poignet (syndrome du

canal carpien) (GELLMAN *et al.* 1988; SIE *et al.* 1992), ou à l'épaule (BONINGER *et al.* 2003; CURTIS *et al.* 1999; GORCE et LOUIS 2012).

Afin de réduire le risque d'apparition de troubles musculo-squelettiques chez les utilisateurs de FRM, un enjeu biomécanique apparaît : il faudrait minimiser les sollicitations pendant la propulsion. Pour y parvenir, il faut d'abord s'intéresser à la double interaction du FRM avec l'utilisateur et l'environnement (HYBOIS *et al.* 2019a). Le FRM interagit avec son utilisateur par le biais du soutien du corps et des actions mécaniques exercées au cours de la propulsion. De plus, le FRM interagit avec l'environnement par le biais des roues en contact avec le sol. Cette double interaction utilisateur-fauteuil et fauteuil-environnement dégage plusieurs leviers pour réduire les sollicitations au cours de la propulsion :

- la rééducation de la personne en FRM, l'apprentissage de techniques de propulsion ;
- l'optimisation des matériaux ou de la forme du FRM, pour le rendre plus léger ou plus ergonomique, et l'adaptation du FRM à l'utilisateur ;
- l'amélioration de l'accessibilité du bâti urbain.

Il est tout de même à noter que tous ces leviers sont intrinsèquement liés : l'adaptation d'un FRM à l'utilisateur s'entend en fonction d'un environnement donné, et l'ergonomie du FRM influe sur les différentes techniques de propulsion réalisables. Ces trois leviers offrent en fait un actionnement à terme plus ou moins long. L'expertise de kinésithérapeutes et des ergothérapeutes lors de la rééducation de l'utilisateur offrent un levier d'actionnement à court terme, qui permet de rééduquer la personne, l'aider à sélectionner et s'adapter à un FRM. Les fabricants de fauteuils disposent d'un levier d'actionnement à moyen terme en proposant des fauteuils plus légers, plus ergonomiques et plus adaptables à tout un chacun (LARIVIÈRE 2023 ; HYBOIS *et al.* 2019a). Enfin, l'adaptation de l'environnement correspond à un actionnement à long terme qui se veut être universel, inclusif, et représentatif d'une pluralité de handicaps. On s'intéresse dans cette thèse à ce dernier point : l'accessibilité du bâti urbain en FRM.

L'accessibilité aux personnes en situation de handicap est un enjeu majeur pour leur intégration sociale et professionnelle, et tous les lieux publics devraient être accessibles depuis 2015 en France d'après la loi n°2005-102 du 11 Février 2005 pour l'égalité des droits

et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. Cependant, si l'accessibilité d'un établissement est garantie, elle ne l'est pas pour le trajet nécessaire pour s'y rendre : au quotidien, les utilisateurs de FRM sont confrontés à des barrières physiques environnementales telles que des pentes, dévers, trottoirs, rues pavées, ou des sols trop dissipateurs d'énergie, qui réduisent l'accessibilité de leurs destinations. Si l'on était capable d'estimer et de comparer quantitativement l'accessibilité à un utilisateur de FRM de différents itinéraires pour une destination et un départ communs, il serait possible de recommander l'itinéraire le plus adéquat en fonction des capacités de l'utilisateur et donc de minimiser le risque de douleurs ou de blessures tout en favorisant son intégration sociale et professionnelle. Même si l'on suggérait l'itinéraire « accessible » le plus court à tous les utilisateurs de FRM, cela pourrait résulter en des trajets inadaptés aux capacités de certains utilisateurs.

Si certaines études ont proposé des critères d'évaluation des coûts biomécaniques, basés par exemple sur le travail fourni par mètre parcouru de certaines situations environnementales (SPRIGLE et HUANG 2020), elles ne se sont pas attardées à la comparaison de la classification obtenue pour différents critères. Il est en effet possible de considérer que la difficulté de la locomotion en FRM revêt plusieurs aspects, par exemple l'effort nécessaire à fournir pour franchir une barrière, mais aussi l'endurance à l'exercice d'une activité physique exigeante. Il serait intéressant de quantifier la difficulté physique d'un trajet en synthétisant ces différents aspects dans un indicateur unique présentant un coût biomécanique associé au franchissement d'un obstacle. Si l'on fait l'hypothèse qu'un trajet en milieu urbain peut se découper en une série de barrières physiques environnementales et de situations élémentaires, alors le coût biomécanique associé au trajet résulterait de l'agrégation, linéaire ou non, des difficultés physiques successives de chacune des barrières et situations. Il est par conséquent important d'associer les coûts biomécaniques liés aux situations environnementales et de fournir un indice biomécanique synthétique qui intègre les différents aspects de la demande physique des situations.

Cette thèse s'inscrit dans le cadre du Projet N° ANR-19-CE19-007-01 "CapaCITIES" qui a pour objectif de proposer des outils utiles à la suggestion d'itinéraires accessibles opti-

maux aux utilisateurs de FRM selon leurs capacités physiques. Le projet, coordonné par le Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH) de l'Institution Nationale de Invalides, est réalisé en collaboration avec l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) de l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, l'Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires (IRISA) UMR-6074, et le Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industriel Humain (LAMIH) UMR-8201.

L'objectif de ce projet est de définir des indices de coût biomécanique pour la locomotion en FRM dans différentes situations représentatives du milieu urbain. *A contrario* d'une définition binaire de l'accessibilité, l'indice de coût biomécanique serait une échelle graduée de la difficulté physique d'une situation, et qui pourrait ensuite être agrégé pour représenter un trajet considéré. Si l'on considère un déplacement en milieu urbain comme une succession de barrières physiques environnementales ou de situations à risque, les coûts biomécaniques associés à ces barrières et situations pourraient plus ou moins pénaliser le coût global du trajet. L'objectif subséquent est d'analyser par des critères biomécaniques la propulsion dans ces situations afin de pouvoir définir un coût biomécanique à la locomotion dans la situation considérée. De cet objectif se dégagent trois problématiques qui doivent être adressées :

- Quels sont les paramètres clefs qui caractérisent la difficulté biomécanique d'une situation et comment peut-on les évaluer ?
- Comment peut-on étudier une multitude de situations et de barrières physiques environnementales ?
- Comment peut-on sélectionner et agréger les différentes paramètres clefs en un index de coût biomécanique lié à la difficulté physique de la locomotion dans une situation donnée ?

Ce projet s'inscrit dans la continuité de plus de 15 ans de travaux conjoints de l'IBHGC et du CERAH, au cours desquels plusieurs campagnes expérimentales ont été menées, un FRM instrumenté capable de mesurer les actions mécaniques exercées sur l'ensemble du FRM est utilisé, et un modèle musculo-squelettique des membres supérieurs a été développé. L'IRISA, et plus particulièrement une de ses équipes, MIMETIC, s'intéresse à la simulation du mouvement humain dans le cadre du sport et de la vie quotidienne par le

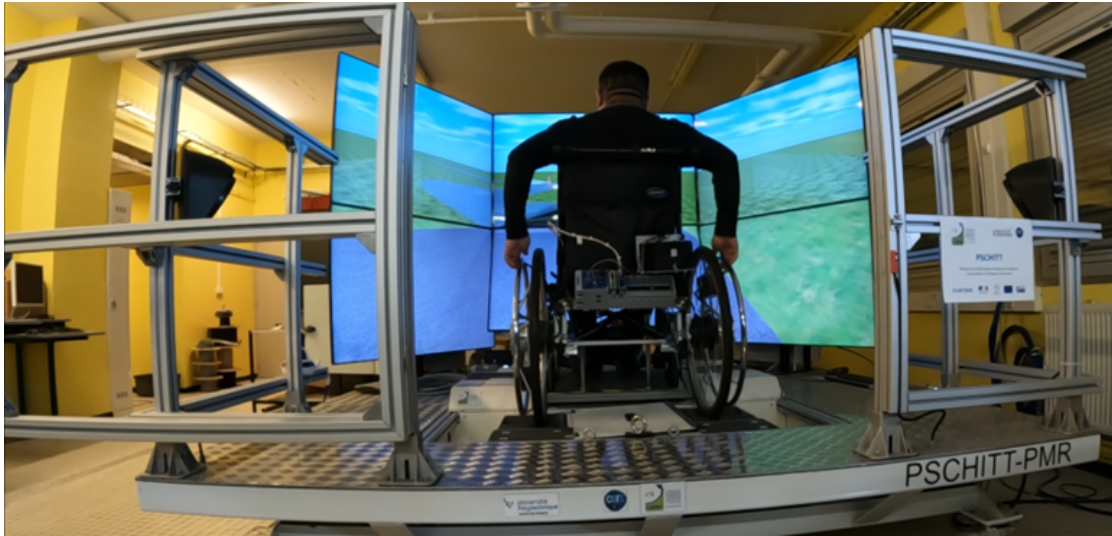


FIGURE 1.1 – Illustration de la plate-forme mobile pour la reproduction de la locomotion en FRM.

prisme du monde du travail. L'équipe travaille depuis plus de 10 ans sur l'analyse musculo-squelettique et a développé ses propres outils numériques. Ces outils numériques sont approfondis par plusieurs thèses qui aboutissent sur le développement d'une librairie de modélisation musculo-squelettique libre et personnalisable, CusToM (MULLER *et al.* 2019). Dans le cadre de l'ANR CapaCITIES les savoirs et expertises du CERAH, de l'IBHGC, et de l'IRISA seront investis pour le développement d'un modèle musculo-squelettique de la locomotion en FRM personnalisable en regard des capacités de l'utilisateur, et l'accélération de la chaîne de traitement en développant des méthodes numériques à temps de calcul réduit. Le LAMIH, avec son axe Mobilité Humaine et Handicap, a pour objectif de favoriser l'inclusion des personnes en situation de handicap par l'amélioration de leur mobilité. A cet effet, il travaille à la mise en synergie des compétences multidisciplinaires du LAMIH en développant des outils d'analyse et de reproduction de la locomotion en milieu urbain. Parmi ces travaux se trouve l'utilisation d'une plate-forme six axes couplée à un ergomètre à rouleaux permettant la reproduction de la locomotion dans différentes situations (Fig. 1.1).

Dans ce vaste projet, l'objectif de la présente thèse est d'abord de contribuer à l'indice de coût biomécanique, notamment en caractérisant les paramètres clés caractérisant la difficulté physique d'une situation. Ces paramètres clés permettront notamment de contribuer à

la construction d'un ou plusieurs indices de coût biomécanique qui pourraient être testés via la simulation des situations sur la plate-forme mobile du LAMIH. A ces fins, une première campagne expérimentale a été menée au CERAH ; cette campagne s'est intéressée à la reproduction de situations et de barrières physiques élémentaires, permettant d'une part de former une première base de données quant aux différentes grandeurs biomécaniques qui pourraient représenter les paramètres clefs de la difficulté physique dans ces situations. Afin de traiter les données expérimentales de cette campagne, il était nécessaire de développer des modèles musculo-squelettiques personnalisables de l'utilisateur en FRM, ainsi que d'accélérer la chaîne de traitement musculo-squelettique.

Afin de mener à bien les objectifs sus-mentionnés, on s'intéressera d'abord à un état de l'art de l'étude de la locomotion en FRM. Cet état de l'art sera scindé en trois parties : après une brève présentation des différents composants d'un FRM, on s'attardera sur les méthodes d'analyse et de simulation de la biomécanique de la locomotion, puis on présentera une revue de la littérature sur les barrières physiques environnementales. Cet état de l'art permettra notamment de vérifier qu'il n'existe pas déjà d'indices d'évaluation des différentes situations environnementales répondant à la question de recherche. Ensuite, on présentera les travaux personnels sur les méthodes de traitement des données de capture du mouvement opto-électroniques. Puis on s'intéressera au modèle musculo-squelettique de l'utilisateur de FRM. Enfin, on utilisera les outils développés dans les chapitres précédents afin d'analyser la locomotion dans différentes situations environnementales reproduites en laboratoire d'analyse quantitative du mouvement.



2

État de l'art

2.1	Description d'un fauteuil roulant manuel	8
2.2	Biomécanique de la locomotion en FRM	11
2.2.1	Grandeurs spatio-temporelles	12
2.2.2	Approche mécanique de la locomotion	15
2.2.3	Modèles biomécaniques de l'interaction utilisateur-fauteuil	25
2.2.4	Conclusion de l'analyse biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant manuel	32
2.3	Influence des barrières environnementales sur la locomotion en fauteuil roulant manuel	33
2.3.1	Résumé de l'article	34
2.3.2	Introduction	35
2.3.3	Méthodes	37
2.3.4	Résultats	39
2.3.5	Discussion	56
2.3.6	Conclusion	62
2.4	Synthèse de l'état de l'art et objectifs de la thèse	63
2.4.1	Synthèse de l'état de l'art	63
2.4.2	Objectifs de la thèse	68
2.4.3	Méthodes de traitement des données de capture du mouvement	68
2.4.4	Définition d'un modèle musculo-squelettique de l'utilisateur de FRM	69
2.4.5	Analyse de l'influence des situations environnementales sur la biomécanique de la propulsion en FRM	69

2.1. DESCRIPTION D'UN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

Pour construire l'indice de classification, nous nous sommes intéressés aux études ayant caractérisé la locomotion en FRM dans différentes conditions et aux grandeurs utilisés. L'état de l'art présenté dans ce chapitre est développé en trois parties. Tout d'abord, on s'intéressera à la description d'un FRM et de ses différents composants. Ensuite, après une introduction à la mécanique de la locomotion en FRM, les principes biomécaniques de l'interaction entre l'utilisateur et le FRM seront présentés. Il sera démontré comment l'étude de la biomécanique de la locomotion en FRM découle d'une approche mécanique et de principes physiques. Différentes hypothèses de modélisation du mouvement du corps humain formulées dans la littérature seront présentées, de manière à comprendre l'état de l'art de l'étude des mécanismes biomécaniques à l'origine des TMS rencontrés par les utilisateurs de FRM.

Ensuite, une revue de littérature systématique sur l'ensemble des études ayant investigué l'effet de barrières environnementales sur la biomécanique de la locomotion sera présentée. Cette revue de littérature doit permettre de donner un aperçu des mécanismes biomécaniques liés à la difficulté de franchissement de barrières environnementales rencontrées au quotidien le long d'un trajet.

Une synthèse des éléments étudiés dans ces trois parties sera présentée en conclusion de ce chapitre. De cette synthèse sera formulé le positionnement scientifique de cette thèse pour l'accomplissement des objectifs présentés en introduction.

2.1 Description d'un fauteuil roulant manuel

Le FRM est un assemblage de quatre systèmes (Fig. 2.1) :

- le châssis ;
- le système de soutien du corps ;
- les roues ;
- le système de conduite.

2.1. DESCRIPTION D'UN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

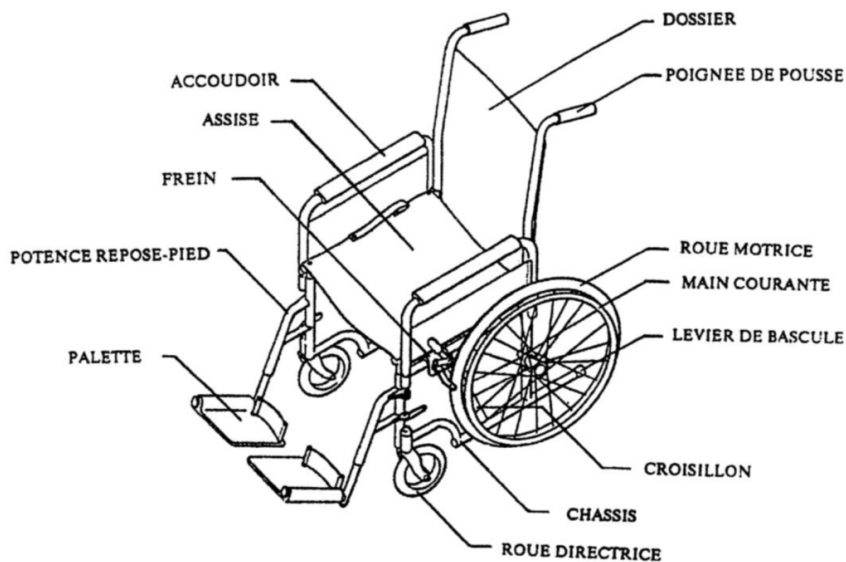


FIGURE 2.1 – Illustration des différents éléments d'un FRM. Image empruntée à (LOUIS 2010).

Le châssis constitue la base du FRM. Il est de nature rigide, et selon les modèles, soudé en un seul bloc ou pliable pour faciliter les transferts et le rangement dans un véhicule. Le châssis est le plus souvent en aluminium car c'est un bon compromis entre résistance du FRM, poids, et prix. Certains FRM disposent d'un châssis en titane ou en fibre de carbone, mais sont bien plus onéreux.

Le système de soutien du corps est constitué par le dossier, le siège, ainsi que les palettes repose-pieds. Le dossier a une fonction de positionnement et de maintien du tronc ; il peut être fabriqué à partir d'une toile réglable en tension permettant de suivre la forme de la colonne vertébrale. Le siège, généralement constitué d'une sellerie souple, doit également être réglé en tension afin de limiter l'effet de hamac qui pourrait augmenter le risque d'escarres. Si le siège est constitué d'une plaque rigide, alors il est recommandé d'utiliser un coussin anti-escarre en complément. Les palettes repose-pieds peuvent être relevables ou bien constituer un ensemble monobloc, de manière à faciliter le transfert de l'utilisateur.

En général, les FRM possèdent deux types de roues : les roues arrière "motrices", et les

2.1. DESCRIPTION D'UN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

roulettes avant "directrices". Les pneus des roues arrière sont choisis selon la situation : si l'utilisateur se déplace souvent en extérieur, alors les roues arrière seront pneumatiques afin d'absorber les chocs et vibrations, ainsi que de réduire la résistance au roulement. Dans le cas d'un utilisateur qui se déplacerait surtout en intérieur, des pneus en bandage sont recommandés afin de limiter l'entretien nécessaire au gonflage. Les roulettes avant peuvent également être en pneumatique ou en bandages, et sont reliées au châssis par le biais de fourches, ce qui leur donne la caractéristique d'être directrices à la locomotion.

Le système de conduite le plus couramment utilisé pour les utilisateurs de FRM est le système par mains courantes, montées directement sur chacune des roues arrière. Dans le cas de pathologies qui entraîneraient une limite dans la capacité de préhension, les mains courantes peuvent être munies d'ergots pour faciliter la saisie. Un système de doubles mains courantes peut également être mis en place pour les personnes n'ayant la capacité d'utiliser qu'une seule main, comme les personnes hémiplegiques. Dans la suite des travaux, seuls les FRM à propulsion bilatérale par mains courantes simples seront pris en compte. Le freinage s'effectue en général en exerçant une action sur les mains courantes, et l'immobilisation du fauteuil est réalisée à l'aide de freins statiques bloquant la roue.

Un FRM peut également être constitué d'éléments optionnels, selon la mobilité de la personne et l'utilisation qu'il en fait :

- les accoudoirs, qui permettent d'assurer le positionnement des membres supérieurs et du tronc. Ils permettent également de limiter les escarres en offrant un autre point d'appui au repos que les jambes de l'utilisateur, ce qui permet de soulager une surcharge sur les cuisses ;
- les roulettes anti-bascule, qui sont reliées au châssis et se déportent à l'arrière des roues motrices. Elles permettent d'assurer la stabilité du fauteuil dans le cas où il basculerait en arrière ;
- les gardes-boue et protèges-vêtement ;
- des éléments aidant au positionnement de la personne : cales d'abduction, biseau crural, butée sacro-lombaire ...

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM



FIGURE 2.2 – Illustration des différents types de FRM disponibles sur le marché.

Il existe de plus différents types de FRM, qui sont plus ou moins adaptés à l'utilisateur selon l'environnement, et ses capacités (fig. 2.2) :

- FRM standard, qui présente généralement un dossier haut, des poignées de poussée, des accoudoirs hauts, et deux palettes repose-pied séparées. Il reste assez lourd et difficile à manœuvrer, ce qui le destine à un usage court.
- FRM de confort, qui est principalement destiné aux personnes propulsées par un tiers. Il dispose d'un système de soutien du corps particulièrement étudié pour assurer un maintien et un confort supérieur aux autres fauteuils.
- FRM actif, qui est destiné aux personnes actives. Il dispose de matériaux légers et de nombreux réglages pour être ajusté à l'utilisateur.
- FRM de sport, destiné spécifiquement à la pratique de certaines activités handisport, il peut disposer de nombreux réglages pour être adapté au joueur et est ensuite soudé pour une configuration demandée par le joueur.

2.2 Biomécanique de la locomotion en FRM

Si l'on veut quantifier le coût d'un chemin par une approche biomécanique, il faut tout d'abord définir les critères quantitatifs d'évaluation de la locomotion en FRM. Dans la suite de ce manuscrit, ces critères quantitatifs d'évaluation de la locomotion en FRM seront nommés grandeurs biomécaniques. Afin de conseiller l'utilisateur sur un chemin à privilégier, il faudra définir des seuils sur ces grandeurs biomécaniques ; ou bien même définir des

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

grandeurs composites (pondération de plusieurs grandeurs) de grandeurs biomécaniques utilisées dans la littérature, et définir pour ces grandeurs composites des seuils. Dans cette première partie de l'état de l'art, les grandeurs biomécaniques les plus utilisées dans la littérature de la locomotion en FRM seront définies.

Ainsi, on s'intéressera à la caractérisation de la locomotion à partir de grandeurs quantifiant la mécanique du FRM, puis de l'ensemble {FRM + Utilisateur}, et enfin on présentera différentes méthodes de la caractérisation de la biomécanique de l'utilisateur, notamment des méthodes de dynamique inverse. Les méthodes de dynamique inverse permettent d'estimer les moments inter-articulaires à partir de données expérimentale de capture du mouvement et d'efforts extérieurs à l'utilisateur. Ensuite, par une optimisation statique, il est possible d'estimer l'activité musculaire ainsi que les forces musculaires ; les forces musculaires sont notamment nécessaires pour l'estimation des efforts de contact inter-articulaire (MOISSENET *et al.* 2017 ; BERGMANN *et al.* 2004 ; SHELBURNE *et al.* 2005).

2.2.1 Grandeurs spatio-temporelles

La locomotion quotidienne en FRM peut être décomposée en une succession de cycles de propulsion. Un cycle de propulsion peut être scindé en deux phases : la phase de poussée et la phase de roue libre. Durant la phase de poussée, la main est en contact avec la main courante et entraîne la rotation de la roue ; pendant la phase de roue libre, la main n'est plus en contact avec la main courante et se repositionne pour de nouveau saisir la main courante et débiter la prochaine phase de poussée. Au cours de la phase de poussée, la main de l'utilisateur décrit un mouvement circulaire le long de la main courante. Il est donc possible de décrire le mouvement de la main par des grandeurs angulaires selon sa position de saisie et de lâcher de la main courante.

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

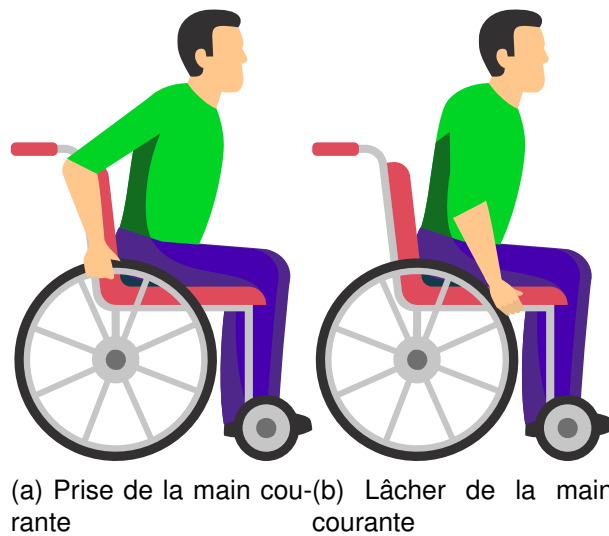


FIGURE 2.3 – Schéma d'une propulsion ; Illustration provenant de macrovector / Freepik.com

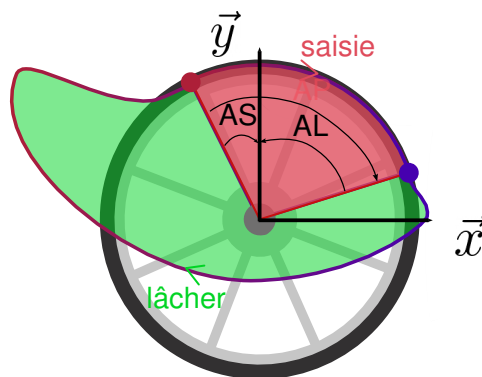


FIGURE 2.4 – Définition des paramètres angulaires

Au cours d'une locomotion en ligne droite, la plupart des utilisateurs ont une propulsion symétrique, c'est-à-dire qu'ils propulsent simultanément les roues arrière droite et gauche de leur FRM. Cette préférence a conduit la plupart des études à considérer la propulsion comme symétrique, la locomotion peut donc être caractérisée par les paramètres suivants :

- temps de poussée : durée de saisie de la main courante au cours d'un cycle ;
- temps de roue libre : durée entre le lâcher et la saisie de la main courante au cours d'un cycle ;
- durée de cycle : durée entre deux débuts de saisie de la main courante ;
- cadence (fréquence) de propulsion : cadence (en nombre de cycles par minute) ou

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

fréquence (en Hz) des cycles de propulsion ;

- angle de saisie : angle entre la verticale et le vecteur joignant le centre de la roue et le point de saisie de la main courante au début de la phase de poussée ;
- angle de lâcher : angle entre la verticale et le vecteur joignant le centre de la roue et le point de lâcher de la main courante à la fin de la phase de poussée ;
- angle de propulsion : secteur angulaire parcouru sur la main courante pendant la phase de poussée ;
- vitesse linéaire : vitesse du FRM, calculée au milieu de l'entraxe des roues arrière ;
- accélération linéaire : accélération du FRM, calculée au milieu de l'entraxe des roues arrière.

La vitesse linéaire du FRM est définie comme la dérivée temporelle de la position du milieu de l'entraxe des roues arrière. En considérant le châssis comme rigide, il est possible de lier le déplacement du FRM au déplacement des centres des roues arrière ; ainsi : $\vec{V} = 1/2(\vec{V}_{OD} + \vec{V}_{OG})$. Où \vec{V} , et $\vec{V}_{OD,G}$ sont respectivement, la vitesse du FRM et du centre des roues arrière droite et gauche. En faisant l'hypothèse que les roues arrière roulent sur le sol sans glisser, on peut alors lier le déplacement du fauteuil à leur rotation : $\vec{V} = 1/2(\vec{\Omega}_D \wedge \vec{O}_D \vec{I}_D + \vec{\Omega}_G \wedge \vec{O}_G \vec{I}_G)$. Où $\vec{\Omega}_{D,G}$, et $\vec{O}_{D,G} \vec{I}_{D,G}$ sont respectivement la vitesse de rotation des roues arrière, et le vecteur entre le centre de rotation des roues et les points de contact des roues avec le sol. En négligeant la déformation des roues arrière, on peut approximer les vecteurs $\vec{O}_{D,G} \vec{I}_{D,G}$ par un vecteur vertical qui a pour norme le rayon des roues arrière R_r . On peut alors écrire :

$$\vec{V} = 1/2(\Omega_D R_r + \Omega_G R_r) \vec{e}_x ; \quad (2.1)$$

Où \vec{e}_x est le vecteur directeur de l'axe antéro-postérieur du système {FRM+Utilisateur}.

Il faut également noter que du fait de la décomposition du cycle de propulsion en une phase de poussée et une phase de roue libre, la vitesse instantanée du FRM au cours du cycle n'est pas constante. L'accélération linéaire est définie comme la dérivée temporelle seconde de la position du milieu de l'entraxe des roues arrière. En considérant toujours l'hypothèse de roulement sans glissement des roues arrière sur le sol, elle peut également être formulée

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

comme suit :

$$\vec{A} = 1/2(\dot{\Omega}_D R_r + \dot{\Omega}_G R_r) \vec{x}; \quad (2.2)$$

Où \vec{A} , et $\dot{\Omega}_{D,G}$ sont respectivement l'accélération linéaire du FRM, et l'accélération angulaire des roues arrière droite et gauche. Il est intéressant de noter que les paramètres ci-dessus sont redondants. Il est en effet possible de calculer certains paramètres de la propulsion à partir d'autres. Les équations géométriques et temporelles qui lient les paramètres sont les suivantes :

$$T_c = T_p + T_r; \quad (2.3)$$

$$f = 1/T_c; \quad (2.4)$$

$$\alpha = \alpha_p + \alpha_r; \quad (2.5)$$

Où T_c, T_p, T_r sont respectivement, la durée de cycle, les temps de poussée, et de roue libre ; f la fréquence de propulsion ; $\alpha, \alpha_p, \alpha_r$ les angles de propulsion, contact, et lâcher.

2.2.2 Approche mécanique de la locomotion

On peut également décrire la locomotion en FRM par une approche mécanique en isolant le système {FRM + Utilisateur}. Seront considérées les actions du poids, du sol, et de l'air sur le système en mouvement. Ces actions mécaniques sont détaillées dans les parties suivantes. On suppose pour toute la suite de l'exemple que le système se déplace en ligne droite suivant l'axe antéro-postérieur, et que toutes les roues du FRM roulent sur le sol sans glisser.

2.2.2.1 Poids

L'action du poids sur le système s'exprime par un torseur d'actions mécaniques \mathcal{T} :

$$\mathcal{T}_{poids} = \left\{ \begin{array}{c} M\vec{g} \\ \vec{0} \end{array} \right\}_{O_G} \quad (2.6)$$

Où M, \vec{g} , et O_G sont respectivement la masse totale du système, le vecteur gravité, et le centre de masse du système {FRM + Utilisateur}.

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

Certaines études se sont intéressées à l'effet du poids sur la locomotion quotidienne en étudiant la locomotion à vitesse constante sur sol plat avec différentes charges, et notamment l'effet de la répartition antéro-postérieure du poids sur les roues arrière et avant (SPRIGLE et HUANG 2015). D'autres études se sont intéressées à l'effet de la charge, et donc du poids, en pente ; notamment dans des études prospectives pour des solutions d'assistance à la locomotion avec des roues motorisées (CUERVA *et al.* 2017 ; DE A. MARTINS *et al.* 2018). Il faut également noter que, dû aux mouvements de l'utilisateur sur le fauteuil au cours de la locomotion, la position du centre de masse global du système {FRM + Utilisateur} se déplace également, principalement selon la verticale et l'axe antéro-postérieur.

2.2.2.2 Forces de réaction

Tout au cours de la locomotion, le FRM est en appui sur le sol aux quatre roues. Il existe donc sous chaque roue un point de contact avec le sol où sont appliqués des forces et des moments de réaction du sol sur le FRM. Ces forces et moments se décomposent en une composante verticale, une composante antéro-postérieure, et une composante médio-latérale. La composante verticale des efforts de réaction correspond entre autres à la répartition du poids du système {FRM + Utilisateur} sur les roues. D'après la loi de Coulomb, les composantes longitudinale et latérale sont proportionnelles à la composante normale, mais le coefficient de proportionnalité est différent si la roue glisse ou non sur le sol. La plupart des études considèrent un roulement sans glissement des roues sur le sol. Cependant, d'autres études se sont intéressées à quantifier le glissement des roues sur le sol. Dans le cas de glissement, les composantes longitudinale et latérale des forces de réaction sont proportionnelles à la composante normale de réaction. Le facteur de proportionnalité f , appelé coefficient de glissement, dépend des propriétés de la roue (matériau, géométrie), et du sol (matériau, géométrie). Lorsque les roues glissent sur le sol, il faut considérer un torseur d'actions mécanique \mathcal{T}_{sol} d'opposition au déplacement du système {FRM + Utilisateur} :

$$\mathcal{T}_{sol} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{T} \\ \vec{0} \end{array} \right\}_I = \left\{ \begin{array}{c} f_x R_N \vec{x} + f_z R_N \vec{z} \\ \vec{0} \end{array} \right\}_I \quad (2.7)$$

Où f_x, f_z sont les coefficient de glissement selon \vec{x}, \vec{z} , et R_N la composante normale des efforts de réaction entre la roue et le sol ; \vec{x} est le vecteur directeur de l'axe antéro-postérieur ;

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

\vec{z} est le vecteur directeur de l'axe médio-latéral, et I le point de contact entre la roue et le sol. Les études qui se sont intéressées au glissement du système sur le sol l'ont principalement fait selon l'axe antéro-postérieur, au vu de la faible présence de glissement médio-latéral au cours de la locomotion quotidienne. Si l'on considère que le système roule sur le sol sans glisser, alors il est possible de définir une valeur critique des forces de réaction d'après la théorie de Coulomb :

$$T_0 = f_0 R_N ; \quad (2.8)$$

Où T_0 , et f_0 sont la composante tangentielle critique de la force de réaction et le coefficient critique d'adhérence (ou de frottement statique). Tant que la composante antéro-postérieure de la force de réaction est inférieure à T_0 , le système roule sur le sol sans glisser.

2.2.2.3 Résistance aérodynamique

Au cours du mouvement du FRM, l'écoulement de l'air autour de l'ensemble {FRM + Utilisateur} entraîne une force de frottement fluide qui s'oppose au déplacement du FRM et que l'on nomme traînée. En supposant que l'air environnant le système dispose d'un gradient de vitesse et d'une densité nulle, l'air n'exerce sur le système pas de moment autour de son centre de gravité. La traînée peut être exprimée comme suit :

$$\mathcal{T}_{air} = \begin{Bmatrix} \overrightarrow{F_{air}} \\ \overrightarrow{0} \end{Bmatrix}_{O_G} = \begin{Bmatrix} -1/2\rho AC_D V^2 \vec{x} \\ \overrightarrow{0} \end{Bmatrix}_{O_G} \quad (2.9)$$

Avec ρ la masse volumique de l'air, A l'aire frontale, C_D le coefficient de traînée, V la vitesse relative du FRM à l'air loin du FRM ; O_G est le centre de gravité du système.

Ainsi, la traînée dépend de l'aire frontale présentée par le FRM et son utilisateur. La géométrie du fauteuil ainsi que les mouvements de l'utilisateur au cours de la propulsion influent donc sur la résistance aérodynamique au déplacement du FRM. La traînée dépend également du coefficient de traînée, qui reflète l'écoulement de l'air autour de l'ensemble {FRM + Utilisateur}. De même que pour l'aire frontale, le coefficient de traînée dépend de la géométrie du fauteuil et des mouvements de l'utilisateur.

Ces paramètres peuvent être déterminés par des séries de mesure en soufflerie. En projetant un flux d'air constant et laminaire contre le système {FRM + Utilisateur}, on peut calculer

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

la traînée en mesurant les forces de contact des roues avec le sol. Peu d'études ont pu caractériser les paramètres de traînée de cette manière COE 1979. Une autre méthode pour estimer la traînée subie lors de la locomotion est de réaliser des essais de décélération (BARBOSA *et al.* 2016). En évaluant la décélération d'un système {FRM + Utilisateur} avec un utilisateur immobile, et en estimant les forces autres que la traînée qui s'appliquent au système, on peut isoler et estimer la traînée subie par le système à une vitesse donnée (CHUA *et al.* 2010).

2.2.2.4 Bilan des actions mécaniques extérieures

Soit \mathcal{D}_{O_G} le torseur dynamique du système {FRM + Utilisateur} exprimé au centre de gravité du système. L'équation du mouvement du système {FRM + Utilisateur} s'écrit alors sous la forme suivante :

$$\mathcal{D}_{O_G} = \mathcal{T}_{poids,O_G} + \mathcal{T}_{sol,O_G} + \mathcal{T}_{air,O_G} \quad (2.10)$$

En développant l'équation de la résultante, on peut écrire :

$$M\vec{A} = M\vec{g} + \vec{T} + \vec{F}_{air} \quad (2.11)$$

Où \vec{A} , \vec{g} , \vec{T} , et \vec{F}_{air} sont respectivement le vecteur accélération du centre de masse du système, le vecteur gravité, la résultante des efforts de réaction des quatre roues sur le sol, et la traînée de l'air ; M est la masse du système. Si l'on considère que les roues glissent sur le sol, et que le déplacement est purement antéro-postérieur (donc purement horizontal), alors on peut développer cette expression :

$$M\vec{A} \cdot \vec{y} = \vec{0} = -Mg\vec{y} + R_N\vec{y} \quad (2.12)$$

$$M\vec{A} \cdot \vec{x} = -(Mgf + \frac{1}{2}\rho AC_D V^2)\vec{x} \quad (2.13)$$

$$M\vec{A} \cdot \vec{z} = \vec{0} \quad (2.14)$$

Cette expression montre notamment que lorsque les roues glissent sur le sol, seul un mouvement de décélération du système est possible. Cette caractéristique du glissement en fait un phénomène qui nuit à la locomotion en FRM et qui fait l'objet de plusieurs études (POULET *et al.* 2023 ; HALES *et al.* 2015).

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

Si l'on considère l'hypothèse de roulement sans glissement des roues sur le sol, alors il n'est pas encore possible avec cette première expression de caractériser le déplacement du système sans une plus précise caractérisation des efforts de réaction du sol. Lorsqu'il n'y a pas glissement des roues sur le sol, les efforts de réaction du sol permettent de transmettre les actions mécaniques internes du système au sol et de générer le mouvement ; cette transmission des efforts est permise par les liaisons pivot entre les roues et le châssis du FRM. Pour mettre en exergue ce phénomène, on peut réaliser un bilan des actions mécaniques en isolant une roue arrière du FRM.

2.2.2.5 Actions mécaniques de l'utilisateur sur les mains courantes

Durant la phase de poussée, l'utilisateur exerce sur les mains courantes des actions mécaniques avec ses mains. En considérant un point de contact P_c d'une main avec une main courante, les actions mécaniques locales s'écrivent comme une force \vec{F}_c et un moment \vec{M}_c au point P_c . Ces actions mécaniques développent un moment \vec{M}_p au centre de la roue O_r :

$$\vec{M}_p = \vec{M}_c + \overrightarrow{O_r P_c} \wedge \vec{F}_c \quad (2.15)$$

2.2.2.6 Résistance au roulement

Coulomb a également théorisé une résistance au roulement sans glissement d'une roue sur un plan : la déformation de la roue et / ou du sol. Lors du roulement, la roue ou le sol peuvent s'aplatir ou s'enfoncer sous l'effet des forces de contact ; l'élasticité imparfaite de la roue ou du sol entraînent alors des pertes énergétiques par hystérésis. Ces pertes énergétiques peuvent être formulées comme un moment qui s'oppose à la rotation de la roue. On modélise alors le moment de résistance au roulement appliqué à une roue M_{rr} comme :

$$M_{rr} = \lambda R_N \quad (2.16)$$

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

Avec λ paramètre de résistance au roulement, R_N la composante normale de la force de réaction du sol.

Le paramètre de résistance au roulement dépend entre autres des propriétés de la roue (rayon, matériau), des propriétés du sol, et la force normale appliquée à la roue. Cette modélisation de la résistance au roulement est couramment utilisée dans la littérature (SAURET *et al.* 2012 ; BASCOU *et al.* 2013).

Il est intéressant de noter que si l'adhérence (qui est permise par le frottement) est à l'origine de la résistance au roulement qui s'oppose au mouvement du FRM, elle permet aussi la transmission des actions mécaniques exercées par l'utilisateur des mains courantes au sol, et donc la propulsion du FRM. En considérant une adhérence nulle et un glissement total, le roulement de la roue ne permettrait pas de propulser le FRM.

2.2.2.7 Résistance au pivotement

Au cours du pivotement d'une roue, c'est-à-dire de la rotation de la roue autour de la verticale, la roue glisse sur le sol. La force de frottement solide de la roue sur le sol s'oppose au pivotement de la roue. On peut exprimer le moment de résistance au pivotement M_{rp} en écrivant :

$$M_{rp} = \mu R_N \quad (2.17)$$

Avec μ le paramètre de résistance au pivotement, R_N la composante normale des forces de réaction du sol. Le paramètre de résistance au pivotement dépend également des propriétés de la roue, des propriétés du sol, et de la composante normale des forces de réaction du sol. Des études récentes ont investigué la résistance au pivotement lors de la locomotion en virage, et ont mis en lumière l'influence du rayon de courbure sur la résistance au pivotement (FALLOT *et al.* 2021).

2.2.2.8 Résistances des paliers

Les roues arrière et avant, ainsi que les fourches des roues avant, sont des éléments mobiles d'un FRM. Les roues arrière et avant sont respectivement liées au châssis et aux

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

fourches par des liaisons pivots d'axe latéral. L'axe de rotation des roues avant est mobile : en effet, les fourches sont liées au châssis par une liaison pivot d'axe vertical. Chacune de ces liaisons fait intervenir une paire de roulements à billes, dont chacun est composé d'une bague intérieure et d'une bague extérieure, l'une tournant à l'intérieure de l'autre en glissant sur les billes. La mise en parallèle des deux roulements permet d'obtenir une liaison rotule. Le roulement des billes entre les bagues fait apparaître un couple de résistance à la rotation de l'axe de la liaison pivot. Les constructeurs des roulements recensent le couple de résistance à la rotation en condition idéale ; l'utilisation quotidienne d'un FRM (ainsi que l'absence d'entretien) usera cependant ces roulements et modifiera donc les couples résistants à la propulsion du FRM. FRANK et ABEL 1989 ont cherché à quantifier la résistance au roulement des roulements d'un FRM pour une charge radiale estimée correspondre aux contraintes de la locomotion quotidienne. La valeur rapportée étant faible par rapport aux valeurs d'autres résistances, il est généralement considéré que la résistance des roulements est négligeable (BASCOU 2013).

Soumis aux actions mécaniques de l'utilisateur au cours de la locomotion, le FRM, notamment au niveau des roues arrière et du châssis, peut se déformer légèrement de manière élastique. La nature imparfaite du comportement élastique du châssis ou des roues conduit la déformation à perdre une partie de l'énergie des actions mécaniques de l'utilisateur. Cette perte d'énergie par hystérésis peut être associée à une résistance au déplacement du FRM. Cependant, aucune étude ne s'est intéressée à quantifier cette résistance, et les quelques études qui la mentionnent la considèrent négligeable devant les autres résistances à la locomotion du FRM (BASCOU 2013).

2.2.2.9 Actions mécaniques de l'utilisateur sur le châssis

En statique et tout au cours du mouvement, l'utilisateur exerce sur l'assise, le dossier, et le repose-pieds des actions mécaniques par le poids ou des mouvements de son corps (qu'ils soient propres à une technique de propulsion ou involontaires). On fait l'hypothèse que le sujet est ancré au châssis du FRM à l'assise et au repose-pied, et que seul le dos peut ne pas être en contact avec sa surface de contact respective, le dossier. Le mouvement

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

des membres supérieurs et du tronc tend à modifier la répartition de charge de l'assise, du dossier, et du repose-pieds. La plupart des études ne considèrent pas de déformation des surfaces de contact avec le corps, et donc ces actions mécaniques sont appliquées au châssis du système {FRM + Utilisateur}. La modification de la répartition de charge est propagée au châssis et aux quatre roues en contact avec le sol. En particulier, les actions mécaniques de l'utilisateur modifient la répartition de charge avant/arrière sur les roues, donc la résistance au roulement et au pivotement.

2.2.2.10 Bilan de l'approche mécanique

En considérant une propulsion du FRM en ligne droite sur un sol plat, et en faisant l'hypothèse d'un roulement sans glissement, on peut réaliser un bilan des actions mécaniques soumises à une roue arrière du FRM au cours de la locomotion. Au vu des faibles valeurs rapportées des résistances aérodynamiques et des paliers, la plupart des études les négligent devant la résistance au roulement des roues sur le sol. Puisque la liaison pivot entre le châssis et la roue ne transmet aucun couple selon son axe, on peut écrire l'équilibre dynamique suivant :

$$I_r \frac{d}{dt} \vec{\Omega} = \vec{M}_p - \vec{M}_{rr} \qquad I_r \dot{\Omega} = \vec{M}_p \cdot \vec{z} - M_{rr} \qquad (2.18)$$

Avec I_r , $\dot{\Omega}$ respectivement le moment d'inertie de la roue, l'accélération angulaire de la roue ; M_p et M_{rr} le moment des actions mécaniques de l'utilisateur sur la main courante, et le moment de résistance au roulement sur le sol. Soit M_{prop} la projection de M_p sur l'axe de la rotation de la roue, $(O_r x)$. M_{prop} est nommé moment propulsif, on peut alors écrire :

$$I_r \dot{\Omega} = M_{prop} - M_{rr} \qquad (2.19)$$

Si l'on considère le jeu de la liaison châssis-roue comme nul, aucun déplacement selon l'axe antéro-postérieur n'est permis par la liaison ; on peut alors écrire :

$$m_r \vec{A} \cdot \vec{x} = (\vec{F}_h + \vec{F}_{rr} + \vec{F}_{pivot}) \cdot \vec{x} \qquad \vec{0} = (\vec{F}_h + \vec{F}_{rr} + \vec{F}_{pivot}) \cdot \vec{y} \qquad (2.20)$$

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

Avec m_r la masse de la roue, \vec{A} l'accélération linéaire du fauteuil au centre de l'axe des roues arrière, F_h la force résultante de la main sur la main courante et \vec{F}_{pivot} la force résultante de la liaison pivot. Il est possible de démontrer – mais cela sera admis ici – $\vec{F}_{pivot} = -(M - m_{roue})\vec{A}$; M étant la masse totale du système. Puisque le FRM roule sur le sol sans glisser, son accélération est directement lié à la rotation des roues. La résolution du système des équations ci-dessus permet d'écrire :

$$M\vec{A} \cdot \vec{x} = \frac{1}{R_r} M_{prop} - F_{rr} \quad (2.21)$$

Où M , et $\vec{A} \cdot \vec{x}$ représentent la masse équivalente et l'accélération linéaire du système {FRM + Utilisateur}; M_{prop} , F_h , respectivement le moment propulsif et la force résultante appliquée par l'utilisateur sur la main courante; M_{rr} , F_{rr} le moment et la force équivalente de résistance au roulement du système; R_r et R_h les rayons des roues arrière et des mains courante; et \vec{e}_θ l'axe tangent à la main courante au point de contact avec la main de l'utilisateur.

On définit alors le moment propulsif M_{prop} comme le bras de levier de l'effort tangentiel dans le plan de la roue et du moment M_c local exercé par l'utilisateur sur la main courante :

$$M_{prop} = R_h \vec{F}_h \cdot \vec{e}_\theta + M_c \quad (2.22)$$

On peut alors réécrire l'équation précédente :

$$M\vec{A} \cdot \vec{x} = \frac{R_h}{R_r} F_t + \frac{1}{R_r} M_c - F_{rr} \quad (2.23)$$

Où F_t est l'effort tangentiel dans le plan de la roue exercé par l'utilisateur sur la main courante. On note par ailleurs que l'ensemble {roue + main courante} agit comme rapport de réduction des efforts transmis au centre de la roue.

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

On peut alors définir la puissance mécanique de la propulsion :

$$P_{prop} = \Omega M_{prop} \quad (2.24)$$

Où Ω , P_{prop} , et M_{prop} sont respectivement la vitesse de rotation des roues arrière, la puissance mécanique de propulsion et le moment propulsif.

L'intégration temporelle de cette puissance mécanique permet d'évaluer le travail mécanique de la propulsion :

$$W_{prop} = \int \Omega(t) M_{prop}(t) dt \quad (2.25)$$

Où $\Omega(t)$, $M_{prop}(t)$, et W_{prop} sont respectivement la vitesse de rotation des roues arrière et le moment propulsif au cours du temps, et le travail mécanique de la propulsion sur l'intervalle de temps considéré. Selon ces expressions, la puissance et le travail de la propulsion sont nuls au cours de la phase de roue libre puisque le sujet n'exerce pas d'action sur les mains courantes et donc que le moment propulsif est nul. Il faut noter de plus que, dans ce paradigme, la puissance des actions du sujet sur le dossier, l'assise, ou le repose-pieds est négligée, de même que la puissance liée à l'énergie potentielle et cinématique des membres du sujet en mouvement au cours de la propulsion. Cela dit, la caractérisation de la propulsion par un travail mécanique fait apparaître une notion de dépense énergétique de l'utilisateur pour sa locomotion. De même qu'il a été montré précédemment qu'il existait des forces et moments de résistance à l'avancement du FRM qui s'opposaient au moment propulsif, on peut assimiler une perte énergétique à ces actions résistantes. Dans ce paradigme, en ligne droite et à vitesse moyenne de cycle constante, l'utilisateur doit fournir au cours de la phase de poussée un travail compensant l'ensemble des pertes énergétiques au cours du cycle (*i.e.* au cours de la phase de poussée et de roue libre). Certains auteurs définissent un travail mécanique linéaire W_{lin} comme le travail mécanique développé au cours d'un cycle sur la distance parcourue au cours du cycle : $W_{lin} = \frac{W_{prop}}{d}$; avec d la distance parcourue au cours d'un cycle (SPRIGLE et HUANG 2020 ; MISCH *et al.* 2020 ; MISCH et SPRIGLE 2021 ; MISCH *et al.* 2022). Ce travail mécanique linéaire est utilisé par ces auteurs pour quantifier un coût de la propulsion en FRM au cours d'un déplacement en ligne droite ou en virage. Une nouvelle analyse se dégage également de l'équation du mouvement au cours de la propulsion : l'efficacité de la force appliquée par l'utilisateur à la main courante. En effet, selon

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

l'équation 2.24, il apparaît que seulement la projection tangentielle de la force appliquée à la main courante par l'utilisateur ne soit utile pour la propulsion. La Fraction de Force Efficace (FEF) est l'indice proposé par certains chercheurs pour évaluer l'efficacité de la propulsion. La FEF est définie comme :

$$FEF = \frac{F_t}{\|\vec{F}_h\|} \quad (2.26)$$

Où F_t est la composante tangentielle de \vec{F}_h , la résultante de la force appliquée par l'utilisateur sur la main courante.

Cela dit, certains auteurs ont critiqué l'utilisation de la FEF comme indice de caractérisation de l'efficacité de la propulsion. Selon BREGMAN *et al.* 2009, la FEF ne tient pas compte des contraintes biomécaniques internes à l'utilisateur nécessaires pour générer une force purement tangentielle. Il semblerait plutôt que chez les utilisateurs expérimentés, la technique de propulsion vise à optimiser conjointement la FEF (*i.e.* la faire tendre vers 1) ainsi que les contraintes biomécaniques liées à la propulsion.

Il apparaît donc qu'une simple approche mécanique ne suffit pas à illustrer l'ensemble des différents mécanismes en jeu au cours de la locomotion en FRM. De plus, il semble que les actions mécaniques exercées par l'utilisateur sur les mains courantes résultent d'une conjonction de facteurs biomécaniques qui nécessitent une plus profonde investigation. Aussi, si certaines études ont estimées un coût de la locomotion par une estimation du travail mécanique exercé sur les mains courantes, nous supposons qu'il devrait plutôt résulter de grandeurs biomécaniques issues de la modélisation de l'interaction utilisateur-fauteuil.

2.2.3 Modèles biomécaniques de l'interaction utilisateur-fauteuil

Afin d'évaluer des grandeurs telles que la cinématique ou bien la dynamique articulaire, on peut modéliser l'utilisateur comme un système ostéo-articulaire. On modélise alors le mouvement du corps humain comme celui des os, considérés comme segments rigides, articulés par des liaisons parfaites.

2.2.3.1 Modèles quasi-statique

Le premier modèle à considérer une interaction biomécanique de l'interaction utilisateur-fauteuil fut proposé par RICHTER 2001. Le modèle proposé est un système {utilisateur-fauteuil} 2D composé de quatre segments rigides simulant une phase de propulsion par approche quasi-statique.

L'approche quasi-statique revient à négliger les effets de l'inertie des segments et du poids devant les couples articulaires. Cette approche, qui découle d'hypothèses fortes, permet notamment de modéliser la propulsion sans connaître les paramètres inertiels (masses, moments d'inertie, ou positions du centre de masse) ni les accélérations des segments.

Le modèle de Richter, qui fut ensuite corrigé par LEARY *et al.* 2012, permet ainsi d'estimer les moments au coude et à l'épaule à partir des efforts mesurés sur les mains courantes et de la cinématique du bras et de l'avant-bras. Dans ce modèle, le centre de l'articulation gléno-humérale est fixé par rapport à la roue, ce qui ne permet pas de prendre en compte la flexion du tronc de l'utilisateur. A fortiori, il est nécessaire que le tronc de l'utilisateur reste fixe durant la phase de mesures pour respecter les hypothèses de modélisation, ce qui restreint les stratégies de propulsion que le modèle est capable d'évaluer. De futurs modèles considéreront un système {utilisateur + fauteuil} à cinq segments, prendront en compte la flexion du tronc, et considéreront la hanche comme fixe par rapport au fauteuil.

Ces modèles permettront, avec un jeu minimal de données (les actions mécaniques de la main sur la main courante), d'estimer les efforts et moments inter-segmentaires des membres supérieurs lors de la phase de propulsion. Ils ont également été utilisés pour calculer, par optimisation d'une fonction coût (la somme des moments articulaires au carré dans M. ACKERMANN, F. LEONARDI et FLEURY 2014), les moments articulaires et forces résultantes de la main courante optimaux pour maximiser le moment de propulsion de la roue (GUO *et al.* 2003 ; MUNARETTO *et al.* 2012). Les résultats de simulation obtenus indiquent que la répartition optimale des forces résultantes de la main courante (maximisation de la FEF) n'est pas purement tangentielle. En effet, une FEF purement tangentielle entraînerait un moment à l'avant-bras trop important pour un moment propulsif plus faible.

2.2.3.2 Modèles en dynamique inverse

A *contrario* des modèles en quasi-statique, l'analyse en dynamique inverse permet de prendre en compte l'effet de l'inertie des segments, de l'action de la gravité, et de l'accélération angulaire. Pour ce faire, on mesure expérimentalement les forces et moments exercés sur les mains courantes par les mains de l'utilisateur, et on estime les paramètres inertiels ainsi que la cinématique des segments. En appliquant un algorithme de Newton-Euler récursif ou une optimisation globale, il est possible d'estimer les forces et couples résultants à chaque articulation.

Estimation de la cinématique segmentaire

Il existe des modèles 2D et 3D avec liaisons libres (GUO *et al.* 2003 ; GUO *et al.* 2006 ; PRICE *et al.* 2007 ; HUANG *et al.* 2013 ; MORROW *et al.* 2003), c'est-à-dire que la cinématique articulaire est estimée directement à partir des positions des marqueurs réfléchissants sur la peau. Avec au moins trois marqueurs par segment, on peut construire des matrices de rotation pour passer d'un segment à l'autre et ainsi reconstruire la cinématique articulaire récursivement, depuis l'effecteur (la main), jusqu'à la racine (le bassin). Cela dit, cette approche est source de fortes incertitudes dûs aux artefacts de tissus mous qui nuisent au suivi de la position des marqueurs au cours d'un essai dynamique. Puisque les positions des marqueurs sont directement interprétées comme matrice de rotation et donc comme cinématique articulaire, l'ensemble des incertitudes sur la position des marqueurs est propagée à la cinématique articulaire. Ce problème est majeur dans le cas du mouvement de la scapula où les artefacts de tissus mous peuvent atteindre 8,7 cm (MATSUI *et al.* 2006). De plus, cette approche rend possible les dislocations articulaires et les pénétrations intersegmentaires, et ne permet pas de prendre en compte la notion de butée articulaire.

Une autre méthode pour estimer la cinématique segmentaire est de définir les positions des marqueurs dans les repères des segments du modèle. On définit alors un problème d'optimisation cinématique multi-corps (OCM) qui consiste à trouver le vecteur de coordonnées articulaire \mathbf{q} qui permet aux marqueurs du modèle $x_{mod}(\mathbf{q})$ de suivre aussi précisément que possible les marqueurs expérimentaux x_{exp} . Cette méthode s'allie alors de modèles définissant les longueurs segmentaires ainsi que les mobilités articulaires admissibles, et permet

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

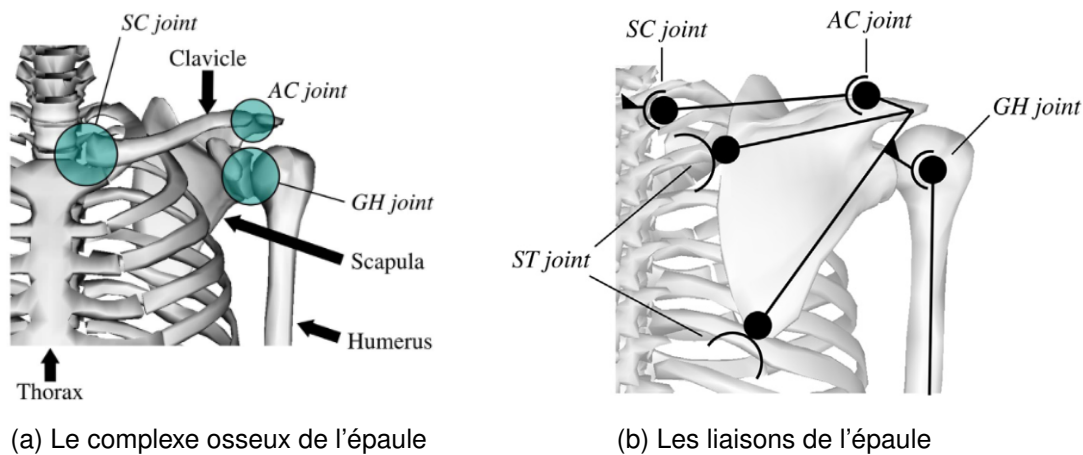


FIGURE 2.5 – Illustrations du complexe de l'épaule, empruntées à DUPREY *et al.* 2017

donc de définir des mobilités complexes telles que celle de l'épaule (HYBOIS *et al.* 2019a), et de compenser les artefacts de tissus mous (LU et O'CONNOR 1999).

Description du mouvement du complexe de l'épaule

D'un point de vue anatomique, le complexe de l'épaule relie quatre segments osseux : le thorax, la clavicule, la scapula, et l'humérus, ceci par l'intermédiaire de quatre articulations (Fig. 2.5). Ainsi, l'articulation sterno-claviculaire (SC) relie la clavicule au thorax, l'articulation acromio-claviculaire (AC) relie la clavicule à l'acromion de la scapula, l'articulation scapulo-thoracique (ST), qui relie la scapula au thorax, et enfin l'articulation gléno-humérale (GH) qui relie l'humérus à la tête glénoïdale se trouvant sur la scapula. L'articulation scapulo-thoracique est d'autant plus complexe à décrire qu'elle est régie par le glissement de la scapula sur les muscles environnants.

S'il existe un consensus scientifique des mobilités à investiguer pour les liaisons SC, AC, et GH, ce n'est pas le cas pour la liaison ST (WU *et al.* 2005). La société internationale de biomécanique (ISB) considère que les liaisons SC, AC, et GH sont des rotules avec des séquences d'angles mobiles :

- YXZ pour la liaison SC, avec Y l'axe vertical du rachis, et Z l'axe reliant le centre des liaisons SC et AC, dirigé vers AC ;
- YXZ pour la liaison AC, avec Z l'axe reliant deux points de l'épine de la scapula et X l'axe normal antérieur à la scapula ;

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

TABLE 2.1 – Tableau récapitulatif des modèles des mobilités scapulo-thoraciques.

Modèle	Degrés de liberté	Contraintes cinématiques
vanderhelm1994	4	3
Garner1999	4	3
Maurel2000	5	2
Holzbaur2005	régression	5
Dickerson2007	régression	5
Blana2008	4	3
Saul2015	régression	5
Seth2016	4	0

- YXY pour la liaison GH, avec Y l'axe reliant le centre de la liaison GH et le centre des épicondyles du coude, dirigé vers le coude, et X l'axe normal au plan formé par le centre de la liaison GH et les épicondyles latéral et médial.

A contrario, il existe de nombreuses interprétations des mouvements scapulo-thoraciques dans la littérature (Tab. 2.1, DUPREY *et al.* 2017). Ces interprétations peuvent être de modéliser un point (de la scapula) glissant sur un ellipsoïde (le thorax), résultant ainsi en cinq degrés de libertés ST, ou bien de contraindre deux points de la scapula à rester en contact avec l'ellipsoïde, ainsi résultant en quatre degrés de libertés (Fig. 2.5) ST, ou encore en estimant les mobilités de la scapula par régression à partir des angles des liaisons GH et SC (HOLZBAUR *et al.* 2005 ; DE GROOT et BRAND 2001).

Néanmoins, certaines études ont démontré que l'utilisation de contraintes cinématiques pour régir les mobilités ST pouvait résulter en des mouvements irréalistes de la scapula (MAUREL et THALMANN 2000 ; BOLSTERLEE *et al.* 2013), ainsi qu'accroître le temps de calcul associé à l'optimisation cinématique multi-corps. Pour pallier ces problèmes, SETH *et al.* 2016 proposent une formulation analytique des mobilités ST, qui ne sont donc pas associées à des contraintes cinématiques.

Il existe également des études qui ne considèrent pas de mobilité scapulaire et qui ne modélisent les mobilités de l'épaule uniquement par la liaison GH (ODLE *et al.* 2019).

Enfin, il est à noter que la définition de mobilités ST entraîne la fermeture de la chaîne cinématique, qui présente alors une "boucle fermée" (BF) à l'épaule. On s'intéressera au chapitre 3 à l'impact de la présence de BF dans la chaîne cinématique pour la résolution du problème d'OCM.

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

Modèles cinématiques des membres supérieurs pour l'analyse de la locomotion en FRM

Dans la littérature, de multiples études se sont proposées d'analyser la locomotion en FRM avec différentes chaînes cinématiques en OCM. Il y a notamment prépondérance de deux modèles de chaînes cinématiques des membres supérieurs avec le *Delft Shoulder and Elbow Model (DSEM)*, et le modèle de Holzbaaur (Stanford VA). HELM 1994 développe le modèle DSEM avec un solveur propre destiné aux simulations par éléments finis, et modélise l'articulation du coude (2 ddl), l'articulation SC (3 ddl), GH (3 ddl), et AC (3 ddl); la liaison ST est gérée par deux contacts ponctuels entre des points de la scapula et l'ellipsoïde représentant le thorax (4 ddl). Par la suite, de nouvelles itérations de ce modèle s'y sont ajoutées et l'ont notamment converti dans OpenSim (VEEGER *et al.* 2002; DUBOWSKY *et al.* 2008; DRONGELEN *et al.* 2005; VAN DRONGELEN *et al.* 2011; VAN DRONGELEN *et al.* 2005; VEGTER *et al.* 2014). Le principal inconvénient de ce modèle est l'absence de géométries génériques qui empêche la mise à l'échelle du modèle aux paramètres anthropométriques des différents sujets (HYBOIS *et al.* 2019a). Le modèle de Holzbaaur (HOLZBAUR *et al.* 2005; SAUL *et al.* 2015; RANKIN *et al.* 2010; RANKIN *et al.* 2011; MORROW *et al.* 2011; MORROW *et al.* 2014; SLOWIK *et al.* 2016a; SLOWIK *et al.* 2016c; SLOWIK *et al.* 2016d) a quant à lui été développé dans le logiciel SIMM®, puis ensuite transféré sur OpenSim. Il contient les segments et articulations définissant le poignet (2 ddl), le coude (2 ddl), et la GH (3 GH). Les mouvements de la chaîne cinématique de l'épaule (AC et SC) sont déterminés à partir des équations de régression de DE GROOT et BRAND 2001, liant les coordonnées articulaires des liaisons SC et AC à celles de la liaison GH. Les géométries osseuses génériques numérisées dans ce modèle correspondent à la littérature pour un individu de 1m70, et permettent ainsi une mise à l'échelle des longueurs segmentaires. D'autres modèles des membres supérieurs ont été utilisés pour l'analyse de la locomotion en FRM, comme le *Wheelchair Propulsion Model* (ODLE *et al.* 2019), cela dit ce modèle considère que la liaison GH est fixe par rapport au thorax et ne modélise donc pas les mobilités AC, ST, ou SC. HYBOIS *et al.* 2019b; HYBOIS *et al.* 2019a démontrent que l'utilisation du modèle de Seth (SETH *et al.* 2016; SETH *et al.* 2019) à la liaison ST permet de meilleures estimations de la cinématique scapulaire, comparé à des modèles régressifs ou des modèles en "boucle

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

ouverte", sans prise en compte de mobilités ST. Cette approche nécessite cependant de s'intéresser aux méthodes expérimentales à mettre en place pour suivre le mouvement de ce segment (ANDEL *et al.* 2009 ; DUPREY *et al.* 2015), comme l'utilisation d'un *Scapula Palpator* (SP, ou *Scapula Locator*), ou d'un cluster de marqueurs positionnés sur l'acromion (VEGTER *et al.* 2015). Le suivi des mouvements de la scapula est particulièrement complexe du fait de la présence d'artefacts de tissus mous environnant l'épaule.

Modèles musculaires des membres supérieurs pour l'analyse de la locomotion en FRM

L'un des intérêts des modèles intégrant une chaîne cinématique est aussi de pouvoir leur intégrer une chaîne musculaire et de modéliser le comportement géométrique et mécanique de certains muscles en les associant aux divers segments du modèle cinématique. On appelle un modèle qui allie ses deux propriétés cinématiques et musculaires un modèle musculo-squelettique. Les modèles musculo-squelettiques comportent une chaîne cinématique, ou chaîne ostéo-articulaire, ainsi qu'une chaîne musculaire, actionneuse des mobilités de la chaîne ostéo-articulaire. En décrivant précédemment les modèles cinématiques des membres supérieurs ce que l'on a en fait mené, c'est une étude des chaînes ostéo-articulaires des modèles musculo-squelettiques de la littérature. On s'intéresse désormais à la modélisation des chaînes musculaires associées à ces chaînes ostéo-articulaires.

RANKIN *et al.* 2010 présentent dans une première étude, un modèle musculo-squelettique comprenant la chaîne cinématique du tronc jusqu'à la main droite (MORROW *et al.* 2010). Un algorithme d'optimisation dynamique (cycle entier simulé et optimisé pour caler aux données expérimentales, par opposition à l'optimisation statique, où chaque pas de temps est traité individuellement) sur l'ensemble du mouvement permettait de calculer les activations musculaires. Les résidus dynamiques sur les profils de force des mains courantes (écarts entre les forces mesurées et estimées) sont relativement faibles (2,36 N). Il a donc été possible de conclure que maximiser la fraction de force efficace (FEF) revenait à solliciter la coiffe des rotateurs de manière plus importante, tandis qu'une FEF moins importante transférant la charge aux muscles associés à l'articulation du coude. Plusieurs études utilisant des méthodes analogues ont été publiées par la suite, avec notamment, l'identification des profils d'activation musculaire entre la phase de poussée et de roue libre (RANKIN *et al.* 2011), l'in-

2.2. BIOMÉCANIQUE DE LA LOCOMOTION EN FRM

fluence de réglages tels que la position du siège sur la sollicitation des muscles (SLOWIK et NEPTUNE 2013), la comparaison entre optimisation statique et dynamique pour l'estimation des activations musculaires (MORROW *et al.* 2014), ou encore l'influence des stratégies de propulsion sur les sollicitations musculaires (SLOWIK *et al.* 2016b). Cependant, la validation de ces modèles est difficile, puisqu'elle nécessite de comparer les estimations d'efforts musculaires à des données par électromyographie, ce qui n'a pas été réalisé dans des tâches de propulsion en FRM à notre connaissance, ou bien d'utiliser des prothèses instrumentées, qui ont été utilisées dans une étude sur la locomotion en FRM (WESTERHOFF *et al.* 2011), permettant ainsi de mesurer directement les efforts de contacts intra-articulaires.

2.2.4 Conclusion de l'analyse biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant manuel

Il coexiste un grand nombre de paradigmes d'étude de la biomécanique de la locomotion en FRM, et nous nous sommes ici intéressé à trois approches fondamentales de la caractérisation de la locomotion en FRM. D'abord, nous avons étudié les grandeurs spatio-temporelles qui caractérisent la vitesse du fauteuil, la durée de saisie de la main courante au cours d'un cycle de propulsion, ou le secteur angulaire parcouru par la main sur la main courante pendant la phase de poussée. Ensuite, nous nous sommes attardés à une caractérisation mécanique de la propulsion et avons considérés un jeu d'actions mécaniques extérieures au fauteuil qui entraînent ou freine la propulsion. Cela dit, une unique considération mécanique du problème ne prend pas en compte les facteurs biomécaniques de l'utilisateur, et comme certaines études l'ont montré, la stratégie adoptée par les utilisateurs de FRM ne vise pas seulement à maximiser l'efficacité mécanique de la propulsion, et il apparaît donc que la seule approche mécanique ne suffit pas à caractériser l'ensemble des mécanismes en jeu. Ainsi, on s'est finalement intéressé à la modélisation biomécanique de l'interaction utilisateur-fauteuil. En modélisant l'utilisateur par un système poly-articulé de segments rigides, de nombreuses études se sont attelées à quantifier les sollicitations mécaniques aux articulations au cours de la locomotion en FRM. On retiendra ici les modèles en musculo-squelettique en dynamique inverse qui permettent, à l'aide de données de capture du mouvement ainsi que d'efforts extérieurs à l'utilisateur, d'estimer les moments inter-articulaires ainsi que les forces musculaires ou encore les forces de contact

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

inter-articulaire. Parmi ces modèles musculo-squelettiques, le modèle de Holzbaur est particulièrement utilisé dans l'analyse de la locomotion en FRM, et le modèle d'épule de Seth se montre prometteur pour la qualité de reconstruction cinématique qu'il permet (1,6 mm d'erreur de reconstruction quadratique moyenne) ainsi que pour la rapidité du temps de calcul des simulations associés.

La prochaine et dernière partie de l'état de l'art porte sur l'analyse de l'influence de situations environnementales sur la biomécanique de la locomotion en FRM.

2.3 Influence des barrières environnementales sur la locomotion en fauteuil roulant manuel

L'accessibilité est un facteur majeur de l'intégration socio-professionnelle des personnes en situation de handicap. Si l'ensemble des bâtiments publics doit être accessible depuis 2015, le chemin pour y accéder ne l'est peut-être pas. En parcourant un chemin, une personne en situation de handicap rencontre des obstacles qui accentuent l'effort physique, technique, ou cognitif à fournir pour la locomotion. De ce fait, des obstacles qui peuvent paraître anodins pour une personne saine, comme une pente, un trottoir à gravir, un évitement, ou un arrêt d'urgence, sont des éléments nuisant à l'accessibilité du chemin. Pour ces raisons, les obstacles et situations pouvant nuire à la locomotion d'une personne en situation de handicap seront dénommés par la suite *barrières environnementales*.

Si l'on cherche à quantifier la difficulté d'une barrière environnementale par une approche biomécanique, alors il faut non seulement évaluer des grandeurs biomécaniques lors de la locomotion à l'encontre de cette barrière, mais aussi les comparer à celles obtenues pour une locomotion dans une autre situation. Cette autre situation peut idéalement être une locomotion standardisée sur terrain plat, ou bien une autre barrière environnementale. Comparer les grandeurs biomécaniques pour différentes barrières environnementales permettrait de définir un jeu de grandeurs biomécaniques reflétant la difficulté de la barrière traversée, mais aussi a fortiori de classer les barrières selon leur difficulté. Il paraît donc très intéressant d'effectuer une méta-analyse récoltant et comparant les grandeurs biomécaniques évaluées lors de la locomotion à travers différentes barrières.

Pour ces raisons, il a été décidé d'effectuer une revue systématique de la littérature in-

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

investigant l'influence des barrières environnementales sur les grandeurs biomécaniques de la locomotion. Cette revue de littérature se concentre sur les différentes barrières environnementales évaluées, les différentes méthodologies adoptées, les différentes grandeurs biomécaniques rapportées, ainsi que les résultats de ces études. L'ensemble des barrières environnementales évaluées *in vivo* dans la littérature a été considéré.

Ce travail de revue de littérature a fait l'objet d'un article publié dans la revue scientifique ouverte *PLOS ONE*. Les sections suivantes sont la transcription de l'article tel que publié dans *PLOS ONE*. À la suite de cette transcription, une synthèse de l'article est faite. Cette synthèse dresse le portrait des méthodes expérimentales et analytiques employées par la littérature ; la synthèse présente aussi des critiques qui peuvent être fait à l'égard d'une comparaison des résultats obtenus dans les différentes études.

2.3.1 Résumé de l'article

Au cours de la locomotion en FRM, les membres supérieurs de l'utilisateur sont soumis à d'importants efforts répétés puisqu'ils sont en permanence engagés pour la propulsion du FRM. Ces efforts ainsi que leur répétition varient selon les barrières environnementales rencontrées le long d'un chemin emprunté. Ici, nous avons effectué une revue systématique de la littérature investiguant la biomécanique des utilisateurs de FRM dans différentes situations, représentatives de barrières environnementales. Une recherche systématique dans les bases de données PubMed et Scopus a permis de sélectionner et classer 34 articles qui portaient sur la biomécanique de la locomotion en FRM face aux barrières suivantes : pente, dévers, seuil, et sols particuliers. Pour chacune des barrières, les paramètres biomécaniques ont été divisés en quatre catégories : spatio-temporel, cinématique, dynamique, et activité musculaire. Tous les résultats des différentes études ont été rassemblés, y compris les données numériques, et évalués selon la méthodologie utilisée dans chacune des études. Certaines situations (dévers et seuils), et certains paramètres (cinématiques), ont peu été étudiés. De plus, d'autres barrières, telles que des virages ou demi-tour, mériteraient d'être étudiées. À la lueur des méthodologies et résultats évalués pour cette revue systématique, l'on peut dresser cinq recommandations afin de standardiser les procédés

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

de rapport des matériels, méthodes, et résultats pour l'étude de l'effet des barrières environnementales sur la locomotion en FRM : (i) rapporter les caractéristiques des barrières évaluées (longueur, pente, hauteur...); (ii) standardiser les conditions d'approche de la barrière, telles que la vitesse, en particulier pour les seuils; (iii) rapporter les réglages du FRM utilisé, et s'il était réglé à la morphologie de l'utilisateur; (iv) rapporter les séquences de rotation pour l'expression des moments et de la cinématique, et lorsqu'utilisés, définir les modèles musculo-squelettiques; (v) évaluer si possible les incertitudes de mesure et les erreurs de reconstruction.

2.3.2 Introduction

En 2019, il a été estimé que 75 millions de personnes dans le monde ont besoin d'un fauteuil roulant manuel (FRM) (AT2030 2019). Les utilisateurs de fauteuils roulants manuels sont quotidiennement confrontés à des obstacles environnementaux physiques tels que les pentes, les pentes transversales, les bordures et les terrains accidentés qui affectent leur accès aux bâtiments et aux zones urbaines. Pourtant, l'accessibilité pour les personnes handicapées est cruciale pour leur intégration sociale et professionnelle (BENNETT *et al.* 2009; SAKAKIBARA *et al.* 2017; SMITH *et al.* 2016). Des normes et des réglementations ont été établies pour imposer certaines règles architecturales afin de rendre les bâtiments publics et les places accessibles à tous. Cependant, les réglementations sont principalement basées sur les aspects de l'espace requis et de l'inclinaison maximale de la pente (WELAGE et LIU 2011). Malgré l'amélioration de l'accessibilité globale des espaces publics, ces réglementations restent insatisfaisantes pour une grande partie des utilisateurs de FRM (WELAGE et LIU 2011; AL LAWATI *et al.* 2017; BERTOCCI *et al.* 2019). Les limitations imposées par les obstacles environnementaux à la locomotion des FRM peuvent être décrites à l'aide de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (WORLD HEALTH ORGANIZATION 2013). La CIF est un cadre permettant de décrire "les interactions dynamiques entre l'état de santé d'une personne, les facteurs environnementaux et les facteurs personnels" (WORLD HEALTH ORGANIZATION 2013). La CIF peut donc être utilisée pour identifier les éléments clés qui doivent être pris en compte dans la réadaptation (REQUEJO *et al.* 2015; MORGAN *et al.* 2015), pour guider la classification des

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

technologies d'assistance (REQUEJO *et al.* 2015), ou même pour déterminer la relation entre les compétences et les capacités du fauteuil roulant avec la fréquence de participation et la mobilité (MORTENSON *et al.* 2008). À partir de là, des études antérieures ont notamment révélé la nécessité d'une meilleure formation pour surmonter les obstacles environnementaux (MORGAN *et al.* 2015). En outre, le cadre de la CIF pourrait être utilisé par les cliniciens pour adapter les programmes de formation au FRM en fonction des capacités et des projets de vie de leurs patients (ROUTHIER *et al.* 2003). À cette fin, il semble nécessaire de pouvoir associer la difficulté d'un obstacle aux capacités de l'utilisateur. Ceci pourrait être réalisé par la quantification et la comparaison des exigences physiques associées aux différentes barrières environnementales rencontrées. L'analyse biomécanique de la locomotion est une méthode de référence pour étudier les exigences physiques associées à la locomotion en FRM. Cette analyse biomécanique comprend classiquement la quantification des mouvements articulaires et des charges intersegmentaires (forces et couples). Ainsi, plusieurs études ont examiné les exigences physiques de la propulsion en FRM lors du franchissement de diverses barrières environnementales d'un point de vue biomécanique (VAN DRONGELEN *et al.* 2013; RICHTER *et al.* 2007; HURD *et al.* 2008a; LALUMIERE *et al.* 2013; MEDOLA *et al.* 2014). Des illustrations de barrières environnementales recréées en laboratoire à cette fin figurent sur la Fig 2.6. Cependant, en général, un seul type de barrière a été examiné dans chaque étude, et il semble qu'aucune étude n'ait examiné plus de deux types d'obstacles, ce qui empêche la comparaison des résultats entre les barrières. En outre, les études semblent utiliser une variété de protocoles expérimentaux et étudier différents paramètres biomécaniques. Pour ces raisons, les chercheurs peuvent rencontrer des difficultés lorsqu'ils recherchent des données concises sur l'influence des barrières environnementales sur l'évaluation biomécanique de la locomotion en FRM. Pour combler cette lacune, l'objectif de cette étude était d'identifier et de synthétiser les données et les méthodes expérimentales issues de la littérature sur la biomécanique de la propulsion en FRM pour des obstacles environnementaux variés et fréquents rencontrés quotidiennement par les utilisateurs de FRM.

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

2.3.3 Méthodes

La présente étude a procédé à une revue systématique afin d'identifier et d'analyser les études existantes qui ont rapporté les paramètres biomécaniques de la propulsion du FRM tout en surmontant les barrières environnementales. La propulsion par la main étant le système de propulsion manuelle le plus fréquemment adopté par les utilisateurs de FRM en raison de sa plus grande conformité aux contraintes des activités de la vie quotidienne à l'intérieur (WOUDE *et al.* 1989b; WOUDE *et al.* 1995; ARNET *et al.* 2012; BABU RAJENDRA KURUP *et al.* 2019), l'étude se concentre sur la biomécanique de la propulsion manuelle par la main.

2.3.3.1 Revue systématique de la littérature

Pour répondre à la question : "Quelles sont les biomécaniques impliquées pour surmonter des obstacles environnementaux spécifiques ?", une revue systématique a été effectuée sur la base de la méthodologie de (HARRIS *et al.* 2014) et (MOHER *et al.* 2009) pour identifier les articles pertinents publiés jusqu'en mai 2021 dans les bases de données Pubmed et Scopus. La demande, lancée le 3 mai 2021, portait sur les paramètres biomécaniques et en particulier sur les paramètres spatio-temporels, la cinématique, la cinétique et les activations musculaires pendant la propulsion en FRM pour surmonter les obstacles environnementaux, ainsi que sur les méthodes expérimentales utilisées pour obtenir les paramètres susmentionnés. Plus précisément, la demande était la suivante (bioengineering OR biomechanic* OR kinematic* OR velocity OR velocities OR (joint angle*) OR kinetic* OR force* OR torque* OR moment* OR (motion capture) OR electromyography) AND wheelchair AND (propulsion OR slope OR kerb OR curb OR ground OR floor OR rolling resistance OR activities OR activity OR ambulation OR locomotion OR situation) Les mots-clés utilisés pour cette recherche ont été déterminés après avoir examiné les résultats d'une recherche préliminaire, qui avait identifié les quatre mots-clés les plus étudiés dans la littérature : pente, dévers, trottoir et type de sol.

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

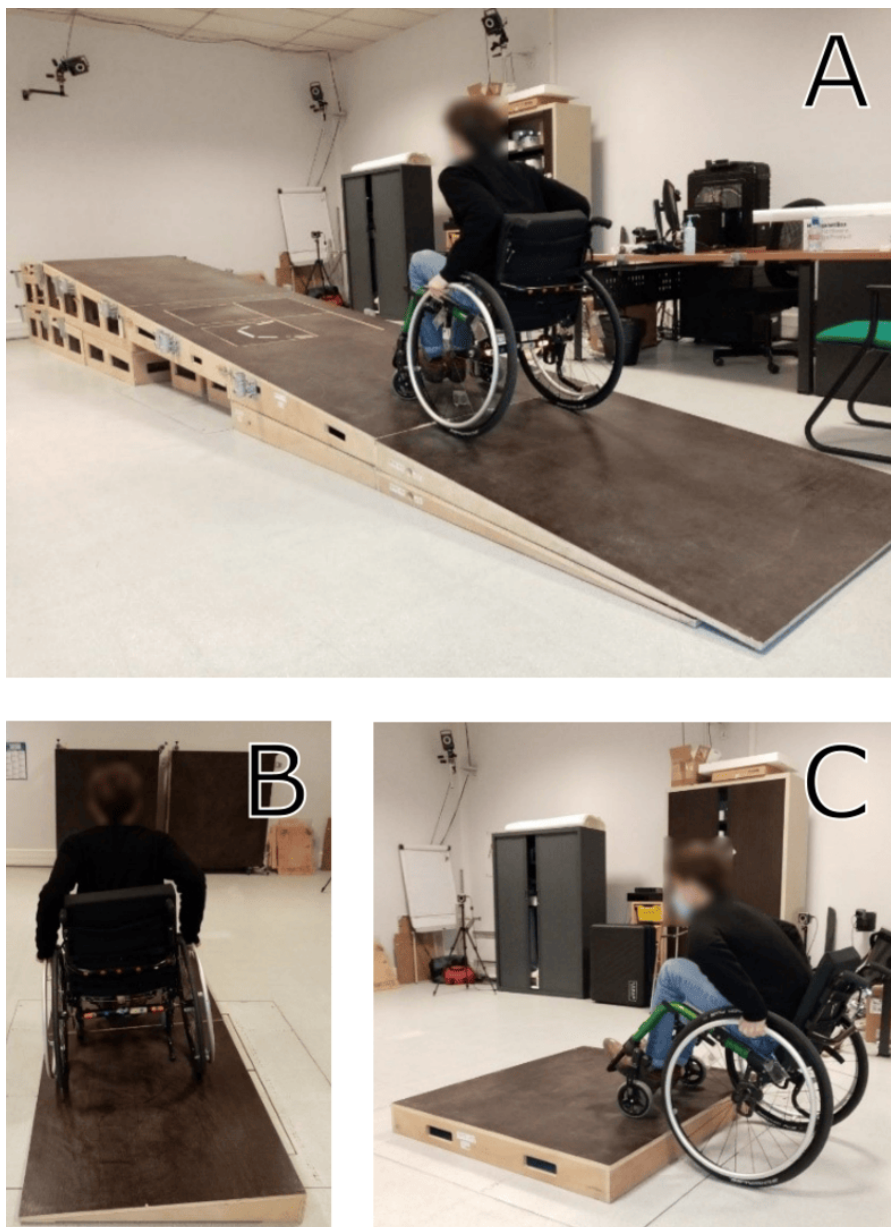


FIGURE 2.6 – Reproduction de barrières environnementales en laboratoire. Photo A : reproduction d'une pente. Photo B : reproduction d'un dévers. Photo C : reproduction d'une bordure de trottoir

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

2.3.3.2 Sélection des articles

Les articles ont été sélectionnés en suivant le diagramme de flux (Fig 2.7) recommandé par Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) (MOHER *et al.* 2009). Après élimination des doublons, tous les titres ont été examinés par trois des auteurs en vue de leur inclusion. Les critères d'inclusion étaient les suivants : étude originale ou revue systématique, étude rédigée en anglais et présentant des résultats expérimentaux sur des pentes, des dévers, des bordures et des types de sol pendant la locomotion en FRM. Les critères d'exclusion étaient les articles sur les fauteuils roulants électriques, les fauteuils roulants à assistance électrique, les fauteuils roulants de sport, les systèmes de propulsion autres que le manuels et la propulsion en fonction de l'hémiplégie. Tous les autres résumés et articles ont été examinés par les mêmes auteurs. Les articles portant sur des études thématiques traitant d'un obstacle environnemental ont été sélectionnés, puis triés en fonction du type d'obstacle : pente, dévers, bordure et type de sol.

Pour l'analyse, les paramètres biomécaniques ont été divisés en quatre catégories définies a priori : paramètres spatio-temporels (temps de poussée, temps de récupération, temps de cycle, vitesse, etc.) ; cinématique (angles des articulations) ; cinétique (forces et couples de la main courante, fraction de la force effective, moments nets des articulations, travail mécanique et puissance, etc.) ; et activité musculaire. Une définition plus détaillée de ces paramètres biomécaniques se trouve dans l'annexe 1.

2.3.4 Résultats

La première recherche a permis d'obtenir un total de 1429 références, et 1093 articles ont été conservés après suppression des doublons. La sélection par le filtre du titre a donné 266 références. Après lecture des résumés, 59 articles ont été sélectionnés et, enfin, 34 articles ont été inclus dans cette étude après lecture du texte intégral. Ce processus de sélection est résumé dans la figure 2.7. Les 34 articles sélectionnés incluaient des populations de 7 à 128 participants (total : 756, moyenne [M] : 22, écart-type [ET] : 25). Les cohortes comprenaient des sujets valides (AB) et des utilisateurs de le FRM (UFRM), parmi lesquels

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

PRISMA 2020 flow diagram for new systematic reviews which included searches of databases and registers only

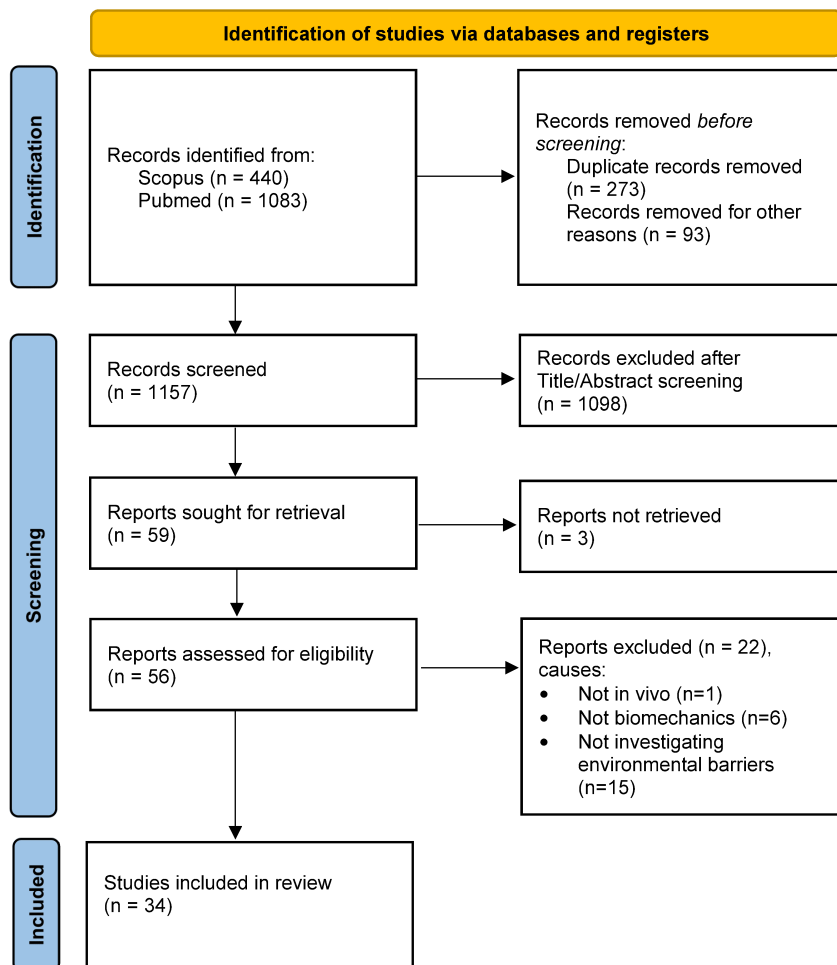


FIGURE 2.7 – Organigramme PRISMA 2020 pour les nouvelles revues systématiques comprenant des recherches dans des bases de données et des registres uniquement.

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

des blessés médullaires (SCI), des sujets ayant subi une amputation des membres inférieurs, une infirmité motrice cérébrale, une neuropathie ou l'ataxie de Friedreich. Les sujets AB et SCI ont été étudiés dans 10 et 22 études, respectivement (tableau 2.2). La conception expérimentale, les méthodes d'acquisition et les outils de mesure diffèrent également d'une étude à l'autre. Le FRM a été propulsée sur le sol, sur un tapis roulant ou sur un ergomètre stationnaire. La cinématique a été enregistrée à l'aide de systèmes de capture du mouvement, d'unités de mesure inertielle, de caméras vidéo ou d'encodeurs optiques. La cinétique a été systématiquement enregistrée avec des roues instrumentées. Le tableau 2.2 présente une vue d'ensemble des études consultées. Une sous-section consacrée à chaque barrière environnementale étudiée (pente, dévers, bordure, type de sol) résume les méthodes expérimentales utilisées dans ces études (également rapportées dans les tableaux 2.2, 2.3, 2.5, 2.6 et 2.7) ainsi que les résultats biomécaniques obtenus. Une compilation des résultats numériques détaillés des études est reportée en annexe 2.

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

TABLE 2.2 – Synthèse de toutes les études

Référence	Barrières étudiées				Population		Mesures					Paramètres étudiés					
	Type de sol	Pente	Dévers	Seuil	AB	UFRM	Caméra vidéo	Capture de mouvement opto-électronique	IMU	Encoder optique	Roue instrumentée	Electromyographe	Paramètres Spatio-temporels	Cinématique	Cinétique main courante	Cinétique corps	EMG
BERTOCCI <i>et al.</i> 2019		x			7		X				x		x		x		
CHOW <i>et al.</i> 2009		x				9	X					x	x				x
COWAN <i>et al.</i> 2008	x	x				128					x		x		x		
COWAN <i>et al.</i> 2009	x					52					x		x		x		
DYSTERHEFT <i>et al.</i> 2015	x					10					x		x		x		
GAGNON <i>et al.</i> 2014		x				18		x			x	x	x		x		
GAGNON <i>et al.</i> 2015		x				18		x			x	x	x	x		x	x
HOLLOWAY <i>et al.</i> 2015		x	x			7			x		x	x			x	x	x
HURD <i>et al.</i> 2008a	x		x			12					x		x		x		
HURD <i>et al.</i> 2008b	x					14					x		x		x		
HURD <i>et al.</i> 2009	x	x				13					x				x		
KIM <i>et al.</i> 2014		x			30							x	x				x
KOONTZ <i>et al.</i> 2005	x					11					x		x		x		
KOONTZ <i>et al.</i> 2009	x					28		x			x		x		x		
KULIG <i>et al.</i> 1998		x				17		x			x		x			x	
LALUMIERE <i>et al.</i> 2013				x		15		x			x	x		x		x	x
LEVY <i>et al.</i> 2004	x	x				11						x					x
MARTIN-LEMOYNE <i>et al.</i> 2020	x					13						x	x				x
MORROW <i>et al.</i> 2009		x				12		x			x					x	
MORROW <i>et al.</i> 2011		x				12		x						x			
MULROY <i>et al.</i> 2005		x				13		x			x		x			x	
NEWSAM <i>et al.</i> 1996	x	x				70				x	x		x				
OLIVEIRA <i>et al.</i> 2019	x	x				7			x		x		x	x	x		
Qi <i>et al.</i> 2013		x			15						x	x	x		x	x	x
REQUEJO <i>et al.</i> 2008		x				20		x			x	x	x				x
RICHTER <i>et al.</i> 2007			x			25		x			x		x		x		
SLAVENS <i>et al.</i> 2019		x			14			x				x	x	x			x
SOLTAU <i>et al.</i> 2015		x				80		x			x		x	x	x		
SYMONDS <i>et al.</i> 2016		x	x		6	7					x	x	x	x			x
WOUDE <i>et al.</i> 1989a		x			6	6	X						x		x		
DRONGELEN <i>et al.</i> 2005		x		x	5	12					x		x		x	x	
VAN DRONGELEN <i>et al.</i> 2013		x			12			x			x		x		x		
VEEGER <i>et al.</i> 1998		x			5	4		x				x		x			
WIECZOREK <i>et al.</i> 2020		x			8					x		x	x				x

TABLE 2.3 – Revue des études sur les pentes.

Référence	Population		Conditions expérimentales	Vitesse	Inclinaison de la pente (°) et longueur (m)	Cinématique	Cinétiq	Activité musculaire	Modèle
SLAVENS <i>et al.</i> 2019	14 (7F, 7H)	AB	sur sol	auto sélectionnée	0° (10 m) et 4.8° (2.5 m)	opto-électronique (15 caméras, 120 Hz)		EMG (3 muscles)	SCHNORENBURG <i>et al.</i> 2014
BERTOCCI <i>et al.</i> 2019	7 (2F, 5H)	AB	sur sol	auto sélectionnée	3.5, 9.8, 15° (1.22 m)	1 caméra vidéo (30 Hz)	roue instrumentée (côté dominant)		
HOLLOWAY <i>et al.</i> 2015	7 (7H)	SCI	sur sol	auto sélectionnée	0, 3.7, 6.8° (longueurs non reportées)	IMU (50 Hz)	roue instrumentée (côté non reporté)	EMG (3 muscles)	'Dynamic Arms 2013' HOLZBAUR <i>et al.</i> 2005
GAGNON <i>et al.</i> 2015; GAGNON <i>et al.</i> 2014	18 (1F, 17H)	SCI	tapis roulant motorisé	auto sélectionné (mais identique pour toutes les pentes)	0, 2.7, 3.6, 4.8, 7.1° (longueur : N/A)	opto-électronique (4 caméras, 30 Hz)	roues instrumentées (deux côtés)	EMG (4 muscles)	ISB Recommendations Wu <i>et al.</i> 2005 adaptées pour l'épaule ŠENK et CHÈZE 2006
Qi <i>et al.</i> 2013	15 (7F, 8H)	AB	sur sol	auto sélectionnée	4° (4.1 m)		roue instrumentée (côté non reporté)	EMG (7 muscles)	
DRONGELEN <i>et al.</i> 2005	12 (12H)	AB	tapis roulant motorisé	imposée (1.1 m/s)	0.6, 1.4, 2.3° (longueur : N/A)	opto-électronique (6 caméras, 100 Hz)	roue instrumentée (côté gauche)		mesure uniquement du marqueur de la main
CHOW <i>et al.</i> 2009	10 (10H)	5 SCI, 5 avec handicaps variés	sur sol	auto sélectionnée (vitesse normale et rapide)	0, 2, 4, 6, 8, 10, 12° (7.3 m)	1 caméra vidéo (60 Hz)		EMG (6 muscles)	analyse 2D
OLIVEIRA <i>et al.</i> 2019	8 (1F, 7H)	4 SCI, 3 paralysies cérébrales, 1 Ataxie de Friedrich	sur sol	auto sélectionnée	0° (10m) et pente d'inclinaison non-constante (max pente : 5°, longueur totale : 4.8m)	0° IMU (11 capteurs, 60 Hz)	roue instrumentée (côté droit)		Xsens MVN Biomech model
MORROW <i>et al.</i> 2009	12 (1F, 11H)	11 SCI, 1 spina bifida	sur sol	non reporté	0° et 4.6° (longueur : 10 m)	opto-électronique (10 caméras, 240 Hz)	roues instrumentées (deux côtés)		Recommandations de l'ISB Wu <i>et al.</i> 2005
DRONGELEN <i>et al.</i> 2005	17	12 SCI, 5 AB	tapis roulant motorisé	imposée (0.56 m/s)	0° et 1.7° (longueur : N/A)	opto-électronique (3 caméras, 100Hz)	roue instrumentée (côté droit)		Delft Shoulder et Elbow Model
VEEGER <i>et al.</i> 1998	9	4 SCI, 5 AB	tapis roulant motorisé	imposée (0.83, 1.11, 1.39 m/s)	imposée 0.6, 1.1, 1.7° (longueur : N/A)	opto-électronique (60Hz)		EMG (1 muscle group)	

TABLE 2.4 – Revue des études sur les pentes. (suite)

Référence	Population		Conditions expérimentales	Vitesse	Inclinaison de la pente (°) et longueur (m)	Cinématique	Cinétique	Activité musculaire	Modèle
WOUDE <i>et al.</i> 1989a	12 (12H)	6 UFRM, 6 AB	tapis roulant motorisé	imposée (0.55, 0.83, 1.11, 1.39 m/s)	1, 2° (longueur : N/A)	1 caméra vidéo (54 Hz)			
WIECZOREK <i>et al.</i> 2020	8	AB	sur sol	auto sélectionnée	4.6° (4m)	codeur incrémental (500 steps)		EMG (4 muscles)	
SYMONDS <i>et al.</i> 2016	13 (1F, 12H)	7 SCI, 6 AB	sur sol	auto sélectionnée	0, 3.7, 6.8° (8.4, 7.2, 1.5m)	IMU (50Hz)	roue instrumentée (côté gauche)	EMG (3 muscles)	
HURD <i>et al.</i> 2009	13 (1F, 12H)	SCI	sur sol	auto sélectionnée	3° (30m)		roues instrumentées (deux côtés)		
KIM <i>et al.</i> 2014	30 (19F, 11H)	AB	sur sol	auto sélectionnée	4.1, 4.8, 5.7, 7.1, 9.4° (0.9, 1.2, 1.5, 1.8, 2.1, 2.4, 3, 3.6, 4.2, 2.7, 3.6, 4.5, 5.4, 6.3m)				
KULIG <i>et al.</i> 1998	17 (17H)	SCI	ergomètre stationnaire	auto sélectionnée	0, 4,6° (longueur : N/A)	opto-électronique (50Hz)	roue instrumentée (côté droit)		4 segments rigides liés par des articulations à 3 degrés de liberté
LEVY <i>et al.</i> 2004	11 (3F 8H)	UFRM	sur sol	auto sélectionnée	0, 5° (100m, 9m)			EMG (8 muscles)	
MORROW <i>et al.</i> 2011	12 (1F 11H)	11 SCI, 1 spina bifida	sur sol	auto sélectionnée	0° et 4.6° (10 m)	opto-électronique (10 caméras, 240 Hz)			Recommandations de l'ISB Wu <i>et al.</i> 2005
REQUEJO <i>et al.</i> 2008	20 (20H)	12 Tetra, 8 Para	ergomètre stationnaire	auto sélectionnée	0, 2.3, 4.6° (longueur : N/A)	opto-électronique (6 caméras, 50 Hz)		EMG (4 muscles)	
COWAN <i>et al.</i> 2008	128 (102 H, 26 F)	SCI (niveaux variés)	sur sol	auto sélectionnée	0, max 5°		roue instrumentée (côté non reporté)		
MULROY <i>et al.</i> 2005	13 (13 M)	SCI	ergomètre stationnaire	auto sélectionnée	0, 4,6° (longueur : N/A)	opto-électronique (6 caméras, 50 Hz)	roue instrumentée (côté droit)		Dynamique inverse KULIG <i>et al.</i> 1998
NEWSAM <i>et al.</i> 1996	70 (70H)	SCI	ergomètre stationnaire	auto sélectionnée	0, 2.3, 4.56° (longueur : N/A)	codeur incrémental			
SOLTAU <i>et al.</i> 2015	80 (74 H, 6 F)	UFRM (paraplégique)	ergomètre stationnaire	auto sélectionnée	0, 4,6° (longueur : N/A)	opto-électronique	roues instrumentées (deux côtés)		Recommandations de l'ISB Wu <i>et al.</i> 2005

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

2.3.4.1 Pente

Méthodes sur les pentes

Vingt-cinq articles ont étudié la propulsion du FRM sur une pente, tous pendant l'ascension d'une pente (Tableau 2.3). Le nombre de participants variait entre 7 et 128 (H : 23, SD : 29) et les populations étudiées étaient principalement des UTH (SCI ou autres handicaps moteurs). La conception expérimentale diffère d'une étude à l'autre, tant en ce qui concerne l'environnement expérimental de propulsion (sur sol, tapis roulant ou ergomètre stationnaire) que la pente (généralement comprise entre 2° et 5°, mais pouvant atteindre 15°) (tableau 2.3). De même, les méthodes d'acquisition et les outils de mesure n'étaient pas cohérents entre les études. L'enregistrement de la cinématique était le plus souvent basé sur des systèmes opto-électroniques de capture du mouvement, mais aussi sur des systèmes basés sur des unités de mesure inertielle, de simples caméras 2D ou des encodeurs optiques. La cinétique a toujours été mesurée à l'aide de roues instrumentées (dynamomètres à six composants), généralement montées d'un seul côté. Une étude a examiné la cinétique des deux roues en utilisant une seule roue instrumentée montée séparément sur les côtés droit et gauche dans différents essais (SOLTAU *et al.* 2015). Deux des dix études qui ont utilisé une seule roue instrumentée ont indiqué avoir monté une roue "factice" correspondante sur le côté opposé pour assurer la symétrie inertielle (BERTOCCI *et al.* 2019 ; VAN DRONGELEN *et al.* 2013). La cinématique (angles gléno-huméraux, du coude, du cou et du tronc), la dynamique de la main courante (forces tangentielle, radiale et totale ; fraction de la force effective, travail mécanique et puissance), la dynamique des articulations (moments articulaires nets de l'épaule et force de contact de l'articulation gléno-humérale) et l'activité musculaire (pourcentage de la contraction isométrique volontaire maximale).

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

Résultats sur les pentes

Paramètres spatio-temporels

Dans des conditions non contrôlées (c'est-à-dire en surface), on a constaté que la vitesse du FRM diminuait avec l'augmentation de la pente. Des résultats contradictoires ont été obtenus en ce qui concerne la fréquence des cycles : les UFRM ont eu tendance à augmenter sa fréquence de cycle avec la pente sur une longue rampe (CHOW *et al.* 2009), tandis que les AB ont diminué la fréquence de cycle avec la pente sur une rampe courte (BERTOCCI *et al.* 2019 ; SLAVENS *et al.* 2019). En outre, lorsque la vitesse de le FRM était constante sur les différentes inclinaisons (vitesse imposée par la bande du tapis roulant), la fréquence des cycles avait tendance à augmenter avec la pente chez les sujets SCI (GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015), mais n'était pas affectée chez les sujets AB (VAN DRONGELEN *et al.* 2013). La durée de la phase de poussée au niveau de référence (c'est-à-dire pente=0°) était similaire dans toutes les études qui ont rapporté cette information (CHOW *et al.* 2009 ; GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015 ; KULIG *et al.* 1998 ; QI *et al.* 2013 ; SLAVENS *et al.* 2019 ; SOLTAU *et al.* 2015 ; SYMONDS *et al.* 2016). Lorsque la vitesse était imposée (c'est-à-dire sur un tapis roulant motorisé), la durée de la phase de poussée n'était pas modifiée par la pente. Au contraire, dans les études sur ergomètre stationnaire et de terrain, où la vitesse était choisie par l'utilisateur, la durée de la phase de poussée augmentait en fonction de la pente (BERTOCCI *et al.* 2019 ; CHOW *et al.* 2009 ; HOLLOWAY *et al.* 2015 ; KULIG *et al.* 1998 ; QI *et al.* 2013 ; SLAVENS *et al.* 2019 ; SOLTAU *et al.* 2015). Toutes les études ont fait état d'une diminution de la durée de la phase de récupération avec l'augmentation de l'inclinaison de la pente. Sept études (VAN DRONGELEN *et al.* 2013 ; COWAN *et al.* 2008 ; GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015 ; SOLTAU *et al.* 2015 ; SYMONDS *et al.* 2016 ; WOUDE *et al.* 1989a) ont rapporté des données sur les angles de contact. Quatre de ces études ont utilisé des tapis roulants mais ont étudié des populations différentes, à savoir AB et UFRM, et ont mis en évidence des différences significatives entre ces populations dans l'angle de contact, même sur une pente de niveau zéro (VAN DRONGELEN *et al.* 2013 ; GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015 ; WOUDE *et al.* 1989a) : l'angle de contact était plus élevé sur la même pente lors de l'expérimentation.

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

tation sur des sujets AB, et semblait rester constant avec différents degrés de pente chez les sujets AB (VAN DRONGELEN *et al.* 2013), tandis que l'angle de contact avait tendance à diminuer avec l'augmentation de la pente chez les sujets UFRM (GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015).

Cinématique articulaire

Des différences importantes peuvent être notées entre les études dans tous les degrés de liberté (DoF) de l'articulation gléno-humérale. En particulier, l'évolution de l'amplitude des mouvements de flexion-extension gléno-humérale en fonction de l'inclinaison de la pente diffère, avec une augmentation (GAGNON *et al.* 2015), aucun changement observé (OLIVEIRA *et al.* 2019 ; SLAVENS *et al.* 2019 ; SYMONDS *et al.* 2016), ou même une diminution pour les utilisateurs d'AB dans une étude (SYMONDS *et al.* 2016). Au contraire, les résultats sur l'inclinaison du tronc sont en accord entre les études avec une augmentation de l'amplitude de flexion-extension du tronc avec l'inclinaison de la pente (GAGNON *et al.* 2015 ; OLIVE 2017 ; SYMONDS *et al.* 2016). Une augmentation de l'extension du cou avec l'inclinaison de la pente, cohérente avec l'augmentation de l'extension du tronc pour maintenir l'orientation du regard, a également été observée (OLIVEIRA *et al.* 2019) . La flexion-extension du poignet et la déviation radio-ulnaire ont également eu tendance à augmenter (VEEGER *et al.* 1998), de même que les amplitudes de flexion-extension du coude et de pronation-supination (SOLTAU *et al.* 2015). Enfin, une étude a rapporté les angles scapulaires maximaux (rotations vers le bas et vers le haut, antéro-postérieures et internes-externes), montrant une diminution des rotations maximales vers le bas et antérieures, et une augmentation de la rotation interne avec l'augmentation de la pente.

Cinétique de la main courante et des articulations

Les résultats sur la cinétique de la main courante montrent des différences notables entre les études lorsqu'elles sont comparées à des pentes similaires ou proches. Cependant, l'évolution en fonction de la pente était cohérente entre les études, avec une augmentation de la force totale moyenne et maximale, ainsi que de ses composantes tangentielle et radiale. Le travail mécanique et la puissance de l'extrémité de la main augmentent également avec l'inclinaison de la pente. Les résultats concernant la frac-

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

tion de la force effective étaient toutefois moins clairs, la valeur moyenne ayant tendance à diminuer légèrement (GAGNON *et al.* 2014), à se maintenir (VAN DRONGELEN *et al.* 2013) ou à augmenter (QI *et al.* 2013; SOLTAU *et al.* 2015). Les données sur la cinétique des articulations pendant l'ascension des pentes sont peu nombreuses et disparates. Une augmentation du moment net moyen et maximal de l'articulation gléno-humérale et du moment net maximal de l'articulation du coude avec l'inclinaison de la pente a toutefois été signalée (GAGNON *et al.* 2015; KULIG *et al.* 1998; MORROW *et al.* 2011; MULROY *et al.* 2005; QI *et al.* 2013). Deux études ont rapporté des données sur les forces de contact de l'articulation gléno-humérale, qui nécessitent l'évaluation des forces musculaires à l'aide d'un modèle musculo-squelettique, et ont constaté une augmentation significative des trois composantes de cette force en fonction de la pente (HOLLOWAY *et al.* 2015; KULIG *et al.* 1998).

Activité musculaire

La plupart des études ont rapporté leur valeur EMG maximale (GAGNON *et al.* 2015; HOLLOWAY *et al.* 2015; KIM *et al.* 2014; LEVY *et al.* 2004; QI *et al.* 2013; SLAVENS *et al.* 2019; SYMONDS *et al.* 2016; RUSSELL *et al.* 2019), mais cinq études ont rapporté l'activité EMG moyenne pendant la propulsion (MOHER *et al.* 2009; GAGNON *et al.* 2015; REQUEJO *et al.* 2008; SYMONDS *et al.* 2016; WIECZOREK *et al.* 2020). Bien que la plupart des études aient rapporté l'activité musculaire normalisée en utilisant le test de contraction volontaire maximale, un article a rapporté l'activité EMG non normalisée en tant que tension mesurée par le capteur (LEVY *et al.* 2004). Les muscles étudiés dans les études étaient souvent différents, bien que la plupart des études aient mesuré l'activité musculaire du deltoïde antérieur et du grand pectoral (CHOW *et al.* 2009; GAGNON *et al.* 2015; HOLLOWAY *et al.* 2015; LEVY *et al.* 2004; REQUEJO *et al.* 2008; SLAVENS *et al.* 2019; SYMONDS *et al.* 2016). Sur des pentes équivalentes, les différentes études ont donné des valeurs différentes de l'activité musculaire normalisée pour ces deux muscles. Cependant, il a été observé que l'activité musculaire de tous les muscles étudiés augmentait systématiquement avec la pente. Certaines études ont fait état d'une activité musculaire pendant la locomotion supérieure à celle observée pendant le test de contraction volontaire maximale chez certains sujets (REQUEJO *et*

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

al. 2008 ; WIECZOREK et al. 2020).

2.3.4.2 Dévers

TABLE 2.5 – Revue des études sur les dévers.

Référence	Population		Conditions expérimentales	Vitesse	Inclinaison de la pente (°) et longueur (m)	Cinématique	Cinétique	Activité musculaire	Modèle
HOLLOWAY <i>et al.</i> 2015	7 (7H)	SCI	sur sol	auto sélectionnée	0, 1,4° (longueur : non reporté)	IMU	roue instrumentée (côté gauche, 50Hz)	EMG de surface (3 Muscles)	HOLZBAUR <i>et al.</i> 2005
RICHTER <i>et al.</i> 2007	25 (NA)	UFRM	tapis roulant motorisé	auto sélectionnée	0, 3, 6° (35m*)	Système de capture de mouvement (100 Hz)	roue instrumentée (côté aval, 200Hz)		
HURD <i>et al.</i> 2008a	12 (11H 1F)	SCI	sur sol	auto sélectionnée	2° (longueur : non reporté)		roue instrumentée (deux côtés, 240Hz)		
SYMONDS <i>et al.</i> 2016	13 (1F, 12H)	7 SCI, 6 AB	sur sol	auto sélectionnée	0, 1,4° (8.4m, 7.2m)	IMU (50Hz)	roue instrumentée (côté gauche)	EMG (3 muscles)	

Méthodes sur les dévers

Quatre articles ont étudié la propulsion en dévers (RICHTER *et al.* 2007 ; HURD *et al.* 2008a ; HOLLOWAY *et al.* 2015 ; SYMONDS *et al.* 2016) (tableau 2.5). Sept à vingt-cinq (H : 14, SD : 8) UTM - principalement des sujets SCI - ont participé à ces expériences. Les essais ont été réalisés sur le sol (HURD *et al.* 2008a ; HOLLOWAY *et al.* 2015 ; SYMONDS *et al.* 2016), ou sur un tapis roulant (RICHTER *et al.* 2007), toujours à des vitesses choisies par le sujet. L'inclinaison des dévers était comprise entre 1,4 et 6°. La longueur des dévers n'a été rapportée que dans une seule étude (7,2 m) (SYMONDS *et al.* 2016). L'enregistrement cinématique était basé sur un système de capture de mouvement opto-électronique ou sur un système basé sur une unité de mesure inertielle. La cinétique a été systématiquement mesurée à l'aide d'une roue instrumentée à six composants. Le côté descendant a été systématiquement mesuré (RICHTER *et al.* 2007 ; HURD *et al.* 2008a ; HOLLOWAY *et al.* 2015 ; SYMONDS *et al.* 2016), une seule étude faisant état de l'utilisation d'une roue factice (RICHTER *et al.* 2007), et une seule étude équipant les deux roues (HURD *et al.* 2008a). L'activité EMG du côté de la descente a été enregistrée dans deux études et s'est concentrée sur trois muscles : le grand pectoral, le deltoïde antérieur et le sous-épineux (HOLLOWAY *et al.* 2015 ; SYMONDS *et al.* 2016).

Les données de résultats étaient des paramètres spatio-temporels (vitesse du FRM, fré-

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

quence du cycle, durée des phases de poussée et de récupération, angle de contact), la cinétique de la main (forces tangentielle et totale de la main, fraction de la force effective, couple de propulsion, travail mécanique et puissance mécanique), la cinétique de l'articulation de l'épaule (force de contact de l'articulation gléno-humérale) et l'activité musculaire (pic et/ou moyenne du pourcentage de la contraction isométrique volontaire maximale). Une étude a comparé la cinétique du côté de la main dominante et du côté de la main non dominante, alors que la roue droite du FRM était en aval, sans étudier l'effet du côté de la main dominante (deux participants gauchers) (HURD *et al.* 2008a).

Résultats sur les dévers

Paramètres spatio-temporels

La seule étude rapportant des données sur différentes inclinaisons de dévers a montré une diminution de la vitesse, une augmentation de la fréquence du cycle (c'est-à-dire une diminution de la durée du cycle), une augmentation de la durée de la phase de poussée et une diminution de la durée de la phase de récupération avec l'augmentation de l'inclinaison (RICHTER *et al.* 2007). Les angles de contact sur le côté descendant ne semblent pas être affectés par l'inclinaison du dévers.

Cinématique des articulations

La seule étude portant sur la cinématique du corps pendant la propulsion en dévers a révélé une augmentation de l'amplitude de flexion/extension gléno-humérale en descente et de la rotation interne/externe par rapport à la propulsion en terrain plat (SYMONDS *et al.* 2016). Au contraire, l'amplitude d'abduction/adduction gléno-humérale en descente a diminué sur la pente transversale et l'amplitude de flexion/extension du tronc n'a eu tendance à augmenter que chez les sujets SCI (et non chez les sujets AB) (SYMONDS *et al.* 2016).

Cinétique de la main courante et des articulations

Il a été démontré que les forces totales maximales et moyennes augmentaient avec l'inclinaison du dévers (RICHTER *et al.* 2007) ou par rapport au niveau du sol (RICHTER *et al.* 2007 ; HOLLOWAY *et al.* 2015). Le couple propulseur sur la roue de descente ainsi que la puissance mécanique de ce couple ont également été augmentés avec l'inclinaison de la pente transversale. La force de contact de l'articulation gléno-humérale en

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

descente, évaluée à l'aide d'un modèle musculo-squelettique, a été augmentée par le dévers par rapport au terrain plat dans toutes les directions (postérieure, supérieure, médiale et totale). (HOLLOWAY *et al.* 2015).

Activité musculaire

Enfin, les résultats sur l'activité musculaire du côté de la descente basés sur les données EMG ont montré une augmentation de l'activité musculaire moyenne pour tous les muscles étudiés pendant la propulsion en dévers par rapport au terrain plat pour les populations AB et SCI (SYMONDS *et al.* 2016) ; avec une augmentation de l'activité musculaire maximale pour le deltoïde antérieur et le pectoralis majors, et une diminution de l'activité maximale pour le muscle infraspinatus chez les participants SCI (HOLLOWAY *et al.* 2015).

2.3.4.3 Seuil

TABLE 2.6 – Revue des études sur les seuils.

Référence	Population		Hauteur du seuil (cm)	Cinématique	Cinétique	Activité musculaire	Modèle
LALUMIERE <i>et al.</i> 2013	15 (14H 1F)	SCI	4, 8, 12cm	opto-électronique (4 caméras, 30Hz)	roues instrumentées (deux côtés, 240Hz)	Surface EMG (4 muscles)	DESROCHES <i>et al.</i> 2010b
VAN DRONGELEN <i>et al.</i> 2005	5	SCI	10cm	opto-électronique (3 caméras, 100Hz)	roue instrumentée (côté gauche)		Epaule de Delft et modèle de coude

Méthodes sur les seuils

Deux études ont porté sur l'ascension de seuils avec un FRM, impliquant cinq et quinze participants SCI (Tableau 2.6). La hauteur des seuils variait de quatre à douze centimètres et les seuils étaient négociés au-dessus du sol avec de l'élan. La vitesse instantanée initiale du FRM au début de la montée du seuil n'a été rapportée dans aucune publication. Les mesures cinématiques ont été effectuées à l'aide d'un système opto-électronique de capture du mouvement dans les deux articles, mais avec un petit nombre de caméras dans les deux cas (moins de quatre). La cinétique de la main courante a été mesurée à l'aide d'une roue instrumentée à six composants, soit d'un côté (VAN DRONGELEN *et al.* 2005), soit des deux côtés (LALUMIERE *et al.* 2013). Il n'a pas été indiqué si une roue factice était utilisée pour équilibrer le FRM lorsqu'une seule roue instrumentée était montée. Les données EMG ont été enregistrées dans une étude et

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

se sont concentrées sur quatre muscles : biceps, triceps, grand pectoral et deltoïde antérieur. Les données de résultats étaient l'inclinaison du tronc et les angles articulaires des membres supérieurs (articulations de l'épaule, du coude et du poignet), les moments articulaires nets des membres supérieurs (articulations de l'épaule, du coude et du poignet) et l'activité musculaire.

Résultats sur les seuils

Cinématique articulaire

Les résultats rapportés sur la cinématique (LALUMIERE *et al.* 2013) ont montré une augmentation de l'amplitude articulaire de l'épaule et du coude avec l'augmentation de la hauteur du seuil. En général, cette augmentation est liée à une augmentation de la valeur maximale de l'angle ou à une diminution de la valeur minimale de l'angle uniquement. L'amplitude de la rotation interne-externe de l'épaule a été sensiblement augmentée dans les plages de rotation interne et externe. Les changements dans la RdM du poignet sont restés limités malgré une légère augmentation de l'angle de flexion maximale. Enfin, l'inclinaison du tronc a également été modifiée par la hauteur du seuil, avec une augmentation de l'amplitude articulaire et une augmentation notable de la flexion du tronc.

Cinétique de la main courante et des articulations

En ce qui concerne les résultats sur les moments articulaires nets, les deux études ont trouvé des résultats cohérents pour les moments totaux maximaux de l'épaule et du coude à une hauteur de seuil élevée (c.-à-d. 10 et 12 cm). En outre, les moments nets maximaux et moyens de l'épaule ont augmenté pour les trois composantes du moment, mais plus particulièrement pour les moments de flexion et de rotation interne. Au coude, on a également observé une augmentation du moment articulaire net total, plus faible que celui de l'épaule. La composante de flexion est la plus touchée. Au poignet, l'augmentation avec la hauteur du seuil était également plus limitée qu'à l'épaule et au coude. Les composantes d'extension et de déviation radiale sont les plus affectées. La comparaison entre les articulations a montré que plus la valeur du moment initial est élevée (c'est-à-dire à une hauteur de seuil de quatre centimètres), plus l'augmentation est importante. On peut également remarquer qu'une variabilité extrêmement

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

TABLE 2.7 – Revue des études sur les types de sol.

Référence	PopulatiTeston	Type de sol	Longueur (m)	Cinématique	Cinétique	Activité musculaire	
OLIVEIRA <i>et al.</i> 2019	8 (7H 1F)	4 SCI, 3 paralysies cérébrales, 1 Ataxie de Friedrich	carrelage ; tapis en polystyrène	10 ; 2,2	IMU (11 capteurs, 60Hz)	roue instrumentée (côté droit, 240Hz)	
KOONTZ <i>et al.</i> 2009	29 (28H 1F)	25 SCI, 3 amputés du membre inférieur, 1 paralysie cérébrale	linoleum ; moquette	1.2 ; 1.5	opto-électronique (6 caméras, 60Hz)	roues instrumentées (deux côtés, 240Hz)	
COWAN <i>et al.</i> 2009	53 (20H 33F)	UFRM	carrelage ; tapis à poils bas ; tapis à poils haut	12 ; 7.3 ; 7.3		roues instrumentées (deux côtés, 240Hz)	
HURD <i>et al.</i> 2008a	12 (11H 1F)	SCI	béton lisse ; béton rugueux ; moquette ; carrelage	N/A ; N/A ; 10 ; 10		roues instrumentées (deux côtés, 240Hz)	
HURD <i>et al.</i> 2008b	14 (12H 2F)	SCI	béton rugueux ; béton lisse ; moquette ; carrelage	30 ; 30 ; 10 ; 10		roues instrumentées (deux côtés, 240Hz)	
KOONTZ <i>et al.</i> 2005	11 (10H 1F)	10 SCI, 1 multiple sclérose, 1 amputé transfémoral	tapis à poils haut ; tapis à poils bas ; béton ; pavé ; herbe ; carrelage ; bois	7.6 ; 18.3 ; 15.2 ; 15.2 ; 6.1 ; 15.2 ; 15.2		roue instrumentée (côté droit, 240Hz)	
HURD <i>et al.</i> 2009	13 (11H 2F)	SCI	béton lisse ; béton rugueux	30		roues instrumentées (deux côtés, 240Hz)	
LEVY <i>et al.</i> 2004	11 (8H 3F)	UFRM	linoleum ; moquette	100 ; 21			EMG (8 muscles)
COWAN <i>et al.</i> 2008	128 (102 H, 26 F) carrelage dur : 123 poils bas : 94	SCI (niveaux variés)	hard carrelage ; tapis à poils bas	10 ; 10		roue instrumentée (un côté, non reporté)	
DYSTERHEFT <i>et al.</i> 2015	10 (7 H 3F)	Teenage UFRM	carrelage ; moquette ; béton	15 ; 15 ; 15		roue instrumentée (deux côtés, analyse uniquement du côté droit, 240 Hz)	
MARTIN-LEMOYNE <i>et al.</i> 2020	13 (9H, 4 F)	SCI	sol rugueux carrelé ; moquette	10 ; 10			Surface EMG (4 muscles, dominant arm)
NEWSAM <i>et al.</i> 1996	70 (70H)	SCI	carrelage ; moquette	15 ; 12	codeur optique	Force transducteurs	

élevée (c'est-à-dire l'écart-type) a été constatée dans la cinétique des articulations des membres supérieurs.

Activité musculaire

Enfin, en ce qui concerne l'activité musculaire, on a constaté que les quatre muscles augmentaient leur activité avec la hauteur du seuil. Le biceps brachial et le deltoïde antérieur semblent être les muscles les plus impliqués parmi les quatre muscles étudiés. Une très grande variabilité a également été constatée pour ces variables de résultats.

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

2.3.4.4 Type de sol

Méthodes sur les types de sol

Douze études ont examiné l'influence de différents types de sol sur la propulsion de l'UTM (Tableau 2.7). Les expériences ont été menées sur des populations de UFRM allant de huit à 128 participants (H : 31, SD : 36), dont la plupart étaient SCI. Les types de sols intérieurs ont été étudiés pour la plupart et une étude a porté sur l'herbe et les pavés (KOONTZ *et al.* 2005). La cinématique a été enregistrée à l'aide d'un système de capture de mouvement opto-électronique (KOONTZ *et al.* 2009) ou d'unités de mesure inertielle (OLIVEIRA *et al.* 2019). La cinétique a été enregistrée à l'aide de roues instrumentées montées des deux côtés du FRM (HURD *et al.* 2008a ; COWAN *et al.* 2009 ; DYSTERHEFT *et al.* 2015 ; HURD *et al.* 2008b ; HURD *et al.* 2009 ; KOONTZ *et al.* 2009) ou d'un seul côté (COWAN *et al.* 2008 ; KOONTZ *et al.* 2005 ; OLIVEIRA *et al.* 2019). Il n'a pas été indiqué si une roue factice était également montée lorsqu'une seule roue instrumentée était utilisée. L'activité musculaire a été enregistrée à l'aide d'EMGs (LEVY *et al.* 2004 ; MARTIN-LEMOYNE *et al.* 2020). Les paramètres de résultats comprenaient les paramètres spatio-temporels de la propulsion (vitesse, fréquence de course, durée de la phase de poussée, angle de contact), la cinétique de la main courante (forces tangentielle, radiale et totale de la main courante, fraction de la force effective, couple de propulsion, travail mécanique et puissance), et les données EMG exprimées en pourcentage de la contraction volontaire maximale à des fins de normalisation, ou directement mesurées en tension.

Résultats sur les types de sol

Paramètres spatio-temporels

Les résultats ont montré que la vitesse auto-sélectionnée était la plus élevée sur les sols lisses en béton, en carrelage et pavés, tandis qu'elle était la plus faible sur les tapis à poils longs, les tapis en polystyrène, l'herbe et les sols en bois (COWAN *et al.* 2009 ; DYSTERHEFT *et al.* 2015 ; HURD *et al.* 2008b ; KOONTZ *et al.* 2005 ; KOONTZ *et al.* 2009). La fréquence des accidents vasculaires cérébraux était la plus élevée sur le béton, l'herbe et les pavés. Les tapis à poils hauts semblent induire une diminution de la vitesse par rapport aux tapis à poils bas (COWAN *et al.* 2009 ; KOONTZ *et al.* 2005),

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

et il en va de même pour les bétons agrégés par rapport aux bétons lisses (HURD *et al.* 2008b). Dans l'une des deux études, une diminution de la fréquence des coups a également été signalée entre les moquettes à poils hauts et les moquettes à poils bas (COWAN *et al.* 2009), tandis qu'en général, des fréquences de coups similaires ont été signalées pour les moquettes et les dalles (COWAN *et al.* 2008; DYSTERHEFT *et al.* 2015; HURD *et al.* 2008b; KOONTZ *et al.* 2005; NEWSAM *et al.* 1996).

Cinématique des articulations

En ce qui concerne la cinématique des membres supérieurs, les résultats indiquent une augmentation de l'amplitude de l'épaule, du coude, du cou et du tronc lors de la locomotion sur un tapis en polystyrène par rapport à la locomotion sur des dalles (OLIVEIRA *et al.* 2019).

Cinétique des articulations et des mains courantes

Les résultats rapportés sur la cinétique de la main courante ont montré que la propulsion sur du béton lisse, du carrelage et du linoléum entraînait les valeurs les plus faibles des forces maximales et moyennes de la main courante, du couple de propulsion, ainsi que du travail et de la puissance de sortie (HURD *et al.* 2008a; HURD *et al.* 2008b; KOONTZ *et al.* 2005; KOONTZ *et al.* 2009). La propulsion sur un tapis à poils bas a également présenté de faibles valeurs pour les forces exercées sur la main, le couple de propulsion, ainsi que le travail et la puissance de sortie (HURD *et al.* 2008a; DYSTERHEFT *et al.* 2015; HURD *et al.* 2008b; KOONTZ *et al.* 2005). Les types de sol les plus contraignants étaient la moquette, le béton, le tapis de mousse, les pavés et l'herbe, avec des valeurs élevées de pic, de moyenne et de taux d'augmentation des forces exercées sur la main courante, du couple de propulsion et du travail et de la puissance de sortie, la propulsion sur l'herbe présentant les valeurs les plus élevées (HURD *et al.* 2008a; HURD *et al.* 2008b; KOONTZ *et al.* 2005; OLIVEIRA *et al.* 2019). La fraction de la force effective n'a été rapportée que dans deux articles et a montré une asymétrie de propulsion entre les côtés dominant et non dominant des sujets et a présenté une forte variance entre les sujets; elle était la plus faible sur le béton lisse et la plus élevée sur l'herbe, ainsi que généralement élevée sur les types de sol qui présentent des valeurs plus élevées dans les forces de la main et le couple de propulsion (HURD *et al.* 2008a; KOONTZ *et al.*

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

2005).

Activité musculaire

Enfin, en ce qui concerne l'activité musculaire, une augmentation de l'activité moyenne a été constatée pour le deltoïde antérieur et le triceps brachial entre le carrelage abrasif et la moquette rembourrée (MARTIN-LEMOYNE *et al.* 2020), tandis que des valeurs de tension similaires à la baisse ont été constatées entre le linoléum et la moquette pour ces muscles dans (LEVY *et al.* 2004). Le travail musculaire a également doublé pour le deltoïde antérieur entre le carrelage et la moquette rembourrée (MARTIN-LEMOYNE *et al.* 2020).

2.3.5 Discussion

2.3.5.1 Obstacles environnementaux investigués

Quatre types de barrières représentant les obstacles rencontrés quotidiennement par les utilisateurs de FRM ont été considérés et étudiés dans la littérature : les pentes, les dévers, les seuils et les types de sol. Parmi ces quatre types d'obstacles, c'est la pente qui a été le plus étudiée, toujours pendant la montée, tandis que les dévers et les bordures (uniquement pendant la montée) ont été peu étudiés. Pourtant, l'étude des seuils et des dévers semble particulièrement pertinente puisqu'ils nécessitent des stratégies de propulsion spécifiques. Il convient de noter que les différences biomécaniques entre le côté montant et le côté descendant des pentes transversales n'ont pas été étudiées. Sur les trente-quatre études retrouvées, neuf se sont intéressées à plusieurs obstacles à la fois - mais pas plus de deux (HURD *et al.* 2008b ; COWAN *et al.* 2008 ; HOLLOWAY *et al.* 2015 ; HURD *et al.* 2009 ; LEVY *et al.* 2004 ; NEWSAM *et al.* 1996 ; OLIVEIRA *et al.* 2019 ; DRONGELEN *et al.* 2005). La rareté des études sur les dévers et les seuils diminue la force des conclusions tirées par ces études. En effet, un plus grand nombre d'études aurait pu donner des résultats contradictoires, comme c'est le cas pour les études retrouvées sur les pentes (en raison de différents dispositifs expérimentaux, traitements ou populations). La divergence d'intérêt entre les pentes/types de sol et les courbes/courbes transversales ne peut pas s'expliquer par l'absence de courbes transversales ou de courbes rencontrées lors de la locomotion du FRM dans les zones

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

urbaines, puisque le sol irrégulier habituellement rencontré peut présenter de tels obstacles environnementaux, même s'ils sont de faible inclinaison (BENNETT *et al.* 2009). De même, la descente de pentes et de seuils, ou des situations techniquement difficiles comme le franchissement d'un seuil de porte avec ou sans rampe (AL LAWATI *et al.* 2017) méritent d'être étudiées. Pour certaines de ces situations environnementales, une analyse des tâches pourrait également être envisagée en séparant le démarrage, la propulsion, le freinage et les virages. Les études futures devraient donc être menées sur plusieurs barrières environnementales différentes simultanément, avec un accent particulier sur la reproduction des environnements et des tâches qui sont rencontrés quotidiennement par les UFRM. En effet, la mesure des paramètres spatio-temporels, de la cinématique, de la cinétique et de l'activité musculaire en utilisant les mêmes méthodes pour toutes les barrières permettrait d'identifier un ensemble de paramètres reflétant la difficulté de toute barrière environnementale rencontrée dans la locomotion quotidienne des FRM. De plus, pour permettre la comparaison des résultats entre les études, les méthodes et les protocoles expérimentaux doivent être clairement définis et expliqués. En effet, la vitesse du FRM à l'approche d'un seuil influence fortement la négociation du seuil. De même, la fatigue musculaire peut avoir un impact sur la manière d'aborder les différentes barrières, et notamment les seuils et les dévers. Par conséquent, les recherches futures devraient se concentrer sur la standardisation des protocoles et méthodes vis-à-vis de la propulsion en fauteuil roulant manuel.

2.3.5.2 Méthodes expérimentales

Populations étudiées

Des variations significatives ont été observées dans les populations recrutées, composées principalement de sujets SCI et AB (vingt-deux et dix articles, respectivement), mais aussi d'amputés des membres inférieurs ou de sujets atteints d'infirmité motrice cérébrale, de neuropathie ou d'ataxie de Friedreich. Bien qu'il ait été démontré que le niveau d'expérience en locomotion FRM affecte de manière significative la biomécanique de l'utilisateur, les compétences en locomotion FRM des sujets AB n'ont pas été précisées, ce qui a pu influencer les résultats obtenus pour chaque barrière environnemen-

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

tale. Même en écartant les sujets AB, les utilisateurs de FRM inclus étaient caractérisés par des conditions physiques, des anthropométries et des capacités variées. Bien que ces différences puissent conduire à des stratégies de propulsion différentes dans les mêmes conditions de locomotion, il est intéressant que cette variété soit représentée dans les cohortes étudiées, afin d'avoir une population représentative des utilisateurs du FRM dans le monde réel.

Reproduction des barrières environnementales

La différence dans le nombre d'études portant sur chaque barrière peut être due non seulement à une distribution hétérogène de l'intérêt parmi les chercheurs, mais aussi à des raisons pratiques concernant les méthodes disponibles pour étudier chaque barrière. En effet, les chercheurs peuvent utiliser des tapis roulants motorisés inclinés ou des ergomètres stationnaires pour simuler des pentes et potentiellement des dévers, alors que les expériences avec les seuils et les types de sol doivent toutes être menées sur le terrain. Les stratégies de propulsion mises en œuvre sur un tapis roulant motorisé ou un ergomètre stationnaire reproduisant une pente ou un dévers peuvent différer de celles généralement utilisées sur le terrain. Lorsque des tapis roulants motorisés ont été utilisés, les sujets ont parfois été attachés à l'aide de ceintures de sécurité, qui ont été signalées comme étant un peu lâches afin de limiter leur influence sur la propulsion du sujet (RICHTER *et al.* 2007 ; GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015). Cependant, même lorsqu'il est sécurisé, le sujet peut inconsciemment craindre de ne pas réussir à maintenir la vitesse du tapis roulant et donc de tomber, ce qui le conduit à adopter des stratégies de propulsion plus sûres que celles qu'il aurait adoptées sur le sol. Lorsqu'un ergomètre stationnaire est utilisé, la simulation de pente est obtenue en ajoutant une résistance au roulement équivalente au travail nécessaire pour gravir la pente souhaitée, parfois couplée à une inclinaison de la FRM (MULROY *et al.* 2005 ; REQUEJO *et al.* 2008). Cependant, l'ergomètre stationnaire ne parvient pas à reproduire le risque accru de basculement du fauteuil roulant lors de l'ascension de la pente, ainsi que le risque de retour en arrière lorsqu'un moment de propulsion insuffisant est appliqué à la main courante par l'utilisateur. Il convient également de noter que lors de l'utilisation d'un tapis roulant, la biomécanique de la propulsion peut être affectée par la surface du

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

tapis roulant qui diffère des surfaces terrestres quotidiennes, ce qui conduit à des stratégies différentes sur une pente similaire. Cette remarque est également valable pour les différentes surfaces lors de la propulsion en dévers et en pente.

Configuration du FRM

La configuration du FRM est l'un des principaux facteurs déterminants lors de l'optimisation de la locomotion pour un utilisateur donné, car elle affecte la biomécanique de la propulsion ainsi que d'autres facteurs de locomotion, tels que la stabilité (HYBOIS *et al.* 2019b). La stabilité de la FRM, par exemple, est fortement affectée par les obstacles environnementaux tels que les seuils ou les pentes (BASCOU *et al.* 2013 ; SAURET *et al.* 2013 ; EYDIEUX *et al.* 2019). Pourtant, la plupart des études examinées n'ont pas indiqué la configuration de la FRM étudiée, et celles qui l'ont fait n'ont fourni qu'une brève description des dimensions de la FRM. Le problème réside dans l'absence de consensus sur la méthodologie pour caractériser et rapporter les caractéristiques/configuration de la FRM, ce qui conduit à un biais majeur limitant la comparaison entre les études et les sujets.

2.3.5.3 Estimation de la cinématique et cinétique des articulations

La cinématique des membres supérieurs et la cinétique des sujets ont été rapportées pour la propulsion en dévers ainsi que, dans une moindre mesure, pour la propulsion en seuil et en dévers, mais pas pour les types de sol. Cependant, lorsqu'elles sont rapportées, les différences méthodologiques dans l'acquisition cinétique et cinématique (système de capture de mouvement opto-électronique, système basé sur des unités de mesure inertielle) et dans le traitement des données (modèle musculo-squelettique utilisé pour le calcul des angles et des moments articulaires (HYBOIS *et al.* 2019b ; PUCHAUD *et al.* 2019), point et base de l'expression des moments articulaires nets (O'REILLY *et al.* 2013 ; DESROCHES *et al.* 2010a)) entravent les comparaisons rigoureuses des études sur la même barrière et empêchent la formulation d'une synthèse fiable de la biomécanique de la propulsion pour chaque barrière, fondée sur des preuves. Enfin, la faible précision de l'acquisition des données peut conduire à des conclusions erronées, en particulier pour les quantités de cinématique et de cinétique

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

(MULLER *et al.* 2017b; OJEDA *et al.* 2016). Cette observation peut expliquer certains des résultats contradictoires rapportés dans les études, tels que ceux concernant les pentes. Lors de l'étude de la cinétique de la main courante, toutes les études ont utilisé des roues instrumentées, mais la plupart d'entre elles n'ont monté ces roues que d'un seul côté du FRM, alors que leur montage des deux côtés permettrait de comparer la cinétique de chaque côté de l'utilisateur du FRM et d'évaluer les éventuelles asymétries dans les stratégies de propulsion. De plus, seules quatre études ont rapporté l'utilisation d'une roue factice pour équilibrer le FRM équipée d'une seule roue instrumentée, ce qui est crucial pour garantir des stratégies de propulsion naturelles. Lors de la propulsion au sol sur du béton, qui est une situation censée solliciter l'utilisateur de manière symétrique, une différence relative de 20 % entre le côté dominant et le côté non dominant de l'utilisateur a été constatée (HURD *et al.* 2008a). La seule étude portant sur la locomotion en dévers à l'aide de roues instrumentées placées des deux côtés du FRM des sujets a également fait état de résultats indiquant une asymétrie au niveau des forces exercées sur les mains, des couples de propulsion, des travaux mécaniques et des puissances lorsque l'on compare les côtés dominant et non dominant de l'utilisateur (HURD *et al.* 2008a). Cependant, ils n'ont pas indiqué quel côté était en montée ou en descente, ce qui est le paradigme le plus intéressant pour l'interprétation des résultats sur les dévers. Les études rapportées avaient également tendance à utiliser différents modèles musculo-squelettiques, alors que la définition des systèmes de coordonnées articulaires liés aux modèles musculo-squelettiques influence à la fois les résultats cinématiques et cinétiques. Bien qu'il existe un consensus sur la définition du système de coordonnées articulaires des membres supérieurs pour la cinématique depuis 2005 (WU *et al.* 2005), l'ISB a formulé des recommandations sur le rapport de la cinétique uniquement depuis (DERRICK *et al.* 2020). Seules deux études (HOLLOWAY *et al.* 2015; KULIG *et al.* 1998) ont fait état d'estimations des forces de contact des articulations. La raison pourrait en être qu'un tel paramètre nécessite une plongée plus profonde dans la modélisation et la simulation musculo-squelettiques, car il exige, comme condition préalable, d'évaluer les forces musculaires (DUMAS *et al.* 2012). En outre, la définition d'un tel modèle influe sur la précision avec laquelle les forces de contact ar-

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

ticulaire sont estimées (NAAIM *et al.* 2017). D'autres études devraient mieux tirer parti des modèles musculo-squelettiques spécifiquement développés et adaptés à l'étude de la locomotion des FRM, et le partage de ces modèles favoriserait la standardisation des résultats. Il convient de noter qu'aucune des études présentées dans cette revue ne fait état des incertitudes dans la détermination des paramètres d'intérêt, alors que les différents choix de modèles ou d'appareils de mesure peuvent avoir entraîné des incertitudes significatives. Par exemple, on a constaté que l'optimisation de la cinématique multicorps comportait généralement des erreurs résiduelles de reconstruction sur les marqueurs allant de quatre à quarante millimètres, et entre trois et dix degrés d'erreur par rapport à la cinématique osseuse réelle pour les rotations de l'épaule (BEGON *et al.* 2018). En outre, l'incertitude de mesure des dispositifs de mesure cinétique fournie par les fabricants doit être appliquée et propagée avec ces incertitudes cinématiques pour comparer rigoureusement les résultats sur la cinétique du corps. Par conséquent, les études futures devraient fournir des recommandations sur la manière d'évaluer et de propager les incertitudes de modélisation et de mesure afin de permettre une comparaison plus rigoureuse des résultats entre les différentes études.

2.3.5.4 Estimation de l'activité musculaire

Quatorze études ont fait état de résultats obtenus à l'aide de l'EMG, dont dix portaient sur la propulsion en pente. Toutes les études sauf une ont normalisé les données EMG acquises pendant la locomotion par les données EMG de la contraction volontaire maximale, de sorte que l'activité musculaire rapportée dépend fortement de la capacité physique de chaque participant. Il est donc difficile de donner une estimation de l'activité pour un muscle et une barrière spécifiques, car ces résultats dépendent fortement de la physiologie et de la stratégie de propulsion du sujet. De plus, la normalisation de la contraction volontaire maximale est sujette à l'incertitude en raison du risque de tester incorrectement la contraction volontaire maximale. En particulier, lorsque la normalisation est effectuée de manière incorrecte, il peut y avoir des essais où l'activité musculaire enregistrée est supérieure à sa valeur maximale, caractérisée par des résultats supérieurs à 100 % de la contraction volontaire maximale. Par exemple, Requejo

2.3. INFLUENCE DES BARRIÈRES ENVIRONNEMENTALES SUR LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

et al. ont rapporté une activité musculaire moyenne supérieure à 100 % pour huit sujets (REQUEJO *et al.* 2008), mais cela pourrait également être le cas pour certains sujets dans d'autres études dans lesquelles l'activité musculaire moyenne a été calculée pour tous les participants. Une étude a rapporté des données EMG non normalisées, qui sont donc présentées en Volts (LEVY *et al.* 2004), ce qui empêche la comparaison de l'activité musculaire avec d'autres études.

2.3.6 Conclusion

Cette étude a mis en évidence des divergences dans l'attention accordée à chaque situation environnementale dans la littérature. Les montées en pente et les types de sol ont été beaucoup plus étudiés que les montées en dévers et en seuil. En outre, l'examen met en évidence un manque de consensus sur les paramètres d'intérêt à signaler et sur les méthodes utilisées pour mener les expériences. Ces variations et ce manque de consensus rendent impossible l'établissement de références croisées entre les études afin de comparer les situations. Néanmoins, pour chaque barrière environnementale, cette étude fournit une vue d'ensemble sans précédent de son évaluation biomécanique actuelle grâce au rapport des valeurs numériques de tous les paramètres biomécaniques extraits de la littérature pertinente (dans les tableaux fournis en annexe). Au terme de ce processus d'examen, nous recommandons une approche plus systématique lors de la présentation du matériel, des méthodes et des résultats pour refléter la difficulté de toute barrière environnementale rencontrée dans la locomotion du FRM : (i) signaler effectivement les longueurs, inclinaisons ou hauteurs des obstacles ; (ii) s'efforcer de normaliser ou de signaler les conditions d'approche de l'obstacle, telles que la vitesse, en particulier sur les seuils ; (iii) signaler la configuration du FRM utilisé, et s'il a été adapté à la morphologie du sujet ; (iv) signaler les séquences de rotation pour l'expression des moments et de la cinématique, et, le cas échéant, la définition du modèle musculo-squelettique ; (v) si possible, signaler les incertitudes de mesure et les erreurs de reconstruction du modèle.

2.4 Synthèse de l'état de l'art et objectifs de la thèse

2.4.1 Synthèse de l'état de l'art

L'état de l'art présenté précédemment a permis de situer les travaux effectués en termes d'analyse biomécanique de la locomotion en FRM, en lien avec l'influence des barrières physiques environnementales.

Dans cette partie, la synthèse de cet état de l'art va être regroupée selon les différentes thématiques explorées par l'ensemble des études citées, permettant d'établir les limites de la littérature, afin de structurer le travail effectué durant la thèse.

2.4.1.1 Modélisation biomécanique de la locomotion en FRM

Les grandeurs biomécaniques développées dans la littérature pour quantifier la locomotion en FRM sont nombreuses, et couvrent plusieurs aspects de la locomotion : variables spatio-temporelles, actions mécaniques exercées sur le fauteuil, cinématique articulaire, dynamique inter-segmentaire, ou encore variables mécaniques du fauteuil en interaction avec son environnement.

Pour estimer la cinématique articulaire ainsi que la dynamique articulaire et musculaire, de nombreuses études de la locomotion en FRM utilisent des modèles musculo-squelettiques des membres supérieurs. D'autres approches, dites en quasi-statique ou encore à liaisons libres, présentent des hypothèses lourdes sur la modélisation du comportement des membres supérieurs, que ce soit en négligeant l'effet du poids ou de l'inertie et de l'accélération des segments, ou encore en ne tenant pas compte de l'interpénétration des segments osseux ou de leur possible dislocation dans la cinématique reconstruite. Pour éviter ces problématiques et pallier la présence d'artefacts de tissus mous, d'autres études dont des modèles musculo-squelettiques comprenant une chaîne cinématique (modèle ostéo-articulaire) permettant de définir les mobilités des différentes articulations, ainsi que d'"accrocher" des muscles aux segments. Le complexe de l'épaule, articulation essentielle dans le geste de propulsion en FRM, a été modélisé selon de multiples formulations de chaîne cinématique. Certaines études font

2.4. SYNTHÈSE DE L'ÉTAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

l'hypothèse d'un mouvement couplé de la clavicule et de la scapula à celui de l'humérus (modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005), ou l'absence de géométries génériques empêchant la mise à l'échelle des paramètres géométriques, inertiels, et musculaires (DSEM, modèle de HELM 1994) constituaient les principales limitations de ces modèles, malgré le fait qu'ils soient appliqués à la locomotion en FRM. Néanmoins, HYBOIS *et al.* 2019b démontrent que le modèle d'épaule de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 est pertinent pour l'analyse de la cinématique articulaire au cours de la locomotion en FRM. Si certaines études se sont intéressées à l'intégration d'une stratégie de quantification du mouvement de la scapula, elles restaient minoritaires, et il n'existe actuellement pas de consensus pour le suivi cinématique de la scapula, dû à la présence d'artefacts de tissus mous environnant l'épaule. Enfin, si le modèle de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 présente un temps de calcul pour l'étape d'OCM intéressant pour son utilisation dans la mise en place d'une chaîne de traitement de données expérimentales, son intégration à un modèle de membres supérieurs nécessite tout de même de résoudre l'étape d'OCM en prenant en compte des contraintes cinématiques provenant de la fermeture de la chaîne cinématique de l'épaule ce qui réduit significativement la vitesse de résolution de l'étape d'OCM.

2.4.1.2 Étude de l'influence des barrières physiques environnementales sur la biomécanique de la locomotion en FRM

L'objectif de ces travaux de revue de littérature était de synthétiser les études investiguant la biomécanique de la locomotion en situations mimant les barrières environnementales rencontrées au quotidien d'un utilisateur de FRM afin d'en extraire les grandeurs biomécaniques utiles pour la construction d'un indice de coût biomécanique. Les méthodes mises en oeuvre ainsi que les résultats collectés par ces études ont été comparés par barrière, et également entre les différentes barrières. Un intérêt particulier lors de la synthèse de ces travaux a été placé sur les barrières et les populations étudiées, ainsi que sur la standardisation des protocoles expérimentaux et des méthodes d'analyse des données. De plus, cette revue systématique met à disposition en *supplementary material* tous les résultats chiffrés des différentes études de manière regroupée par barrière et par paramètre étudié (ROUVIER *et al.* 2022).

2.4. SYNTHÈSE DE L'ÉTAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

Les études de la littérature ont été conduites sur des populations variées : saines, ou bien affectées par une lésion de la moelle épinière, une amputation des membres inférieurs, et plus rarement, la paralysie cérébrale, la neuropathie, ou l'ataxie de Friedreich. Si l'expérience de la locomotion en FRM des sujets sains n'était guère rapportée, il est néanmoins très intéressant de noter que toute l'hétérogénéité des populations étudiées permet une plus juste représentation de la diversité de personnes utilisant un FRM au quotidien.

Quatre différents types de barrière environnementale sont considérés et investigués par la littérature : les pentes, les dévers, les seuils, ainsi que les différents types de sol. Parmi ces barrières, la pente est la plus étudiée, et ce toujours en montée, tandis que les dévers et seuils sont peu étudiés. Le manque d'études sur ces deux dernières barrières diminue l'impact des conclusions qui peuvent être tirées de ces études : les résultats contradictoires présents dans l'étude des pentes couplés au faible nombre d'études en dévers et seuils suggèrent que des résultats contradictoires pourraient apparaître dans de futures études en dévers et seuils. Les futures études gagneraient à être conduites sur plusieurs barrières environnementales simultanément, ce qui permettrait la définition d'un même protocole expérimental pour la mesure des données cinématiques, dynamiques, et musculaires. Ceci faciliterait notamment la comparaison au sein d'une même étude de plusieurs situations et de leur influence sur la biomécanique de l'utilisateur.

Cette revue de littérature a également pu mettre en lumière l'absence du rapport systématique des réglages du FRM utilisés pour l'étude, ou bien si le FRM utilisé était réglé à la morphologie du sujet. Pourtant, les réglages d'un FRM sont l'un des facteurs principaux influençant l'efficacité de la propulsion pour un utilisateur donné. Les réglages d'un FRM influent notamment sur la stabilité antéro-postérieure du FRM, qui est particulièrement à risque en pente ou lors de l'ascension d'un seuil. Ce manque de rigueur fait apparaître un biais majeur qui limite la comparaison entre différentes études, et également entre les différents sujets d'une même étude. Ce constat dépasse largement l'étude des barrières environnementales puisque même pour l'étude des réglages, la revue systématique de FRITSCH *et al.* 2022 fait apparaître des lacunes importantes

2.4. SYNTHÈSE DE L'ÉTAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

dans la description des fauteuils testés.

La cinématique et dynamique des membres supérieurs est rapportée majoritairement lors de la locomotion en pente, moins en dévers ou en seuils, et pas pour les différents types de sol. Cela dit, il n'existe pas encore de consensus quant aux systèmes de mesure et d'analyse à utiliser pour estimer ces données, et les études présentent donc des différences méthodologiques dans l'acquisition et l'estimation des quantités cinématiques et dynamiques.

La cinématique peut être estimée à partir d'une capture du mouvement basée sur un système opto-électronique ou bien des unités à centrales inertielles, couplée à l'utilisation d'un des nombreux modèles musculo-squelettiques existant.

La dynamique du fauteuil, quant à elle, est capturée à partir de roues instrumentées (qui capturent le moment de propulsion, ou bien parfois l'ensemble du torseur d'actions mécaniques appliquées par l'utilisateur sur la main courante), montées sur seulement une roue (parfois sans compenser le moment d'inertie supplémentaire induit par le matériel de mesure), ou bien sur les deux roues (10/22 études avec roues instrumentées). Cependant, il est intéressant d'instrumenter les deux roues du FRM afin de pouvoir étudier les stratégies de propulsion asynchrone (ou asymétrique), qui sont notamment utilisées pour la locomotion en dévers, mais qui sont également présentes sur un sol plat. En outre, l'unique étude qui utilisaient des FRM instrumentés des deux côtés en dévers, n'a pas rapporté quel côté du FRM était en aval ou amont du dévers, ce qui aurait été intéressant puisque c'est le membre supérieur en aval qui exerce majoritairement le travail nécessaire à la propulsion.

Seulement deux études ont rapporté des estimations d'efforts de contact articulaire, en particulier à la liaison gléno-humérale. En effet, l'estimation d'efforts de contacts nécessite au préalable une estimation de l'activité musculaire au cours du mouvement. De plus, la définition du modèle musculo-squelettique utilisé influe sur l'estimation des efforts de contact. De ce fait, il paraît particulièrement intéressant que des études futures s'intéressent au développement de modèles personnalisés à la locomotion en FRM, ainsi qu'au partage de ces modèles. Cela pourrait rendre plus accessible l'estimation des efforts de contact, et surtout standardiser l'estimation de grandeurs cinématiques

2.4. SYNTHÈSE DE L'ÉTAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

et dynamiques.

Enfin aucune étude n'a rapporté d'incertitudes sur leurs résultats. Les différents outils expérimentaux mesurés amènent à différentes incertitudes de mesures qui sont propagées dans l'analyse de résultats. De plus, lorsqu'un modèle musculo-squelettique était utilisé, les auteurs ne rapportaient pas non plus les erreurs de reconstruction cinématique ni les efforts et moments résiduels lors de l'estimation de la dynamique. Ces erreurs sont d'autant plus d'incertitudes à propager lors de l'analyse des résultats.

2.4.1.3 Verrous scientifiques de l'état de l'art

Les données disponibles dans la littérature ne permettent pas d'atteindre l'objectif de définition d'un indice de coût biomécanique pour classer la difficulté physique des situations environnementales, cela étant dû d'une part à l'absence d'études comparant plus de deux situations environnementales, et d'autre part à l'absence de normalisation de la méthodologie à employer pour l'analyse des différentes situations.

De plus, il n'existe pas de consensus sur un modèle musculo-squelettique à préconiser pour l'analyse de la locomotion en FRM. De nombreux modèles de la littérature ne considèrent pas les mobilités de l'épaule ou le font à partir de régressions sur les mobilités de l'humérus. Pourtant HYBOIS *et al.* 2019b ; PUCHAUD *et al.* 2019 a démontré que la prise en compte des mobilités de l'épaule par une chaîne cinématique fermée permettait une meilleure reconstruction cinématique des essais de locomotion en FRM. De plus, les modèles en chaîne fermée de la littérature qui sont utilisés pour l'analyse de la locomotion en FRM présentent des contraintes cinématiques qui allongent considérablement le temps de calcul de la simulation musculo-squelettique. En s'affranchissant de contraintes cinématiques à la liaison scapulo-thoracique, SETH *et al.* 2016 parvient à un temps de calcul de l'étape d'OCM 1,5 fois plus rapide que le temps réel (durée de l'essai). Cela dit, l'intégration du modèle d'épaule de Seth à un modèle des membres supérieurs entraîne la présence d'une chaîne cinématique fermée, et le logiciel dans lequel est implémenté le modèle ne permet pas de résoudre les équations dynamiques avec des chaînes cinématiques fermées. Enfin, au cours de l'étape d'OCM, la prise en

2.4. SYNTHÈSE DE L'ÉTAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THÈSE

compte de contraintes induites par des chaînes cinématiques fermées, allongent significativement le temps de calcul (KELLY 2017), et il n'existe pas de consensus quant aux leviers à mettre en place pour réduire ce temps de calcul. De plus, il n'existe pas de protocole standardisé pour un suivi cinématique de la scapula qui permette de compenser les artefacts de tissus mous nuisant à la reconstruction cinématique de l'ensemble du mouvement.

2.4.2 Objectifs de la thèse

L'objectif de la présente thèse était d'investiguer les paramètres biomécaniques clés qui pourraient caractériser la difficulté physique de la locomotion en FRM en milieu urbain. Fort d'un état de l'art de l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM et de l'influence des barrières physiques environnementales sur la locomotion en FRM, ce manuscrit est décliné en trois chapitres :

- le chapitre 3 est consacré aux méthodes de traitement des données de capture du mouvement de locomotion en FRM ;
- le chapitre 4 est consacré à la définition d'un modèle musculo-squelettique des membres supérieurs de l'utilisateur de FRM ;
- enfin, fort des deux précédents chapitres, le chapitre 5 est consacré à l'analyse de l'influence de différentes situations environnementales sur la biomécanique de la propulsion.

2.4.3 Méthodes de traitement des données de capture du mouvement

Le chapitre 3 présente les travaux effectués à propos du traitement des données de capture du mouvement. Au regard de la littérature, les objectifs associés à cette partie étaient les suivants :

- définir une méthode de résolution du problème d'OCM en présence de boucles fermées qui permette un temps de calcul "rapide" ;
- définir une méthode expérimentale de suivi de la scapula au cours de la locomotion en FRM, qui compense notamment les artefacts de tissus mous environnant l'épaule.

2.4.4 Définition d'un modèle musculo-squelettique de l'utilisateur de FRM

Le chapitre 4 présente les travaux menés pour la définition d'un modèle musculo-squelettique des membres supérieurs de l'utilisateur de FRM dans la librairie ouverte, CusToM (MULLER *et al.* 2019). Les objectifs associés à cette partie étaient les suivants :

- définir une chaîne ostéo-articulaire des membres supérieurs permettant un suivi des mobilités de l'épaule le plus réaliste possible ;
- définir une chaîne musculaire des membres supérieurs permettant d'analyser les contributions musculaires des muscles de l'avant-bras et de l'épaule ;
- définir des méthodes de mise à l'échelle du modèle musculo-squelettique ainsi généré.

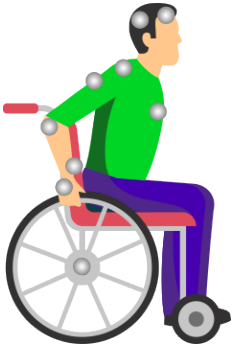
Le modèle musculo-squelettique défini dans cette partie s'appuie sur le modèle musculo-squelettique défini par HYBOIS *et al.* 2019b ; HYBOIS *et al.* 2019a ; PUCHAUD *et al.* 2019 pour l'analyse de la locomotion en FRM, et la définition des méthodes de mise à l'échelle s'appuie sur les travaux de PUCHAUD 2020 ; PUCHAUD *et al.* 2020.

2.4.5 Analyse de l'influence des situations environnementales sur la biomécanique de la propulsion en FRM

Les travaux présentés dans le chapitre 5 s'appuient sur les méthodologies présentées dans les deux précédents chapitres. Les objectifs associés à cette partie étaient les suivants :

- établir une base de données investiguant différentes situations environnementales et leur influence sur des grandeurs biomécaniques de la locomotion en FRM ;
- établir une classification des situations environnementales investiguées à partir de paramètres biomécaniques clefs qui pourraient représenter la difficulté physique de la locomotion dans ces situations.

2.4. SYNTHÈSE DE L'ÉTAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THÈSE



3

Contribution : Méthodes pour le traitement de données de capture du mouvement

3.1	Optimisation cinématique multi-corps	73
3.1.1	Introduction	73
3.1.2	Problème d'optimisation cinématique multicorps	74
3.1.3	Résultats	78
3.1.4	Discussion	81
3.1.5	Conclusion	82
3.2	Compensation d'artefacts de tissus mous	83
3.2.1	Introduction	83
3.2.2	Méthodes	85
3.2.3	Résultats	90
3.2.4	Discussion	90
3.3	Conclusion du chapitre	91

Comme énoncé précédemment, on s'intéresse dans ce chapitre à des méthodes pour le traitement des données de capture du mouvement, notamment comment résoudre l'étape d'optimisation cinématique multi-corps (OCM) en présence de boucles fermées dans la chaîne cinématique avec un temps de calcul restreint, et comment compenser les artefacts de tissus mous à l'épaule. Ces deux problématiques qui peuvent paraître distinctes de premier abord, s'inscrivent en réalité dans une démarche d'amélioration du suivi cinématique des membres supérieurs au cours de la locomotion en FRM.

Il a été démontré que l'utilisation de chaînes fermées permettait un meilleur suivi cinématique des membres supérieurs, notamment au cours de la locomotion en FRM (LAITENBERGER *et al.* 2014 ; HYBOIS *et al.* 2019b) ; cela dit, la résolution de l'étape d'OCM en présence d'une chaîne cinématique fermée est significativement plus longue qu'en l'absence de chaîne cinématique fermée (LIVET 2022). Il apparaît donc intéressant de pallier cette problématique afin de pouvoir intégrer l'utilisation de modèles ostéo-articulaires à chaînes fermées dans le traitement d'une cohorte expérimentale. De plus, le suivi de l'épaule est particulièrement complexe comme nous l'avons détaillé dans le chapitre précédent, ceci étant dû à la présence d'artefacts de tissus mous. Certaines études proposent d'utiliser un ancillaire de marqueurs, mais ils sont également sujets aux artefacts de tissus mous et donc il n'existe pas encore de consensus sur la méthodologie à employer pour le suivi de la scapula. Pour cela, on propose une méthodologie de calibration expérimentale comme étape de pré-traitement des données de la capture du mouvement.

Les travaux réalisés dans ce chapitre sont le fruit de la collaboration avec une doctorante de l'ENS Rennes, Claire Livet, et ont aboutis en un article (LIVET *et al.* 2022), ainsi qu'une communication orale (ROUVIER *et al.* 2022).

3.1 Optimisation cinématique multi-corps

3.1.1 Introduction

Le problème d'OCM, aussi parfois appelé cinématique inverse, est au cœur de la modélisation musculo-squelettique du mouvement, car il permet d'évaluer les coordonnées articulaires du sujet tout au cours du mouvement, qui seront ensuite dérivées pour calculer l'accélération et les actions mécaniques inter-segmentaires. De multiples méthodes ont été proposées pour résoudre le problème d'OCM : optimisation quadratique successive (DELP *et al.* 2007), l'algorithme de Levenberg-Marquardt (MULLER *et al.* 2017a ; VAN DEN BOGERT *et al.* 2013), approche bayésienne (FOHANNO *et al.* 2010), filtre de Kalman (BONNET *et al.* 2017 ; FOHANNO *et al.* 2014), ou algorithme de quasi-Newton (PATAKY *et al.* 2019). Cependant, plus rares sont les propositions de résolution du problème d'OCM prenant en compte les contraintes des fermetures géométriques (épaule, ou avant-bras). Il est possible d'intégrer ces contraintes anatomiques au problème d'OCM sous la forme de contraintes dures, c'est-à-dire interdisant strictement la violation des contraintes. Ces contraintes dures peuvent notamment être intégrées par des fonctions barrières dans une résolution par algorithme de point intérieur. Dans ce cas, l'algorithme effectue une descente de gradient, puis l'évaluation de la fonction barrière, puis la mise à jour des multiplicateurs de Lagrange jusqu'à convergence. Une telle résolution est coûteuse en temps de calcul, et il est souligné dans la littérature que l'ajout de contraintes non linéaires à un problème d'optimisation augmente significativement le temps de résolution du problème (par extension l'obtention des coordonnées articulaires).

Le problème d'OCM est, avec le problème d'estimation des efforts musculaires, une des étapes de la simulation musculosquelettique la plus coûteuse en temps de calcul. Ainsi, réduire le temps de calcul associé au problème d'OCM influe significativement sur le temps de calcul d'une simulation musculosquelettique complète, jusqu'à l'estimation des efforts musculaires. La réduction du temps de calcul de la simulation musculosquelettique est notamment intéressante pour traiter un grand nombre de données acquises simultanément au cours d'une campagne expérimentale sur une période restreinte. Un

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

temps de calcul plus faible accorde également plus de latitude aux chercheurs, en permettant de tester plus de paramètres expérimentaux ou effectuer plus de simulations, de se détacher de l'utilisation de noeuds de calculs partagés par toute une équipe, etc. Il est également important de conserver la prise en compte des contraintes anatomiques, puisqu'elles permettent des estimations plus fidèles des coordonnées articulaires (HYBOIS *et al.* 2019b; LAITENBERGER *et al.* 2014), ce qui est d'autant plus important pour l'estimation des actions mécaniques inter-segmentaires et des forces musculaires puisque celles-ci découlent entre autre de la dérivation des coordonnées articulaires.

Puisque l'étape d'évaluation de la fonction barrière rallonge le temps de calcul total de l'étape d'OCM, il pourrait être intéressant de ne pas définir de fonction barrière et d'ajouter les contraintes de cette fonction barrière directement à la fonction coût à minimiser. Nous proposons donc une reformulation des contraintes anatomiques via une méthode de pénalisation. Afin de quantifier les performances de cette proposition, une étude la comparant avec une méthode de référence a été réalisée. La méthodologie et les résultats de cette étude seront décrits par la suite.

Ces travaux ont été réalisés en collaboration avec Claire Livet, lors de son doctorat à l'ENS Rennes, et font l'objet d'un article (LIVET *et al.* 2022).

3.1.2 Problème d'optimisation cinématique multicorps

La méthode de référence (MR) ici considérée est une méthode de résolution par optimisation avec prise en compte des contraintes anatomiques dures. La méthode proposée (MP) ici est une méthode de résolution itérative avec prise en compte de contraintes anatomiques pénalisées.

3.1.2.1 Méthode de résolution par optimisation

La résolution par optimisation du problème d'OCM revient à résoudre le problème suivant :

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

$$\min_{q \in Q} \sum_{i=1}^m \|x_{exp}^i - x_{vir}^i(q)\|^2, \quad (3.1)$$

tel que $c(q) = 0$.

Où q et Q sont les vecteurs colonne coordonnées et amplitudes articulaires, x^i est la position dans le repère monde du marqueur (expérimental, ou virtuel) i , m le nombre de marqueurs, et $c(q)$ les contraintes anatomiques. Les contraintes des limites articulaires se retrouvent dans la condition $q \in Q$.

Le problème est résolu via un algorithme du point intérieur (BYRD *et al.* 1999; BYRD *et al.* 2000; WALTZ *et al.* 2006) avec une tolérance de 1.10^{-6} sur la norme de $c(q)$ et un critère de convergence de 1.10^{-6} sur la variation de la fonction coût $\sum_{i=1}^m \|x_{exp}^i - x_{vir}^i(q)\|^2$.

3.1.2.2 Méthode de résolution itérative

On définit une fonction de pénalisation des bords à dérivée continue g pour les limites articulaires :

$$g(q^k) = \begin{cases} 0 & \text{si } q^k \in [q_{min}^k, q_{max}^k] \\ (q^k - q_{min}^k)^2 & \text{si } q^k < q_{min}^k \\ (q^k - q_{max}^k)^2 & \text{si } q^k > q_{max}^k \end{cases} \quad (3.2)$$

Ainsi, si q est en dehors de ses limites articulaires, alors on pénalise la fonction coût par le carré de l'écart aux butées articulaires. La fonction de pénalisation des bords g est alors intégrée dans la fonction coût à minimiser pour la résolution itérative. De même, on pénalise la violation des contraintes $c(q)$ en intégrant leur norme dans la fonction coût. Le problème à résoudre peut donc être formulé comme suit :

$$\min_q \left(\sum_{i=1}^m \|x_{exp}^i - x_{vir}^i(q)\|^2 + \sum_{j=1}^{n_c} \|\gamma c^j(q)\|^2 + \sum_{k=1}^n \|\zeta g(q^k)\|^2 \right) \quad (3.3)$$

$\gamma \in \mathbb{R}$ et $\zeta \in \mathbb{R}$ sont les facteurs de pénalisation des contraintes $c(q)$ et des limites articulaires.

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

Ce problème d'optimisation est résolu en utilisant l'algorithme itératif de Levenberg-Marquardt (LEVENBERG 1944 ; MARQUARDT 1963 ; MORÉ 1978). L'algorithme de Levenberg-Marquardt est notamment utilisé pour réaliser des simulations musculo-squelettiques en temps réel (VAN DEN BOGERT *et al.* 2013). Les facteurs de pénalisation γ et ζ sont déterminés itérativement pour permettre une tolérance de violation de contraintes égale à celle choisie pour la résolution par optimisation, soit 1.10^{-6} . Les valeurs retenues sont $\gamma = 150$ et $\zeta = 20$. On définit à 1.10^{-6} la variation de la fonction coût pour atteindre la convergence.

3.1.2.3 Données expérimentales

Afin de pérenniser la méthode à des application autres que l'analyse de la locomotion en FRM, on a réalisé des simulations sur des essais de balayage des amplitudes articulaires du corps complet et de lancer. On ne présente ici que les essais de lancer. Les essais ont été empruntés à CRUZ RUIZ *et al.* 2017 avec l'accord des sujets. Il était demandé aux sujets de jeter une balle sur une cible statique à différentes distances. Cinq sujets de cette cohorte furent utilisés pour cette étude avec dix-huit essais par sujet.

3.1.2.4 Modèles ostéoarticulaires

Le modèle en boucle fermée est un modèle du membre supérieur de 15 solides décrivant le mouvement de 58 coordonnées articulaires q . 3.1

Le modèle d'avant-bras est une boucle fermée entre l'humérus, le radius, et l'ulna (PENNESTRÌ *et al.* 2007), et le modèle d'épaule est une boucle fermée entre le thorax, la clavicule, et la scapula. Le modèle d'épaule sera décrit plus en profondeur au chapitre suivant. Les mensurations des modèles génériques sont définies anthropométriquement (DUMAS *et al.* 2007 ; PENNESTRÌ *et al.* 2007 ; SETH *et al.* 2016), puis mises à l'échelle selon une méthode par optimisation des longueurs segmentaires, centres articulaires, et positions des marqueurs implémentée dans CusToM (MULLER *et al.* 2019 ; PUCHAUD *et al.* 2020).

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

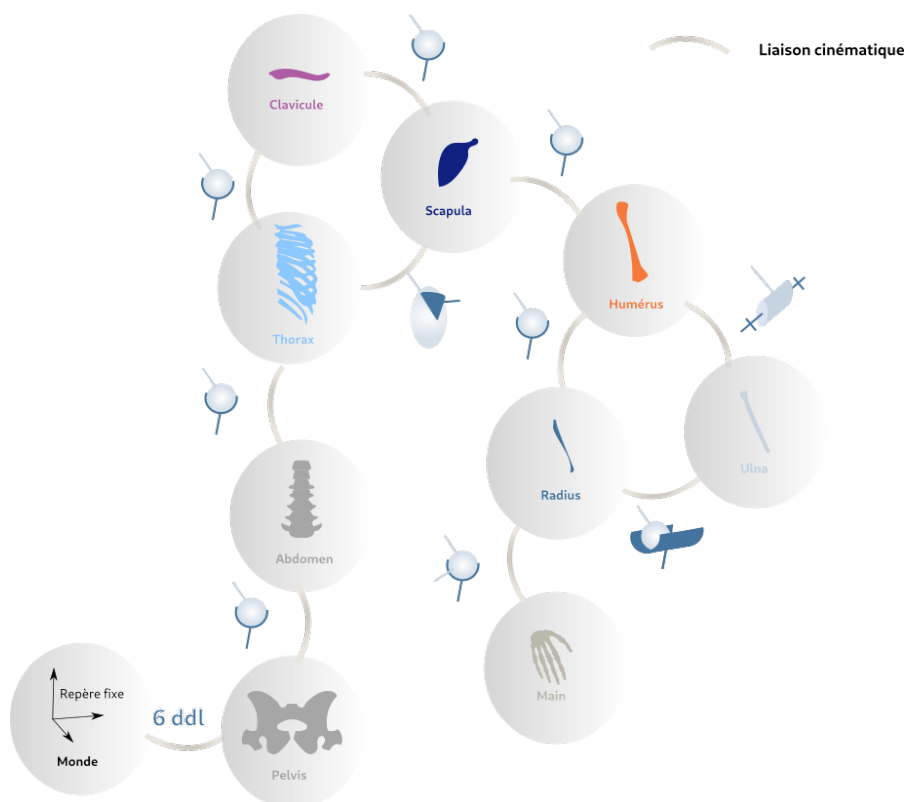


FIGURE 3.1 – Graphe de connectivité de la moitié du modèle en boucle fermée. L'autre moitié (non représentée) contient l'autre scapula, clavicule, humérus, ulna, radius et main. (LIVET 2022)

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

3.1.2.5 Critères de comparaison

Les méthodes sont comparées selon différentes métriques :

- Fréquence de calcul (Hz) : inverse du temps nécessaire pour résoudre le problème d'optimisation cinématique multicorps pour un instant d'essai ;
- Erreur de reconstruction (cm) : racine de la moyenne du carré des erreurs entre les marqueurs expérimentaux et virtuels ;
- Violation des contraintes (position : cm / rotation : sans unité) : norme des contraintes de position et de rotation de fermeture de boucle ;
- Violation des limites (glissière : cm / pivot : °) : racine de la fonction de pénalisation des bords $g(q)$. Une violation des limites à 0 signifie que toutes les coordonnées se trouvent dans l'amplitude articulaire ;
- Différence des coordonnées articulaires (cm ou °) : racine de la moyenne du carré des erreurs entre les coordonnées articulaires résultants de la résolution par optimisation et celles issues de la résolution itérative.

On définit un seuil de significativité des différences des coordonnées articulaires à partir de l'incertitude liée au bruit issu de la capture du mouvement. L'incertitude sur la position des marqueurs expérimentaux est évaluée à un millimètre dans la littérature (CHÈZE 2014). On considère alors un déplacement d'un marqueur de la main et du pied d'un 1 mm dans toutes les directions (soit un déplacement de norme 1,7 mm), et on observe l'influence de ce déplacement sur la position du pelvis et l'articulation de la hanche après une étape d'OCM. La différence maximale obtenue sur l'articulation de la hanche est de 5,7 °. Cette valeur sera donc utilisée par la suite comme valeur seuil de significativité des différences des coordonnées articulaires obtenues entre les deux méthodes étudiées.

3.1.3 Résultats

Les résultats pour la fréquence de calcul, l'erreur de reconstruction, la violation des contraintes, la violation des limites, et la différence des coordonnées articulaires sont rassemblés dans les Tableaux 3.1 et 3.2. Les résultats selon la différence des coordon-

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

nées articulaires ne sont renseignés que pour MP car elles sont calculées à partir des coordonnées articulaires de MR.

3.1.3.1 Erreur de reconstruction

L'erreur de reconstruction est inférieure à deux centimètres pour tous les sujets et sur tous les essais. Les deux méthodes résultent en des erreurs de reconstruction similaires. L'erreur de reconstruction est même légèrement plus faible pour MP que pour MR, ce qui peut être expliqué par le fait que les contraintes étaient relaxées, ce qui a permis à l'algorithme d'optimisation de trouver un meilleur minimum local.

3.1.3.2 Violation des contraintes

On affiche sur le tableau 3.1 la norme de la violation des contraintes en position et en rotation pour les deux méthodes. Cependant, ce n'est pas comme cela qu'elles sont prises en compte par l'algorithme d'optimisation sous contraintes de MR. En effet, l'algorithme évalue la fonction barrière comme la norme de violation des contraintes de tout type, il calcule donc la norme d'un vecteur colonne qui comprend des distances ainsi que des angles. Par souci d'homogénéité, les violations des contraintes sont étudiées ici par type (position, rotation).

Pour MR, les normes de violation de contraintes de position et de rotation sont de $6,60 \cdot 10^{-10}$ cm et de $7,97 \cdot 10^{-10}$ rad, inférieures à $1 \cdot 10^{-6}$ (m ou rad) qui était le seuil de violation de contraintes imposé.

Pour MP, les normes de violation de contraintes de position et de rotation sont de $1,12 \cdot 10^{-4}$ cm ($1,12 \cdot 10^{-6}$ m) et de $3,23 \cdot 10^{-7}$ rad, donc inférieures ou égales au seuil imposé pour MR. Cela dit, on observe un rapport entre 10^3 à 10^6 pour le respect des contraintes entre MR et MP. On considère tout de même que MP est une solution convenable pour le respect des contraintes car elle résulte en des normes de violation de contraintes inférieures au seuil défini.

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

	Fréquence de calcul (Hz)	Erreur de reconstruction (cm)	Violation des contraintes	
			Position (cm)	Rotation (sans unité)
MR	$64,7 \cdot 10^{-2}$ ($4,05 \cdot 10^{-2}$)	$1,65$ ($3,8 \cdot 10^{-3}$)	$6,60 \cdot 10^{-10}$ ($1,32 \cdot 10^{-9}$)	$7,97 \cdot 10^{-10}$ ($5,26 \cdot 10^{-8}$)
MP	9,80 (1,98)	$1,63$ ($3,8 \cdot 10^{-3}$)	$1,12 \cdot 10^{-4}$ ($1,54 \cdot 10^{-4}$)	$3,23 \cdot 10^{-7}$ ($2,06 \cdot 10^{-6}$)

TABLE 3.1 – Moyenne et écart-type (entre parenthèses) pour chaque performance des résolutions pour les différents types de modèles et d'essais. MR et MP sont respectivement la méthode de référence et la méthode proposée.

3.1.3.3 Violation des limites articulaires

La violation des limites articulaires pour MR est systématiquement nulle. Sur l'ensemble des essais, l'excès des limites articulaires maximal est de $3,73^\circ$ pour MP. Cette valeur est inférieure au seuil de significativité de la capture du mouvement défini plus haut ($5,7^\circ$). Les limites pour les glissières n'ont jamais été dépassées sur l'ensemble des essais et des sujets.

3.1.3.4 Différence des coordonnées articulaires

Sur les liaisons glissières du modèle, MP estime des coordonnées articulaires sensiblement égales à celles de MR, en effet, la différence moyenne de coordonnées articulaires est de $10,4 \cdot 10^{-2}$ cm, ce qui est inférieur au bruit de la capture du mouvement (1 mm). En rotation, la différence moyenne des coordonnées articulaires estimées est de $1,67^\circ$, ce qui est inférieur au seuil de significativité défini plus haut ($5,7^\circ$).

3.1.3.5 Gain en temps de calcul

Il existe un rapport 15 entre les fréquences de calcul de MR et de MP : $64,7 \cdot 10^{-2}$ Hz pour MR, et 9.80 Hz pour MP.

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

	Violations des limites		Différence des coordonnées articulaires	
	Liaisons glissière (cm)	Liaisons pivot (°)	Liaisons glissière (cm)	Liaisons pivot (°)
MR	0	0	N.A.	N.A.
MP	0	$4,73 \cdot 10^{-4}$ ($2,00 \cdot 10^{-3}$)	$10,4 \cdot 10^{-2}$ ($12,2 \cdot 10^{-2}$)	1,67 (3,35)

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

3.1.4 Discussion

3.1.4.1 Erreur de reconstruction

SETH *et al.* 2016 rapportent une erreur de reconstruction maximale de 0,19 cm pour un essai de flexion de l’épaule (capture de mouvement à partir de pins intracorticaux), tandis que LAITENBERGER *et al.* 2014 rapportent une erreur de reconstruction moyenne inférieure à 0,5 cm pour des essais de flexion de l’avant-bras. La moyenne de l’erreur de reconstruction pour MR est de 1,65 cm et de 1,63 cm pour MP. L’écart entre les erreurs de reconstructions ici obtenues et la littérature peut s’expliquer par : l’absence de mise à l’échelle des ellipsoïdes des liaisons scapulothoracique, tandis que SETH *et al.* 2016 ont mis à l’échelle l’ellipsoïde du modèle à partir de données de capture du mouvement basée sur des pins intracorticaux, ainsi que les artefacts de tissus mous qui nuisent au suivi par marqueurs opto-électroniques alors que ce n’est pas le cas pour les pins intracorticaux.

3.1.4.2 Fiabilité de la méthode de référence

Une des raisons de la possible différence des coordonnées articulaires estimées peut être que MP permet des dépassements des butées articulaires – certes pénalisés, mais autorisés. La MR cependant doit trouver une autre configuration articulaire plutôt que dépasser la butée articulaire pour quelques instances de la reconstruction, ce qui peut résulter en de fortes accélérations physiologiquement peu probables. Cette hypothèse soulève notamment le problème de l’absence de conditions de continuité de la

3.1. OPTIMISATION CINÉMATIQUE MULTI-CORPS

dérivée des coordonnées articulaires dans la résolution du problème d'OCM.

3.1.4.3 Sélection des facteurs de pénalisation

Les facteurs de pénalisation ont été déterminé itérativement pour obtenir des valeurs de violation de contraintes et de limites similaires. Cela dit, à la lueur de cette étude, les contraintes sont mille fois à un million de fois moins respectées par MP que par MR. De même, la violation des butées articulaires de rotation n'est pas nulle avec les coordonnées articulaires estimées par MP alors qu'elles le sont avec MR. On peut se questionner sur la qualité des facteurs de pénalisation sélectionnés, comme sur l'influence que ces violations ont sur la véracité anatomique des cinématiques reconstruites.

3.1.4.4 Choix de l'algorithme de résolution du problème

Les algorithmes ici présentés sont l'algorithme du point-intérieur pour MR et l'algorithme de Levenberg-Marquardt pour MP. Il existe cela dit d'autres algorithmes de résolution du problème d'OCM avec pénalisation des contraintes. En effet, il pourrait être intéressant de comparer les performances de MP à l'utilisation d'un filtre de Kalman (FOHANNO *et al.* 2014), à une approche bayésienne (SERRIEN *et al.* 2020), ou encore à des méthodes de gradient conjugué (SAMY *et al.* 2019).

3.1.5 Conclusion

Deux méthodes de résolution du problème d'OCM ont été comparées : une première méthode à contraintes dures ; et une seconde méthode, proposée par cette étude, avec pénalisation des contraintes. Ces deux méthodes ont été comparées en utilisant des données expérimentales et un modèle des membres supérieurs comportant des boucles fermées.

Les performances sont meilleures pour la méthode proposée, mais quelques coordonnées articulaires avaient des valeurs différentes d'une méthode à l'autre. Une étude de sensibilité sur les facteurs de pénalité pourrait être réalisée afin de mieux comprendre

3.2. COMPENSATION D'ARTEFACTS DE TISSUS MOUS

leur influence sur la solution obtenue et mieux informer quant à leur sélection.

Les objectifs de ce chapitre étaient de définir des méthodes pour permettre un meilleur suivi de l'épaule, en prenant notamment en compte les contraintes de chaîne cinématique fermée. On s'est intéressé dans cette première partie à l'amélioration des méthodes déjà existantes qui permettaient de résoudre l'étape d'OCM en considérant des chaînes cinématiques fermées mais qui étaient peu performantes en temps de calcul. Les performances de la méthode proposée, avec pénalisation des contraintes et algorithme de Levenberg-Marquardt, étant validées par rapport à nos objectifs, sera employée pour la suite des travaux présentés dans ce manuscrit.

La prochaine partie de ce chapitre s'intéresse à la définition d'un protocole de mesure et de suivi de la scapula, dont le consensus dans l'état de l'art était absent.

3.2 Compensation d'artefacts de tissus mous

3.2.1 Introduction

Deux tiers des utilisateurs de FRM rapportent souffrir ou avoir souffert de douleurs à l'épaule. Pour favoriser la compréhension de ces troubles, il est crucial de quantifier la cinématique et la cinétique de l'épaule pendant la locomotion en FRM. Cependant, les artefacts de tissus mous sont particulièrement présents au niveau de la scapula, rendant difficile le suivi précis du mouvement de l'os (ŠENK et CHÈZE 2010), ce qui a incité les chercheurs à proposer des méthodes de compensation basées sur des clusters de marqueurs posés sur l'acromion ou sur l'épine de la scapula accompagné d'une pose de calibration (LEMPEREUR *et al.* 2014). En dehors des méthodes invasives ou irradiantes, la méthode de référence pour localiser l'os de la scapula est basée sur la palpation externe, généralement à l'aide d'un *Scapula Palpator* (SP, ou *Scapula Locator*) (MICHAUD *et al.* 2017 ; GROOT *et al.* 1999).

Le SP prend la forme d'un compas sur lequel sont montés trois pointeurs sur glissière. Les pointeurs sont utilisés pour repérer la position de points anatomiques de la scapula, notamment *Angulus Acromialis* (AA), *Angulus Inferior* (AI), et *Trigonum Spinae* (TS). L'ouverture du compas ainsi que les glissières des pointeurs permettent de régler

3.2. COMPENSATION D'ARTEFACTS DE TISSUS MOUS

le scapula locator à la morphologie du sujet. Également, sur chacun des pointeur est monté un marqueur opto-électronique 3.2. La méthode non-invasive et non-irradiante de référence pour suivre le mouvement de la scapula consiste en la calibration d'un cluster de marqueurs posé sur l'épine de la scapula ou l'acromion à partir d'une position statique capturée avec SP. La position du cluster est exprimée dans le repère de la scapula, qui est défini à partir de la mesure du SP, sur une position statique. Une matrice de transformation du repère cluster au repère scapula est donc définie pour cette position statique. Lors de la reconstruction du suivi cinématique, le repère de la scapula est défini à partir du repère du cluster auquel est appliqué la transformation statique.

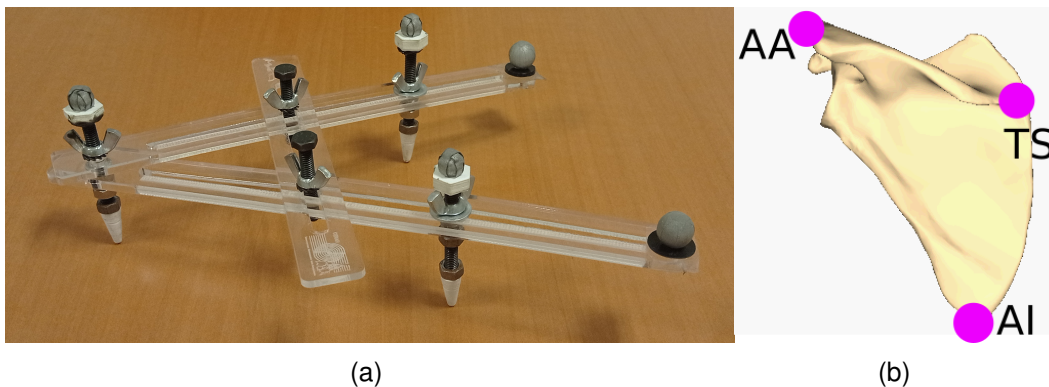


FIGURE 3.2 – (a) Photographie du *scapula palpator* utilisé pour cette étude. Les cônes blanc sont les pointeurs anatomiques utilisés pour palper la scapula, sur lesquels sont montés des marqueurs opto-électroniques. Deux marqueurs techniques supplémentaires sont présents pour aider à la reconstruction. Les systèmes vis-écrou agissent comme les liaisons pivot glissant permettant les mobilités du *scapula palpator*. On retrouve les points anatomique à suivre sur (b).

Dans cette étude, nous proposons de comparer la cinématique de la scapula reconstruite à partir d'un cluster de marqueurs avec compensation des artefacts de tissus mous basée sur une ou deux positions statiques de calibration pendant la phase de poussée avec la méthode de référence utilisant un SP.

3.2.2 Méthodes

Les deux méthodes de calibration proposées dans cette étude sont :

- Rigide : transformation rigide du repère du cluster vers le repère du SP à partir d'une pose correspondant au milieu de la phase de propulsion.
- Linéaire : Transformation linéaire du repère du cluster vers le repère du SP au cours de la propulsion. La transformation est calculée en utilisant l'interpolation linéaire sphérique (JAFARI et MOLAEI 2014) par rapport à la position du repère du cluster. La position du repère du cluster est comparée à sa position en début de phase de propulsion et à sa position en fin de phase de propulsion.

3.2.2.1 Méthode de calibration rigide

Pour la méthode de calibration rigide, on cherche à reconstruire la position de la scapula à partir de la position du cluster au cours du mouvement en utilisant la pose de calibration. La pose de calibration permet de définir une rotation et une translation à appliquer entre le cluster et la scapula sur l'ensemble du mouvement 3.3. Le calcul de cette rotation et translation est détaillé ci-après.

On définit le repère associé au cluster de marqueur spinal à partir de la position de ses trois marqueurs (qui ne sont pas alignés). On nomme $(O_{cluster}, \overrightarrow{e_{x,cluster}}, \overrightarrow{e_{y,cluster}}, \overrightarrow{e_{z,cluster}})$ ce repère et on définit alors la matrice homogène du repère du cluster dans le repère monde comme : $T_{monde}^{cluster} = (\overrightarrow{e_{x,cluster}} \overrightarrow{e_{y,cluster}} \overrightarrow{e_{z,cluster}} \overrightarrow{OO_{cluster}})$.

De manière analogue, on définit le repère associé au SP à partir des marqueurs associés aux pointeurs de AA, AI, et TS de la scapula. Ces trois marqueurs ne sont pas non plus alignés. On nomme T_{monde}^{sp} la matrice homogène du repère du SP dans le repère monde.

On peut alors calculer la matrice homogène du repère du SP dans le repère du cluster spinal : $T_{cluster}^{sp} = T_{monde}^{cluster^{-1}} T_{monde}^{sp}$. Cette matrice homogène permet entre autre de calculer la position de points dans le repère du SP à partir du position dans le repère du cluster. On nomme $T_{cluster_{calib}}^{sp}$ la matrice homogène entre le repère du SP et le repère du cluster calculée dans la position de calibration.

On peut alors reconstruire tout au cours du mouvement la position du SP 3.3 en cal-

3.2. COMPENSATION D'ARTEFACTS DE TISSUS MOUS

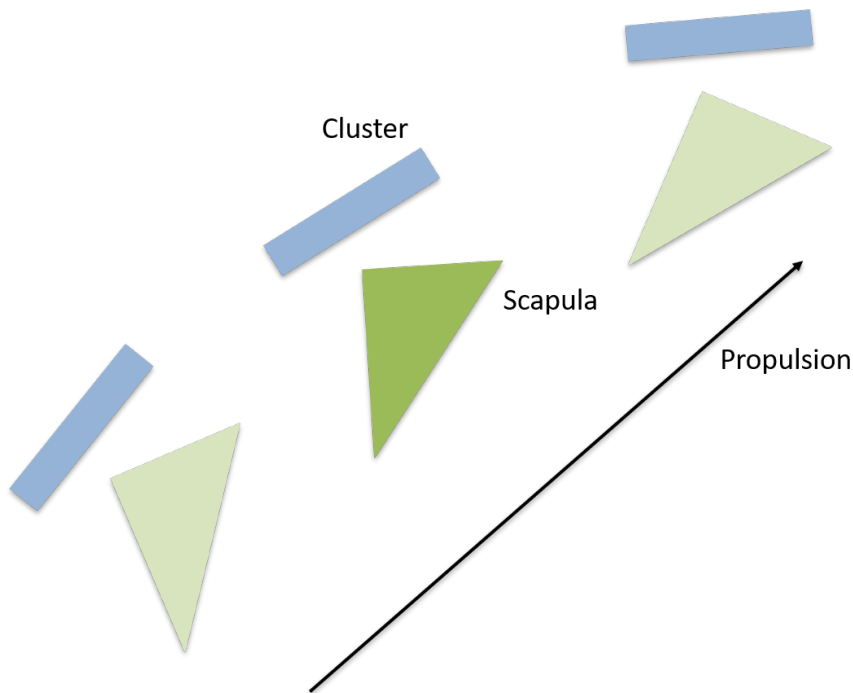


FIGURE 3.3 – Schéma représentant le mouvement de la scapula reconstruite à partir du mouvement du cluster (cluster) selon la méthode de calibration rigide. L'orientation et la position de la scapula par rapport à la cluster sont les mêmes tout au long du mouvement.

culant T_{monde}^{sp} la matrice homogène du repère du SP dans le repère monde à partir de $T_{monde}^{cluster}$ et $T_{cluster_{calib}}^{sp}$:

$$T_{monde}^{sp} = T_{monde}^{cluster} T_{cluster_{calib}}^{sp} \quad (3.4)$$

La position de la scapula est alors reconstruite à partir de la position des pointeurs AA, AI, et TS du SP : le repère de la scapula est reconstruit à partir d'une translation de huit centimètres des trois pointeurs selon la normale du SP, ce qui correspond à la longueur des pointeurs anatomiques montés sur le SP.

La position utilisée pour le calcul de la matrice homogène de calibration est une position représentative du milieu de la phase de propulsion.

3.2.2.2 Méthode de calibration linéaire

Pour la méthode de calibration linéaire, on cherche à reconstruire la position de la scapula à partir de la position du cluster au cours du mouvement en utilisant deux po-

3.2. COMPENSATION D'ARTEFACTS DE TISSUS MOUS

sitions de calibration 3.4. Les deux positions de calibration permettent de définir une interpolation linéaire pour les rotations et les translations à appliquer entre le cluster et la scapula sur l'ensemble du mouvement.

De manière analogue à la méthode de calibration rigide, on calcule la matrice homogène du repère du SP dans le repère du cluster aux deux positions de calibration :

$$T_{cluster_1}^{sp} \text{ et } T_{cluster_2}^{sp}$$

Pour calculer la matrice homogène à appliquer entre les deux positions statiques, on définit une interpolation linéaire entre les matrices homogènes aux deux positions. Pour cela, on utilise la méthode d'interpolation linéaire sphérique (ou SLERP) SHOEMAKE 1985 pour la matrice de rotation contenue dans la matrice homogène. Le vecteur translation contenu dans la matrice homogène est défini par une simple interpolation linéaire :

$$\overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_p}} = \overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_1}} + \frac{\|\overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_p}} - \overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_1}}\|}{\|\overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_2}} - \overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_1}}\|} \overrightarrow{O_{cluster}O_{sp_2}} \quad (3.5)$$

Où $O_{cluster}$ et O_{sp} sont respectivement les centres des repères du cluster et du SP. Les indices $p, 1, 2$ correspondent aux positions à reconstruire, à la première position de calibration, et à la seconde position de calibration.

La méthode d'interpolation linéaire sphérique est à appliquer sur des quaternions, on transforme alors la matrice de rotation entre le SP et le cluster en quaternion : Soit

une matrice $\begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix}$, le quaternion $q = (x, y, z, w)$ qui y est associé est

obtenu en résolvant le système d'équations suivant :

$$\begin{cases} 1 + m_{11} + m_{22} + m_{33} = 4x^2 \\ m_{21} + m_{12} = 4xy \\ m_{31} + m_{13} = 4xz \\ m_{23} - m_{32} = 4xw \end{cases} \quad (3.6)$$

Il existe plusieurs manières de résoudre ce système selon les coefficients de la matrice de rotation. On utilise ici, l'algorithme de Mathworks®, *rotm2quat* intégré à MATLAB®.

L'interpolation linéaire sphérique est alors définie comme suit :

$$q_p = q_1(q_1^{-1}q_2)^p \quad (3.7)$$

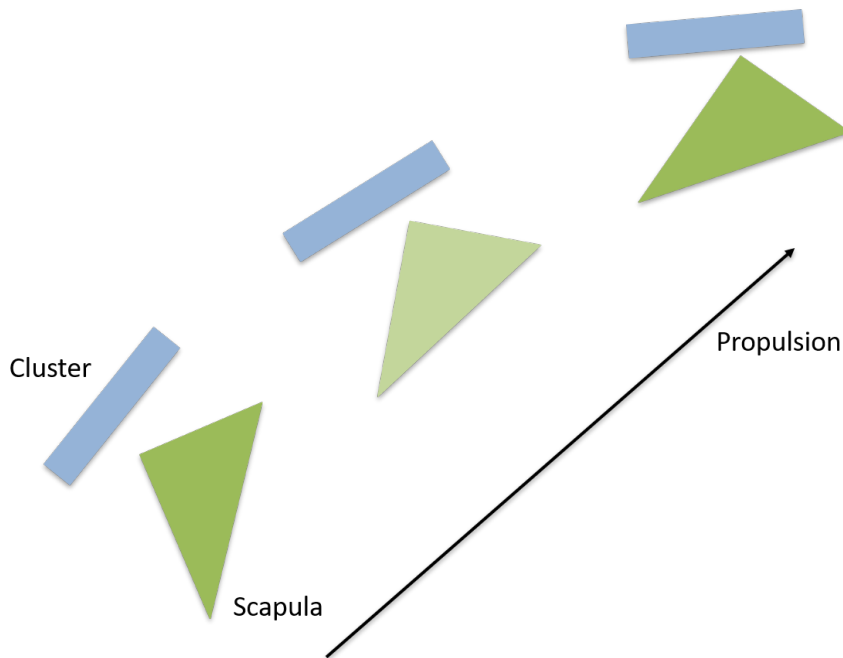


FIGURE 3.4 – Schéma représentant le mouvement de la scapula reconstruite à partir du mouvement du cluster (cluster) selon la méthode de calibration linéaire. L'orientation et la position de la scapula par rapport à le cluster évoluent linéairement entre la position de début et de fin

Où q_p , q_1 , q_2 sont les quaternions de la position sur laquelle on applique la transformation, et des deux positions de calibration ; p est le facteur d'interpolation. Comme pour l'interpolation linéaire de la translation, $p = \frac{\|O_{cluster}O_{sp_p} - O_{cluster}O_{sp_1}\|}{\|O_{cluster}O_{sp_2} - O_{cluster}O_{sp_1}\|}$. Le quaternion alors interpolé, q_p est transformé en une matrice de rotation équivalente, et on peut alors construire la matrice homogène interpolée du repère du SP dans le repère du cluster.

On peut alors reconstruire tout au cours du mouvement la position du SP à partir de la position du cluster spinal. La position de la scapula est alors reconstruite de manière analogue à la méthode de calibration rigide, en appliquant une translation de huit centimètres selon la normale du SP aux trois pointeurs de AA, AI, et TS.

Les positions utilisées pour la double calibration sont des positions représentatives de début et de la fin de la phase de propulsion.



FIGURE 3.5 – Photographie du système expérimental avec le sujet équipé de marqueurs, dont un cluster de marqueur (à droite et à gauche), assis dans l'ergomètre statique. L'expérimentateur tient le SP et suit le mouvement de la scapula droite du sujet

3.2.2.3 Expérimentations

Pendant les expérimentations, cinq utilisateurs de FRM équipés d'un cluster posé sur l'épine de la scapula étaient assis dans un ergomètre statique et devaient reproduire la locomotion de FRM au ralenti. Un expérimentateur suivait le mouvement de la scapula droite avec un SP3.5. Les sujets ont effectué entre 2 et 6 essais de 5 cycles de propulsion (10 à 30 cycles par sujet). Des positions de calibration ont été extraites de chaque essai et ont servi à reconstruire les marqueurs du SP à partir du cluster.

3.2.2.4 Critère de comparaison des méthodes de calibration

A partir de la reconstruction du SP, on peut reconstruire la position des marqueurs des pointeurs de AA, AI, et TS. Grâce au suivi expérimental de la scapula avec le SP au cours du mouvement de propulsion, on peut comparer la reconstruction de la position des marqueurs du SP à leur position expérimentale. On évalue alors les deux méthodes de calibration à partir d'une comparaison faite par l'intermédiaire de l'erreur

3.2. COMPENSATION D'ARTEFACTS DE TISSUS MOUS

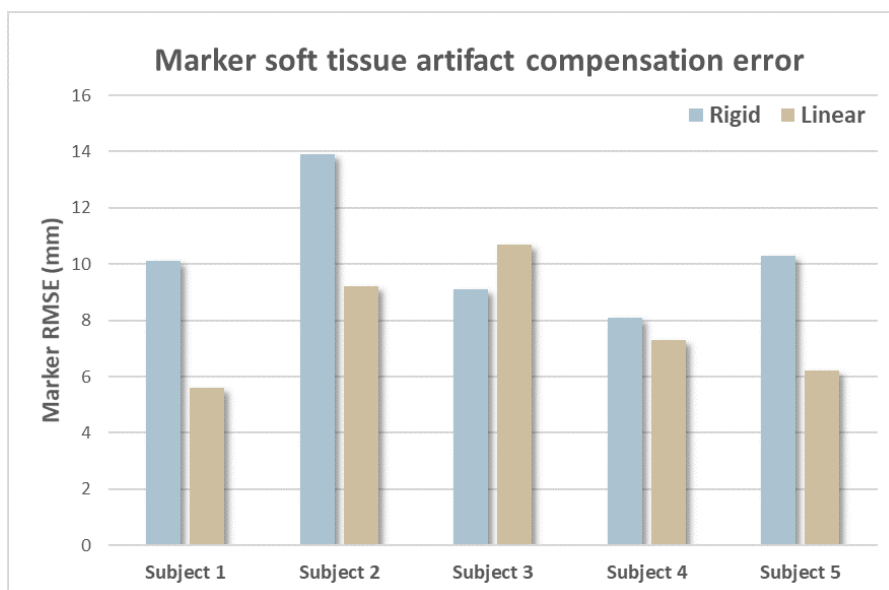


FIGURE 3.6 – Histogramme représentant la différence d'erreur quadratique moyenne entre la méthode de calibration rigide et linéaire

quadratique moyenne (RMSE). La comparaison des reconstructions à une approximation expérimentale d'une méthode de référence pour le suivi de la scapula au cours d'un mouvement (puisque la palpation et le SP sont des méthodes de référence définies d'abord pour des positions statiques) permet ainsi d'évaluer l'efficacité de la reconstruction pour compenser les artefacts de tissus mous lors du suivi de la scapula dans l'étude de la locomotion en fauteuil roulant manuel.

3.2.3 Résultats

Les résultats montrent une réduction de la RMSE pour 4 sujets en utilisant la méthode de calibration à 2 positions par rapport à la méthode à une seule position. Avec cette méthode, la RMSE se situe entre 0,56 cm et 1,07 cm pour l'ensemble de la cohorte.

3.2.4 Discussion

Cette étude montre des résultats encourageants avec la méthode de calibration à deux positions, avec des RMSE inférieures à l'erreur de la référence elle-même, comme

3.3. CONCLUSION DU CHAPITRE

indiqué par DE GROOT 1997 (c'est-à-dire 1,1 cm avec un SP). Si l'on peut supposer qu'un plus grand nombre de positions de calibration améliorerait encore la cinématique reconstruite de la scapula, les deux positions pourraient fournir un compromis acceptable entre la précision des résultats et le temps consacré à la calibration du modèle.

Il serait de plus intéressant de représenter l'erreur de reconstruction au cours du cycle de propulsion, afin de déterminer si l'erreur est constante ou bien évolue selon la phase de propulsion ou de roue libre. Au cours de la phase de roue libre, l'utilisateur, en fonction de sa stratégie de propulsion, lève le bras plus ou moins en abduction ; mais au cours de la phase de propulsion, l'abduction du bras est constante. Ainsi, les mouvements du bras (et donc de l'épaule d'après les équations de DE GROOT et BRAND 2001) en abduction ne sont pas représentés par l'interpolation qui est effectué entre deux positions de la phase de propulsion. Si l'erreur de reconstruction se trouve majoritairement en phase de roue libre, alors cela réduirait notamment l'incertitude des données cinématiques au cours de la phase de propulsion, là où les membres supérieurs subissent leurs plus fortes sollicitations.

Pour valider la méthode, des données de suivi cinématique de la scapula avec SP ont été utilisées (LOMBART *et al.* 2017). Cela dit, l'incertitude de mesure du SP rapporté par DE GROOT 1997 est évaluée sur des essais statiques. Il est probable que l'incertitude de mesure du SP en suivi cinématique (alors même que l'utilisateur effectuait un mouvement au ralenti) soit plus élevée que celle rapportée.

3.3 Conclusion du chapitre

L'objectif de ce chapitre était d'améliorer le processus de traitement des données de la capture du mouvement en réduisant le temps de calcul associé à l'étape d'OCM en présence de chaînes cinématiques fermées, ainsi que de définir une méthode de compensation des artefacts de tissus mous présents à l'épaule.

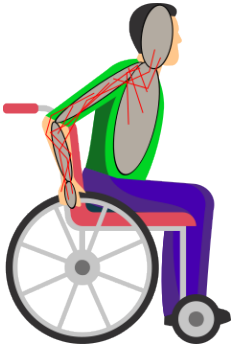
On a pour cela développé une méthode de résolution de l'étape d'OCM qui pénalise les contraintes induites par la présence de chaînes fermées dans la fonction coût, ensuite minimisée par un algorithme de Levenberg-Marquardt. On a comparé l'utilisation

3.3. CONCLUSION DU CHAPITRE

de cette méthode contre la méthode initialement employée dans CusToM selon des critères de temps de calcul, de proximité des solutions de l'étape d'OCM, de violation des contraintes de fermeture cinématique ainsi que de butées articulaires. La méthode proposée est neuf fois plus rapide que la méthode initiale et aboutit à des solutions similaires en coordonnées articulaires et qui ne dépassent pas les seuils de violation de contraintes imposés. Il apparaît donc que la méthode proposée est nettement plus intéressante que l'initiale pour son utilisation dans le traitement de données expérimentales. Cela est d'autant plus intéressant qu'un des objectifs du projet est de mener une campagne expérimentale sur une grande quantité de situations reproduites sur simulateur.

On s'est également intéressé à une proposition de méthodologie expérimentale par double calibration des marqueurs de suivi cinématique de la scapula. Pour cela, on réalise deux captures statiques avec un SP en début et fin de propulsion et on recalcule les marqueurs de l'ancillaire posé sur la scapula au cours de la propulsion par une interpolation linéaire sphérique. Cette méthodologie permet d'aboutir à une incertitude d'estimation de la position de la scapula de l'ordre de l'incertitude de mesure de l'équipement utilisé. Cette méthodologie sera donc mise en place au cours de la campagne expérimentale menée au cours de cette thèse afin de permettre un meilleur suivi de la scapula en mouvement durant la propulsion.

Afin de pouvoir traiter les données expérimentales qui serviront à l'analyse des grands biomécaniques de la locomotion en FRM, il fallait définir : (i) un processus de traitement des données de la capture du mouvement prenant en compte le détail des mobilités de l'épaule ; (ii) définir un modèle musculo-squelettique de l'utilisateur de FRM. Le processus de traitement des données de la capture du mouvement établi, on s'intéresse dans le chapitre suivant à la définition du modèle musculo-squelettique de l'utilisateur. Tout comme les travaux du présent chapitre devaient prendre en compte des mobilités détaillées à l'épaule, le modèle musculo-squelettique défini dans le chapitre suivant devra prendre en compte ces mobilités également.



4

Contribution : Modélisation musculo-squelettique de l'utilisateur en fauteuil roulant manuel

4.1	Positionnement du modèle	96
4.1.1	Cahier des charges	96
4.1.2	Choix réalisés	96
4.2	Modélisation ostéo-articulaire	97
4.2.1	Formalisme	97
4.2.2	Modèle ostéo-articulaire de l'utilisateur de FRM	99
4.2.3	Synthèse	104
4.3	Modélisation musculaire	105
4.3.1	Positionnement du problème	105
4.3.2	Modèle musculo-tendineux de l'utilisateur de FRM	108
4.4	Mise à l'échelle des modèles	113
4.4.1	Description de la méthode	114
4.4.2	Adaptation de la méthode au modèle de membres supérieurs	116
4.4.3	Mise à l'échelle des paramètres musculaires	122
4.4.4	Synthèse de la méthode de mise à l'échelle	123
4.5	Conclusion du chapitre	125

Comme décrit dans la revue de littérature, les modèles musculo-squelettiques font partie des outils les plus utilisés pour l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM. L'objectif de cette partie est de présenter les méthodes de modélisation développées au cours des travaux de thèse. Le développement d'outils de modélisation ainsi qu'un modèle adapté à la locomotion en FRM a nécessité trois étapes de travail. La première sur le développement de la chaîne cinématique des mouvements mis en œuvre en FRM, en particulier la cinématique de l'épaule. La deuxième porte sur la modélisation du système musculo-tendineux, c'est-à-dire la chaîne d'actionnement du modèle. La troisième s'intéresse à la mise à l'échelle des modèles définis précédemment. Cette étape adapte le modèle aux spécificités de l'individu.

Dans la littérature, la modélisation musculo-squelettique est souvent utilisée pour analyser la biomécanique de la locomotion en FRM. Néanmoins, parmi les modèles utilisés dans la littérature de la locomotion en FRM, seuls deux proposent un suivi cinématique de l'épaule précis, et l'un de ses modèles (DSEM, HELM 1994) nécessite un long temps de calcul au cours de l'étape d'OCM et de dynamique inverse. L'autre modèle, proposé par HYBOIS *et al.* 2019b; HYBOIS *et al.* 2019a; PUCHAUD *et al.* 2019, permet un suivi cinématique de la scapula précis, mais ne permet pas de calculer les couples et efforts inter-articulaires au sein de ses chaînes fermées, et ne permet que de mettre à l'échelle l'épaule de manière restreinte. Pour répondre à la problématique de thèse, il est décidé de développer un modèle dans l'environnement CusToM (MULLER *et al.* 2019), à partir des travaux de HYBOIS *et al.* 2019b; HYBOIS *et al.* 2019a; PUCHAUD *et al.* 2019.

Ces travaux ont abouti la définition d'un modèle musculo-squelettique personnalisable à l'utilisateur de FRM étudié. Un tel modèle doit permettre notamment de comprendre comment les muscles sont recrutés pendant la propulsion en FRM et à terme, permettre de calculer les efforts de contact inter-articulaire.

Le développement de ces méthodes de modélisation et de ce modèle a également bénéficié de travaux conjoints avec plusieurs doctorants et stagiaires au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et de l'ENS Rennes. Ces collaborations ont entre autres débouché sur l'écriture de deux articles ainsi qu'une communication orale (LIVET *et al.* 2021a; LIVET *et al.* 2022; LIVET *et al.* 2021b). Une thèse, menée par

Antoine Raud, débutée en 2022 au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak utilise le modèle développé et continue d'investiguer sa mise à l'échelle.

4.1 Positionnement du modèle

4.1.1 Cahier des charges

Afin d'étudier la locomotion en FRM, le développement du modèle musculo-squelettique de l'utilisateur doit répondre aux exigences suivantes :

- permettre l'étude de la cinématique, tenant compte de fermetures géométriques, des membres supérieurs, notamment de l'épaule, à partir de données de capture du mouvement ;
- permettre l'étude de la dynamique articulaire, tenant compte de fermetures géométriques, des membres supérieurs, notamment de l'épaule, à partir de données de capture du mouvement, des données d'action mécanique sur les mains courante, et des résultats de l'étude cinématique ;
- permettre l'étude des activations musculaires, tenant compte de fermetures géométriques, des membres supérieurs, notamment de l'épaule, à partir des résultats de l'étude dynamique ;
- être personnalisable à l'individu étudié ;
- permettre un calcul rapide des quantités biomécaniques investiguées, afin de pouvoir traiter une grande quantité de données expérimentales.

4.1.2 Choix réalisés

Les contraintes du cahier des charges du modèle musculo-squelettique conduisent à plusieurs choix de formalisme du modèle développé. Tout d'abord, la chaîne cinématique du modèle doit permettre de simuler des mouvements de propulsion quelque soit la technique de propulsion employée. Cette chaîne cinématique doit permettre un suivi précis des mouvements de l'épaule tout en permettant des reconstructions à temps de calcul rapide. De plus, DUMAS *et al.* 2014 recensent au moins deux complexes à fermeture géométrique dans les membres supérieurs :

- le complexe de l'épaule, composé du thorax, de la clavicule, de la scapula, et de l'humérus ;
- l'avant-bras, composé de l'humérus, du radius, de l'ulna, et de la main.

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

Pour répondre aux exigences du cahier des charges considéré, il est possible de coupler les modèles décrits par HOLZBAUR *et al.* 2005 pour le bras ainsi que la main, et SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 pour l'épaule. Le modèle de Seth *et al.* prend en effet en compte des fermetures géométriques avec un nombre de contraintes cinématiques réduit. Le modèle de Holzbaur *et al.* présente un bon compromis entre complexité et temps de calcul associé.

La chaîne musculaire du modèle doit permettre d'estimer les activations musculaires des membres supérieurs au cours de la locomotion ainsi que nécessiter un temps de calcul restreint. Pour cela, il est décidé de développer une chaîne musculo-tendineuse de type filaire sans objets de contournements.

Pour permettre la personnalisation du modèle à l'individu étudié, des méthodes de mise à l'échelle par homothétie des longueurs des segments osseux et musculaires seront employées.

Afin de pouvoir résoudre les problèmes d'optimisation cinématique contrainte, de dynamique inverse, et d'estimation des activations musculaires en tenant compte des fermetures géométriques du modèle, il est décidé de développer le modèle dans l'environnement CusToM (MULLER *et al.* 2019). Ces choix régissent donc le développement du modèle musculo-squelettique selon les axes suivants : la modélisation ostéo-articulaire du modèle, la modélisation musculo-tendineuse du modèle, et les méthodes de mise à l'échelle du modèle. Les travaux réalisés sur le modèle seront donc présentés respectivement selon ces trois axes.

4.2 Modélisation ostéo-articulaire

4.2.1 Formalisme

4.2.1.1 Arborescence

Le modèle ostéo-articulaire de l'utilisateur de FRM consiste en une chaîne de segments rigides articulés. Conformément au formalisme retenu dans CusToM, les liaisons entre les segments forment une arborescence binaire avec deux types de nœuds : enfant et sœur (MULLER 2017 ; LIVET 2022 ; KAJITA *et al.* 2009). Chaque segment est

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

cinématiquement lié à son enfant via une unique liaison à un degré de liberté. Chaque segment ne peut pas posséder plusieurs enfants. Pour modéliser une liaison mécanique qui aurait plusieurs enfants, on utilise le formalisme de soeur. Un enfant est choisi pour être lié avec le segment mère, les autres enfants sont définis comme soeurs du premier enfant. Une liaison ne peut être que de deux types élémentaires : soit une liaison pivot, soit une liaison glissière. Une articulation cinématique plus complexe entre deux segments est donc créée à partir de séquences de liaisons pivot ou glissière entre différents segments virtuels et d'ajout de contraintes cinématiques au besoin. On fait donc la distinction entre les segments dits "réels" et "virtuels".

Pour définir le modèle, il s'agit donc de définir une arborescence de solides réels et virtuels, liées par des liaisons élémentaires, de sorte à correspondre aux mobilités que l'on cherche à simuler. La définition de cette arborescence passe notamment par la définition des longueurs segmentaires, des positions des centres articulaires, et de l'inertie et masse des segments.

Certains systèmes, comme le modèle d'épaule de Seth, ne peuvent pas se décrire sous une structure arborescente : une boucle est présente dans le graphe des liaisons du système. On utilise le terme "boucle fermée" (BF) par la suite pour décrire ces systèmes présentant un cycle dans leur graphe de liaisons, par opposition aux systèmes sans cycle, en "boucle ouverte" (BO).

4.2.1.2 Boucle fermée

Pour traiter la boucle fermée, on peut créer un segment virtuel appelé *shadow* (POSTIAU 2004). Ce segment est le clone sans masse et sans inertie d'un segment déjà existant dans la boucle. En ouvrant la boucle entre ces deux segments et en superposant le segment à son *shadow*, on peut simuler le comportement de la boucle fermée. La superposition du segment à son *shadow* se fait par la superposition de leurs repères. Cette superposition entraîne le jeu de contraintes cinématiques suivant :

$$R_s(q) = R_p(q) \qquad p_s(q) = p_p(q) \qquad (4.1)$$

Où R_p et R_s sont les matrices de rotations par rapport au repère monde du segment et de son *shadow* ; p_p et p_s sont les positions des repères du segment et de son *shadow*

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

dans le repère monde ; q est le vecteur colonne des coordonnées articulaires. On peut reformuler ces contraintes (POSTIAU 2004 ; LIVET 2022) :

$$R_p(q)^T R_s(q) - I = 0 \qquad p_s(q) - p_p(q) = 0 \qquad (4.2)$$

On définit alors les contraintes en rotation $h_R(q)$ et en position $h_p(q)$ telles que :

$$h_R(q) = R_p(q)^T R_s(q) - I \qquad h_p(q) = p_s(q) - p_p(q) \qquad (4.3)$$

On note de plus que le produit des matrices orthonormales $R_p(q)^T R_s(q)$ est lui aussi une matrice orthonormale, et donc $R_p(q)^T R_s(q) = I$ si et seulement si chaque élément de sa diagonale est égal à 1. Le système d'équation ci-dessus comporte alors six équations, ce qui équivaut bien aux six contraintes nécessaires pour encastrier un solide sur un autre.

4.2.2 Modèle ostéo-articulaire de l'utilisateur de FRM

Les paramètres géométriques et inertiels des segments sont définis à partir des données rapportées par DUMAS *et al.* 2007 pour les membres supérieurs et par KLEIN BRETELER *et al.* 1999 pour les épaules (*i.e.* les scapulas et clavicules).

La définition de la chaîne cinématique est réalisée à partir des modèles membres supérieurs de Holzbaaur, d'épaule de Seth et des recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (ISB). Le modèle d'épaule comporte des fermetures géométriques.

La racine du modèle est le segment pelvis, qui est lié au repère monde par une liaison libre à six degrés de libertés. Le pelvis est lié au tronc par une liaison rotule ; le tronc est découpé en deux segments "tronc inférieur" et "tronc supérieur" liés par une liaison rotule. De chaque côté du modèle, le tronc est lié aux clavicules par une liaison rotule et aux scapulas par la liaison scapulo-thoracique que nous détaillerons plus bas. Les clavicules et scapulas sont liées entre elles par une liaison rotule, et de chaque côté, l'humérus est lié à la scapula par une liaison rotule. Un unique solide "avant-bras" modélise le radius et l'ulna en étant lié à l'humérus par une liaison à deux rotations. La main est alors lié à l'avant-bras par une liaison à deux rotations également.

La liaison scapulo-thoracique de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019, comprend des

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

subtilités qui demandent de définir des formalismes supplémentaires.

La fermeture de boucle est gérée selon le formalisme décrit précédemment en clonant l'humérus et en ouvrant la boucle entre le radius et l'humérus. Le modèle d'épaule comprend également une boucle fermée (fermeture géométrique à l'acromion entre la clavicule et la scapula), mais aussi des mobilités qui ne sont pas décrites par l'ISB (Wu *et al.* 2005). En effet, l'ISB définit les mobilités de l'épaule uniquement sur les liaisons sterno-claviculaires, acromio-claviculaires, et gléno-humérales (c.à.d. entre les segments thorax-clavicule, scapula-clavicule, et scapula-humérus), mais pas scapulo-thoraciques. La fermeture de boucle est gérée en clonant le solide clavicule et en ouvrant la boucle entre la scapula et la clavicule.

SETH *et al.* 2016 définit les mobilités scapulo-thoraciques en utilisant un formalisme

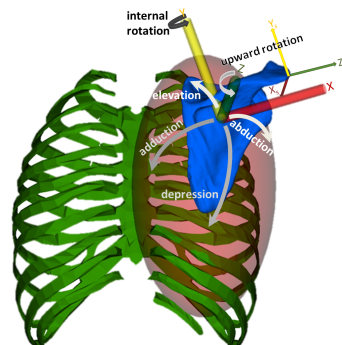


FIGURE 4.1 – Schéma de la liaison scapulo-thoracique. Cette image est empruntée à SETH *et al.* 2016.

propre à Simbody. Il est tout de même possible de modéliser ces mobilités en utilisant un enchaînement de mobilités élémentaires et de dépendances cinématiques. Seth définit les mobilités scapulo-thoraciques comme un glissement d'un plan tangent (scapula) sur un ellipsoïde (thorax) qui peut tourner autour de la normale de cet ellipsoïde puis autour d'une tangente de l'ellipsoïde. Il existe donc quatre mobilités scapulo-thoraciques (fig. 4.1 et 4.2) :

- élévation / dépression (glissement avec tangence selon une longitude de l'ellipsoïde) ;
- abduction / adduction (glissement avec tangence selon une latitude de l'ellip-

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

soïde) ;

- rotation ascendante / descendante (rotation selon la normale de l'ellipsoïde) ;
- rotation interne / externe (rotation selon une tangente de l'ellipsoïde).

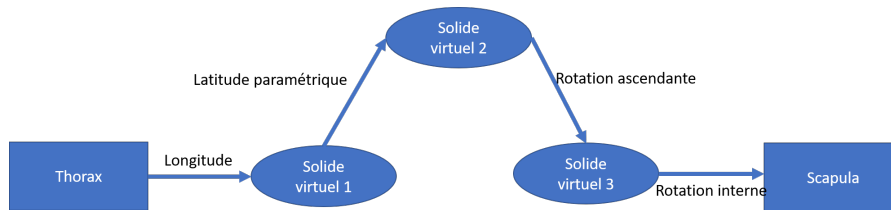


FIGURE 4.2 – Graphe de la liaison scapulo-thoracique

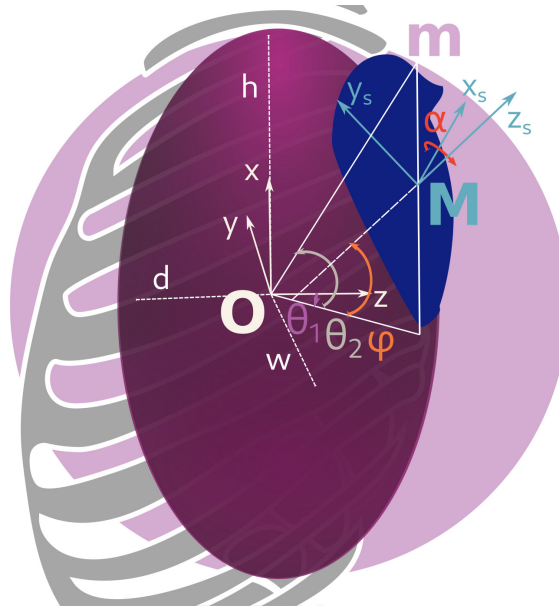


FIGURE 4.3 – Schéma de la liaison scapulo-thoracique (LIVET 2022)

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

On considère 4.3 :

- O le centre de l'ellipsoïde ;
- (x, y, z) le repère de l'ellipsoïde en O ;
- h, w et d les rayons de l'ellipsoïde ;
- M le centre de la scapula ;
- (x_s, y_s, z_s) le repère de la scapula, avec x_s et y_s tangent à l'ellipsoïde et z_s normale à l'ellipsoïde en M ;
- m la projection de M selon une parallèle à l'axe x sur la sphère de rayon h ;
- θ_1 la longitude ;
- θ_2 la latitude paramétrique, angle entre Om et le plan (x, y) ;
- φ la latitude géodésique, angle entre z_s et le plan (x, y) ;
- α l'angle permettant la tangence de la scapula sur l'ellipsoïde.

La position du centre de la scapula sur l'ellipsoïde peut être écrite comme :

$$\overrightarrow{OM} = \begin{pmatrix} h \sin(\theta_2) \\ -w \sin(\theta_1) \cos(\theta_2) \\ d \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

L'équation de surface d'un ellipsoïde peut être écrite comme :

$$\frac{x^2}{h^2} + \frac{y^2}{w^2} + \frac{z^2}{d^2} = 1 \quad (4.5)$$

On peut alors définir la fonction implicite de la surface d'un ellipsoïde :

$$F(x, y, z) = \frac{x^2}{h^2} + \frac{y^2}{w^2} + \frac{z^2}{d^2} - 1 \quad (4.6)$$

Ainsi, le vecteur unité, normale à la surface, d'un point de l'ellipsoïde (T_x, T_y, T_z) peut être défini :

$$\vec{n} = \frac{\vec{\nabla} F(T_x, T_y, T_z)}{\|\vec{\nabla} F(T_x, T_y, T_z)\|} \quad (4.7)$$

Qui peut être développé comme :

$$\vec{n} = \frac{1}{\|\vec{\nabla} F(T_x, T_y, T_z)\|} \begin{pmatrix} 2T_x/h^2 \\ 2T_y/w^2 \\ 2T_z/d^2 \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

On a donc :

$$\vec{n} = \frac{1}{\|\vec{\nabla} F(T_x, T_y, T_z)\|} \begin{pmatrix} 2 \frac{\sin(\theta_2)}{h} \\ -2 \frac{\sin(\theta_1)}{h} \cos(\theta_2) \\ 2 \frac{\cos(\theta_1)}{d} \cos(\theta_2) \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

Avec :

$$\|\vec{\nabla} F(T_x, T_y, T_z)\| = 2\sqrt{\frac{\sin(\theta_2)^2}{h^2} + \frac{\sin(\theta_1)^2 \cos(\theta_2)^2}{w^2} + \frac{\cos(\theta_1)^2 \cos(\theta_2)^2}{d^2}} \quad (4.10)$$

Et donc finalement :

$$\vec{n} = \frac{1}{\sqrt{\frac{\sin(\theta_2)^2}{h^2} + \frac{\sin(\theta_1)^2 \cos(\theta_2)^2}{w^2} + \frac{\cos(\theta_1)^2 \cos(\theta_2)^2}{d^2}}} \begin{pmatrix} \frac{\sin(\theta_2)}{h} \\ -\frac{\sin(\theta_1) \cos(\theta_2)}{w} \\ \frac{\cos(\theta_1) \cos(\theta_2)}{d} \end{pmatrix} \quad (4.11)$$

Il est intéressant de noter que l'équation de \vec{n} est différente de celle rapportée par SETH *et al.* 2016. En effet, d'après Seth, $\vec{n} = \begin{pmatrix} \sin(\theta_2) \\ -\sin(\theta_1) \cos(\theta_2) \\ \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) \end{pmatrix}$. Cette dernière formulation correspond en fait à l'équation de la normale d'une sphère. En effet, la normale de l'ellipsoïde ne croise pas systématiquement son centre, contrairement au cas de la sphère, ce qui complexifie le paramétrage de la normale.

Du paramétrage de la normale d'un ellipsoïde, il est possible de paramétrer les rotations de la scapula de coordonnées (θ_1, θ_2) sur l'ellipsoïde, de normale z en $(0, 0)$ pour assurer sa tangence à l'ellipsoïde. Pour cela, on effectue une première rotation autour de y . L'angle de cette première rotation est égal à θ_1 la longitude de la scapula sur l'ellipsoïde. On définit ensuite la latitude géodésique, φ , à partir de la longitude θ_1 et de la latitude θ_2 . La latitude géodésique correspond donc à la rotation de la scapula selon l'axe x :

$$\varphi = \arctan \frac{-hd \tan \theta_2 (1 + \tan^2 \theta_1)}{dw + hw \tan^2 \theta_1}; \quad (4.12)$$

Après avoir appliqué cette rotation à la scapula, il s'agit maintenant de corriger la tangence par une rotation autour de y . On définit pour cela l'angle de correction α , qui est fonction de la longitude, latitude, et de la latitude géodésique :

$$\alpha = \arctan \tan \theta_1 \left(-\frac{w \sin \varphi}{d \tan \theta_2} - \cos \varphi \right) \quad (4.13)$$

On peut noter qu'il serait possible de remplacer dans cette équation φ pour qu'elle ne dépende plus que de θ_2 et θ_1 . On définit alors la tangence de la scapula sur l'ellipsoïde à partir de sept solides virtuels, de trois translations, trois rotations, et de dix relations de dépendances cinématiques entre les translations et rotations 4.4.

4.2. MODÉLISATION OSTÉO-ARTICULAIRE

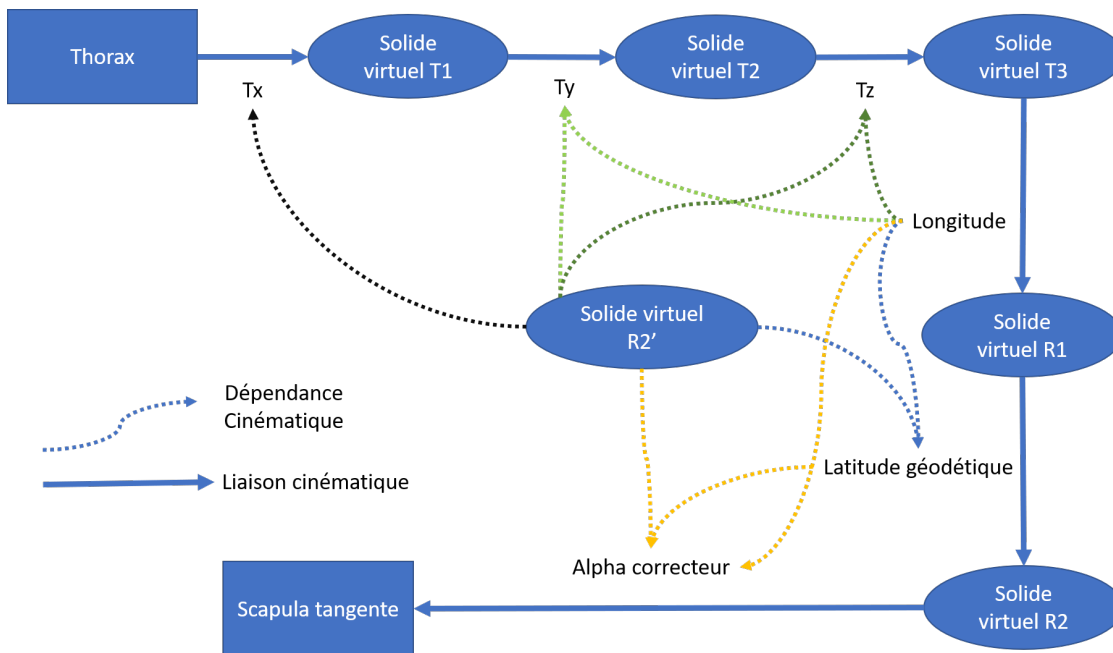


FIGURE 4.4 – Graphe de la liaison scapulo-thoracique tangente

Seth définit ensuite deux rotations de la scapula après sa mise en tangence : une rotation ascendante autour de la normale z_s et une rotation interne autour de x_s . Ces deux rotations ne nécessitent pas de définir de formalisme supplémentaire et se joignent à l'arborescence en tant qu'enfants du solide "scapula tangente" du graphe de liaison 4.4. Puisque toutes les précédentes coordonnées de la scapula sur le thorax peuvent être exprimées selon la latitude paramétrique et la longitude, on peut établir le graphe de liaison suivant pour la liaison scapulo-thoracique de Seth 4.2.

4.2.3 Synthèse

Le modèle des membres supérieurs a donc été défini à partir des recommandations de l'ISB (WU *et al.* 2005), du modèle d'Holzbaaur (HOLZBAUR *et al.* 2005), et du modèle de Seth (SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019). Il a fallu s'intéresser à la définition de modèles ostéo-articulaires par une arborescence binaire, à la résolution du formalisme des boucles fermées, et la définition de mobilités couplées pour la liaison scapulo-thoracique. Le modèle final comprend 13 solides "réels" pour le côté droit et gauche de l'individu, 51 mobilités, et 2 boucles fermées 4.5.

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

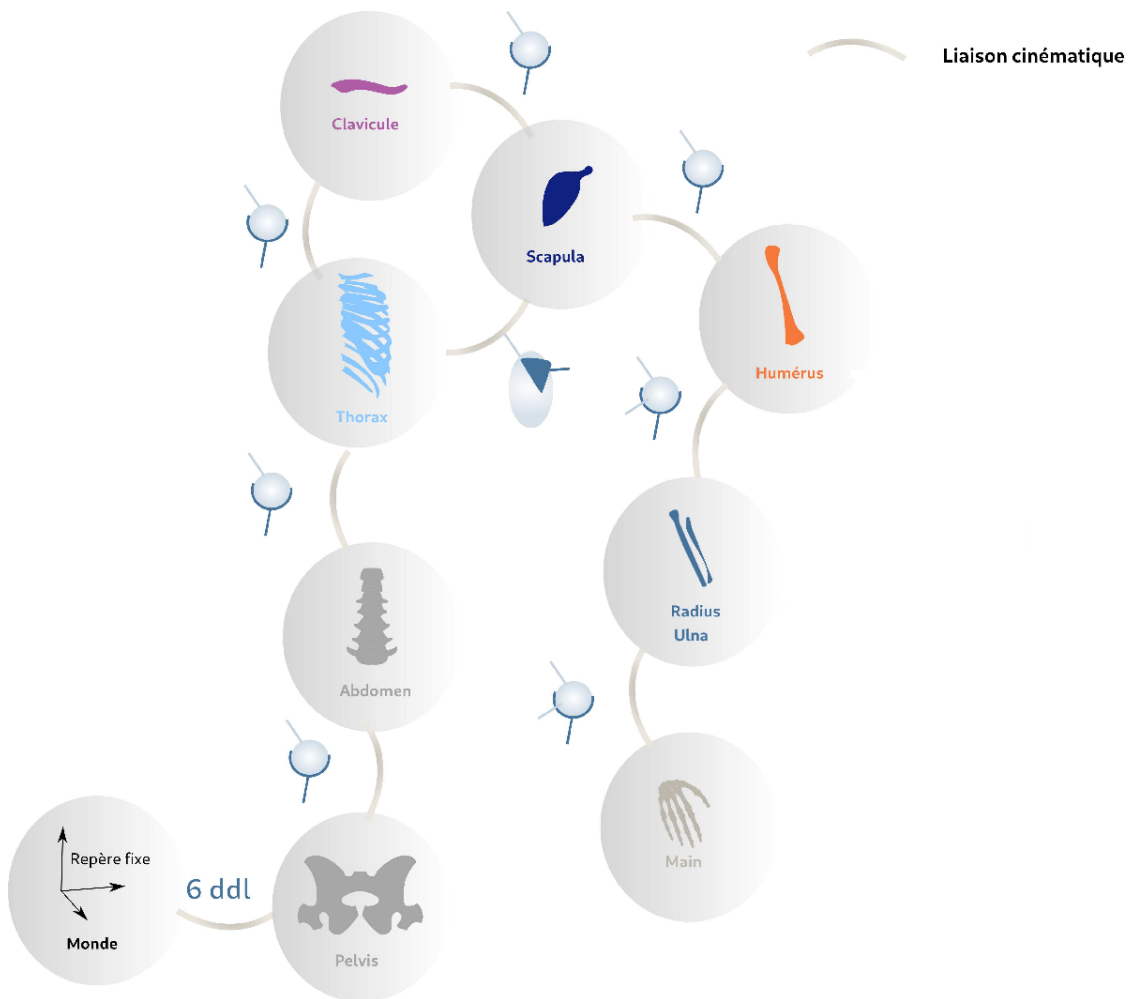


FIGURE 4.5 – Graphe de liaison du modèle des membres supérieur pour un côté de l'individu (LIVET 2022)

4.3 Modélisation musculaire

4.3.1 Positionnement du problème

La modélisation géométrique du muscle et de ses tendons consiste en une ligne d'action s'attachant à différents segments sur une chaîne (GONZALEZ *et al.* 1997 ; GARNER et PANDY 2000 ; HOLZBAUR *et al.* 2005 ; DAMSGAARD *et al.* 2006 ; KLEIN HORSMAN *et al.* 2007 ; SONG *et al.* 2008 ; SCHOLZ 2016 ; GOISLARD DE MONSABERT *et al.* 2018 ; MA'TOUQ *et al.* 2019). Généralement dirigée par plusieurs points de passage, cette ligne d'action prend une forme permettant d'approcher des données expérimen-

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

tales de longueur musculotendineuse (SHERMAN *et al.* 2013).

En général, en analyse musculo-squelettique, afin de lier l'effort mécanique musculaire à l'activité électrique musculaire mesurée par les EMG, on utilise un modèle multiphysique de génération d'effort. On décrit ici le modèle de HILL 1938, mis en équation par ZAJAC 1989 et RENGIFO *et al.* 2010. HILL 1938 définit le muscle comme un actionneur visco-élastique, dont la force est proportionnelle à son élongation, à sa vitesse d'élongation, et à son activation. On modélise le muscle par un élément musculotendineux, association d'un tendon et d'un élément contractile. Le tendon a une longueur fixe l_t et l'élément contractile a une longueur variable $l^m \cos \alpha$, avec α l'angle de pennation. On se réfère par la suite aux notations suivantes :

- f_{max} la force maximale que le muscle peut générer
- $v^m = \frac{\partial l^m}{\partial t}$ la vitesse de contraction
- a l'activation du muscle, comprise entre 0 et 1

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

$$f^m = (f_a^m(a, l^m, v^m) + f_p^m(l^m)) \cos \alpha \quad (4.14)$$

Les expressions des forces active F_a^m et passive F_p^m se déclinent en fonction de relations force/longueur (f_a^l et f_p^l) et force/vitesse (f_a^v) :

$$f_a^m(a, l^m, v^m) = a f_{max} f_a^l(l^m) f_a^v(v^m) \quad f_p^m(l^m) = f_{max} f_p^l(l^m) \quad (4.15)$$

Différentes expressions des relations force longueur et force vitesse ont été proposées dans la littérature (THELEN *et al.* 2003; MARI *et al.* 2012; RENGIFO *et al.* 2010; DE GROOTE *et al.* 2016; MULLER *et al.* 2017b).

On se limite par la suite à l'utilisation d'un modèle simplifié de génération d'effort musculaire afin de gagner en simplicité de modélisation et en temps de calcul. Cette simplicité de modélisation permet de limiter les sources d'incertitudes dans l'estimation des efforts musculaire pour l'étude de grandeurs biomécaniques au cours de la locomotion en FRM. Il sera possible ensuite de complexifier ce modèle pour tenir compte des propriétés visco-élastiques des muscles et ainsi améliorer l'estimation des efforts musculaires.

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

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

$$f^m = a f_{max} \quad (4.16)$$

C'est à dire que la force d'un muscle dépend uniquement de sa force maximale qu'il peut développer et de son activation, comprise entre $[0, 1]$.

Pour rappel, le problème d'estimation des activations musculaire (d'un modèle sous contraintes) peut s'écrire comme suit (DAMSGAARD *et al.* 2006 ; PENNESTRÌ *et al.* 2007) :

$$\left\{ \begin{array}{l} \min_{f_m(\mathbf{q}), \lambda} \left\| \frac{\mathbf{f}^m(\mathbf{q})}{f_{max}} \right\|^2 \\ \text{tel que } 0 \leq \mathbf{f}^m(\mathbf{q}) \leq f_{max} \\ H(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}), \mathbf{q} = R(\mathbf{q})f_m(\mathbf{q}) + K^T \lambda \end{array} \right. \quad (4.17)$$

Avec \mathbf{q} le vecteur colonne des coordonnées articulaires, λ des multiplicateurs de Lagrange, et $K(\mathbf{q})$ la jacobienne des contraintes, qui représentent en boucle fermée les efforts généralisés permettant de maintenir la position et l'orientation du segment de coupure et de son shadow. $H(\mathbf{q})$ la matrice de masse, $C(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})$ les efforts de Coriolis et centrifuges, τ les efforts généralisés générant le mouvement et τ_c les forces généralisées des contraintes. $R(\mathbf{q})$ la matrice des bras de leviers des muscles du modèle.

$H(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})$ sont calculés par l'algorithme de Newton-Euler (NEWTON 1687 ; EULER 1775) sur l'arbre ainsi ouvert du graphe de liaisons, sans prise en compte du shadow. Ces quantités peuvent être complètement connues dès que les quantités $(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$ sont connues.

Le problème d'estimation des forces musculaires peut être donc être exprimé avec comme modèle de génération des forces, l'activation de la force maximale :

$$\left\{ \begin{array}{l} \min_{a, \lambda} \|\mathbf{a}\|^2 \\ \text{tel que } 0 \leq a \leq 1 \\ H(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}) = R(\mathbf{q})\mathbf{a}f_{max}(\mathbf{q}) + K^T \lambda \end{array} \right. \quad (4.18)$$

Il apparaît dans cette équation simplifiée que les bras de leviers des muscles $R(\mathbf{q})$ jouent un rôle crucial dans le calcul de l'équilibre dynamique et la minimisation des activations musculaires.

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

SHERMAN *et al.* 2013 rapporte plusieurs définitions possibles des bras de levier musculaires. Parmi toutes ces définitions, on retient ici la définition de AN *et al.* 1984 :

$$R^{q_i}(q) = \frac{\partial l^m(q)}{\partial q_i} \quad (4.19)$$

Où R^{q_i} est le bras de levier musculaire, $l^m(q)$ la longueur musculo-tendineuse et q_i le degré de liberté considéré.

4.3.2 Modèle musculo-tendineux de l'utilisateur de FRM

On cherche ici à définir les paramètres de la chaîne musculaire des membres supérieurs. Pour rappel, on choisit de modéliser les muscles comme des lignes d'actions dirigées par une origine, des points de passages, et une insertion aux différents segments du modèle ostéo-articulaire (SHERMAN *et al.* 2013). De plus, on choisit de modéliser la force musculaire comme proportionnelle à l'activation du muscle : $f^m = a f_{max}$. Ces choix de modélisations restreignent le nombre de paramètres à définir.

Ainsi, chaque muscle est modélisé selon les paramètres suivants :

- f_{max} la force maximale qu'il peut développer ;
- O_s^1 son origine, partant du segment 1 ;
- P_s^k ses points de passage i , accrochés au segment k ;
- I_s^n son insertion au segment n .

Ce jeu de paramètres décrit l'ensemble des propriétés que l'on cherche à modéliser des muscles. En effet, on considère les muscles uniquement comme actionneurs de la chaîne cinématique, et il suffit donc de modéliser les forces et moments développés par leur actionnement. Comme dit plus haut, la force développée est directement proportionnelle à la force maximale, et les moments peuvent être calculés en utilisant les bras de leviers des muscles, qui peuvent être calculés avec les coordonnées des points de passage selon l'équation 4.19.

On choisit pour la définition de ces paramètres d'adapter les chaînes musculaires décrites par HOLZBAUR *et al.* 2005, et SETH *et al.* 2019. On choisit ces chaînes musculaires par soucis de cohérence entre la chaîne cinématique et d'actionnement, afin de disposer d'un actionnement adapté aux mobilités décrites par le modèle ostéo-articulaire. Étant donné que nous avons choisi les modèles HOLZBAUR *et al.* 2005, et

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 pour la chaîne ostéo-articulaire, leurs modèles musculaires associés semblent être un choix adapté.

On définit dans la table 4.1 la liste des muscles du modèle, leurs segments d'origine et d'insertion. Les forces maximales développables par les muscles sont directement empruntées à HOLZBAUR *et al.* 2005, et SETH *et al.* 2019. Les chemins musculaires sont adaptés des modèles proposés par HOLZBAUR *et al.* 2005, et SETH *et al.* 2019. Nous avons pris parti d'adapter ces modèles en les approximent par des chemins composés de points de passage afin de simplifier notamment l'étape de mise à l'échelle ainsi que de minimiser le temps de calcul associé à l'étape d'estimation des efforts musculaires. Les chemins musculaires sont définis en utilisant une méthode développée en marge de cette présente thèse, par LIVET *et al.* 2021a ; LIVET 2022 qu'on résume ici.

4.3.2.1 Méthode de définition du chemin musculaire

L'objectif de la définition d'une méthode de définition du chemin musculaire était de proposer un outil capable de générer automatiquement et systématiquement des chemins musculaires composés uniquement de points de passage. Les coordonnées des points de passage sont ajustées pour assurer la correspondance des bras de levier ainsi que des longueurs des muscles générés avec des données en entrée, généralement issues de la littérature.

Cette méthode a été développée pour des muscles mono-articulaires et pluri-articulaires. Pour les muscles mono-articulaires, la méthode se base sur une minimisation de la longueur musculo-tendineuse tout en respectant des volumes spatiaux (pour éviter un positionnement peu anatomique des points de passage) et les bras de levier (données d'entrée). Pour les muscles pluri-articulaires, la méthode se base sur une minimisation de la distance des bras de leviers des muscles générés avec ceux donnés en entrée ; tout en respectant des volumes spatiaux. Pour chaque type de muscle, les points d'origine et d'insertion sont alors déplacés pour faire correspondre la longueur musculo-tendineuse avec la donnée d'entrée (il a été démontré précédemment que seuls les points de passage autour d'une articulation influent sur les bras de levier (LIVET 2022)).

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

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

TABLE 4.1 – Compilation des abréviations des muscles et leurs segments d'origine et d'insertion.

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

Cette méthode a été évaluée sur des muscles adaptés du modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005, issus de RANKIN et NEPTUNE 2012. Les bras de levier résultants avaient un écart à la donnée d'entrée comparable aux variations observables dans l'état de l'art : pour 75 % des muscles, la RMSE relative des bras de levier était inférieure à 30 %.

A partir de cette méthode de génération automatique des chemins musculaires, on a généré une chaîne musculaire des membres supérieurs à partir des modèles de HOLZBAUR *et al.* 2005, et SETH *et al.* 2019. La méthode prend en entrée des données de bras de levier musculaire, des longueurs musculo-tendineuses, ainsi que des coordonnées de points d'origine et d'insertion.

Les données de bras de levier et de longueurs musculo-tendineuses du modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005 sont issues de RANKIN et NEPTUNE 2012 ; les coordonnées des points d'origine et d'insertion ont été extraites telles quelles du modèle.

Les données de bras de levier du modèle de SETH *et al.* 2019 sont extraites d'OpenSim 4.0 en utilisant une librairie Python¹. Les bras de levier sont échantillonnés par dix points sur l'amplitude de l'articulation concernée. D'après HIK et ACKLAND 2019, les courbes des bras de levier ont une période angulaire inférieure à 2π ($f = \frac{1}{2\pi} = 0,16 \text{ Hz}$). De plus, Hik et Ackland relèvent que les courbes de bras de leviers présentent généralement peu d'inflexion ou de changements brusques. Les dix points d'échantillonnages ($f = \frac{2\pi}{10} = 0,63 \text{ Hz}$) permettent donc de conserver une taille de mémoire restreinte tout en vérifiant les conditions du théorème de Shannon (SHANON 1949). Pour garantir la continuité des bras de levier (GARNER et PANDY 2000), une interpolation en spline est sélectionnée. Sont exclus du modèle (mais présents dans le modèle de SETH *et al.* 2019) les muscles dentelé antérieur et supérieur, rhomboïde mineur, grand pectoral supérieur, et le trapèze supérieur. En effet, la librairie d'extraction des bras de leviers ne fonctionnait pas pour ces muscles.

1. https://github.com/mitkof6/symbolic_moment_arm

4.3. MODÉLISATION MUSCULAIRE

4.3.2.2 Validation du modèle musculaire générique

Puisque la définition du modèle musculaire se fait par une approximation de données de bras de leviers présentes dans la littérature, il est possible de comparer les bras de leviers des muscles générés avec ceux fournis en entrée de l'algorithme. Cette comparaison quantitative avec des données de bras de levier issus de la littérature fait partie du processus de validation du modèle tel que décrit par HICKS *et al.* 2015.

Concernant les muscles approximés du modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005, la comparaison des bras de leviers obtenus avec ceux passés en entrée est aussi le critère de validation de la méthode proposée par LIVET *et al.* 2021a. En résumé, la médiane des RMSE relatives est de 13 %, et la RMSE relative maximale est de 57 %. Pour les muscles du coude, MURRAY *et al.* 2002 rapportent une variabilité maximale inter-spécimen de 18 %; pour les muscles du poignet, GARLAND *et al.* 2018 rapportent une variabilité maximale inter-spécimen de 46 %. Ces critères sont respectés pour 75 % des muscles approximés du modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005.

Concernant les muscles approximés du modèle de SETH *et al.* 2019, la RMSE relative est comprise entre 0,35 % et 188,83 %. HIK et ACKLAND 2019 rapportent dans une revue de littérature des données de différentes études sur les bras de levier au niveau de la liaison gléno-humérale. D'après ces courbes, on peut déterminer que les écarts maximaux d'un même bras de levier sont de l'ordre d'un centimètre. L'écart maximal de bras de levier entre le modèle approximé et le modèle de SETH *et al.* 2019 est atteint par le Deltoïde majeur pour l'élévation de l'humérus, et est de 0,7 cm. Il apparaît donc que les muscles qui actionnent la liaison gléno-humérale sont approximés avec une incertitude comparable à l'incertitude expérimentale relevée dans la littérature. Il n'existe cela dit pas à notre connaissance d'études mesurant les bras de levier autour de la liaison scapulo-thoracique, on ne peut donc pas comparer l'incertitude de l'approximation des bras de leviers avec la variabilité obtenue dans la littérature pour ces muscles là. Cela dit, on se place dans le paradigme d'une étude de la dynamique inter-segmentaire et musculaire autour de la liaison gléno-humérale, comme la plupart des études de la littérature de l'analyse de la locomotion en FRM qui traitent de la dynamique inter-segmentaire (HOLLOWAY *et al.* 2015; GAGNON *et al.* 2015; GAGNON *et al.*

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

2014; QI *et al.* 2013; MORROW *et al.* 2011; DRONGELEN *et al.* 2005; KULIG *et al.* 1998; MULROY *et al.* 2005; SYMONDS *et al.* 2016; LALUMIERE *et al.* 2013; VAN DRONGELEN *et al.* 2005; LEVY *et al.* 2004; MARTIN-LEMOYNE *et al.* 2020). Alors il apparaît que les bras de leviers des muscles approximatés à la liaison gléno-humérale pourraient suffire pour permettre le calcul des contributions musculaire au moment autour de la liaison gléno-humérale. Pour vérifier cette hypothèse, il faudrait effectuer une étude expérimentale évaluant l'influence de l'incertitude des bras de levier musculaires sur le résultat de répartition des efforts.

Par rapport aux modèles de la littérature adaptés (HOLZBAUR *et al.* 2005; SETH *et al.* 2019), il manque à notre modèle musculo-tendineux les muscles dentelé antérieur et supérieur, rhomboïde mineur, grand pectoral supérieur, trapèze supérieur et deltoïde antérieur. Puisqu'il n'a pas été possible de définir de chemin musculaire approximant les bras de leviers des modèles issus de la littérature, on pourrait modéliser leur contribution aux efforts et moments inter-segmentaires par un modèle purement mathématique des bras de levier musculaires (MENEGALDO *et al.* 2004; RANKIN et NEPTUNE 2012; MORROW *et al.* 2014; RAMSAY *et al.* 2009; PETERSON *et al.* 2019; SLOWIK *et al.* 2016a; SLOWIK *et al.* 2016c).

4.4 Mise à l'échelle des modèles

Comme évoqué dans l'état de l'art, il est nécessaire de mettre à l'échelle le modèle musculo-squelettique générique afin d'améliorer la précision des analyses cinématiques et dynamiques (PUCHAUD 2020). La mise à l'échelle des paramètres géométriques permet une meilleure estimation des angles articulaires au cours du mouvement, mais également les trajectoires musculaires et bras de leviers musculaires (VAN DEN BOGERT *et al.* 2013). Par conséquent, la mise à l'échelle des paramètres géométriques influe sur la qualité de la reconstruction cinématique, mais également sur l'estimation des forces musculaires.

Si les méthodes de mise à l'échelle géométrique de référence reposent sur de l'imagerie telle que l'IRM (HALONEN *et al.* s. d.; KAINZ *et al.* 2017; KAINZ *et al.* 2016), le CT-scan (BARTELS *et al.* 2015; MARRA *et al.* 2015), ou EOS (CLÉMENT *et al.* 2015), l'acquisition

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

et le traitement de telles données est lourd. Des protocoles mettant en place de telles techniques paraissent d'autant plus complexes avec des personnes en FRM. Pour ces raisons, il a été décidé de réaliser des mises à l'échelle géométrique à partir de capture opto-électronique.

Les méthodes de mise à l'échelle géométrique à partir de capture opto-électronique sont notamment basées sur une étape d'optimisation (BOGERT *et al.* 1994 ; REINBOLT *et al.* 2005 ; REINBOLT *et al.* 2007 ; ANDERSEN *et al.* 2010 ; MULLER *et al.* 2015 ; LUND *et al.* 2015 ; PUCHAUD 2020 ; PUCHAUD *et al.* 2020 ; MULLER *et al.* 2019). Celles-ci présentent l'avantage de limiter les incertitudes de placement de marqueurs et d'artefacts de tissus mous. La mise à l'échelle géométrique par optimisation consiste à minimiser, sur un intervalle de temps donné, l'erreur des moindres carrés entre les marqueurs expérimentaux et leurs positions sur le modèle ostéo-articulaire en ajustant les paramètres géométriques du modèle. CusToM (MULLER *et al.* 2019), librairie MATLAB dans laquelle on définit et réalise les simulations musculo-squelettiques, présente déjà une méthode de mise à l'échelle par optimisation (PUCHAUD *et al.* 2020). On se propose ici d'adapter cette méthode pour son utilisation sur le modèle musculo-squelettique des membres supérieurs dans le cadre de l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM.

4.4.1 Description de la méthode

Une première mise à l'échelle linéaire est réalisée à partir de la taille du sujet. Cette première mise à l'échelle permet de fournir un point de départ adapté pour l'algorithme d'optimisation. Les tailles des segments, ainsi que l'ensemble des paramètres géométriques sont modifiés homothétiquement par un facteur k_{init} . Ce facteur k_{init} est déterminé en comparant la taille du sujet à la taille du modèle générique (1,70 m (HOLZBAUR *et al.* 2005 ; SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019)). Ainsi, $k_{init} = \frac{T}{1,70}$; avec T la taille du sujet. Le facteur d'homothétie k_{init} est alors appliqué à l'ensemble des paramètres géométriques du modèle dans les trois directions de l'espace.

On réalise ensuite une seconde mise à l'échelle, basée sur l'optimisation. Comme énoncé plus haut, l'objectif de cette optimisation est de réduire l'erreur en position entre les marqueurs du modèle et les expérimentaux sur un essai dynamique donné. Cette

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

mise à l'échelle se décompose en plusieurs étapes (MULLER *et al.* 2015) :

- Nf échantillons espacés de manière égale dans le temps sont extraits des données de l'essai dynamique. Le nombre d'échantillons Nf a été fixé à 100 d'après des expériences antérieures pour un bon compromis entre la convergence et le temps de calcul ;
- une première étape de cinématique inverse (LU et O'CONNOR 1999) est réalisée sur les échantillons sélectionnés en utilisant un algorithme de point-intérieur pour obtenir une première estimation des angles articulaires q ;
- ensuite, une étape d'optimisation des paramètres est réalisée pour identifier les facteurs homothétiques k et les variations des coordonnées locales des marqueurs Δp . Toutes les variables ont été normalisées entre $[-1, 1]$ (REINBOLT *et al.* 2005).

Lors de l'étape d'optimisation des paramètres, on cherche à minimiser l'erreur cinématique cumulée (ECC), Φ . L'ECC est la somme cumulée des erreurs quadratiques entre les positions des marqueurs expérimentaux $X_{exp,m}$ et les positions des marqueurs du modèle $X_{mod,m}^{Rglobal}(q(t_f), k)$ sur les échantillons Nf :

$$\Phi(q(t_f, k, \delta p)) = \sum_{i=2}^n \sum \|X_{exp,m}(t_f) - X_{mod,m}^{Rglobal}(q(t_f), k, \alpha, \delta p)\|^2 \quad (4.20)$$

On minimise alors Φ selon l'équation suivante :

$$\begin{aligned} & \min \quad \Phi(q(t_f, k, \delta p)) \\ & \text{t.q.} \quad \forall s \in [1; N_s], \left| \frac{k_s}{k_{init}} - 1 \right| < 0.2 \\ & \quad \forall m \in [1; N_m], \forall i \in [1; 3], |\delta p_{m,i}| < 5\text{cm} \end{aligned} \quad (4.21)$$

où N_s est le nombre de solides, et N_m est le nombre de marqueurs. Ainsi, l'optimisation des paramètres géométriques est contrainte par l'espace des valeurs admissibles par ces paramètres. Comme l'indique l'équation ci-dessus, les facteurs d'homothétie des segments sont autorisés à varier de $\pm 20\%$ par rapport à leur position initiale ; et les coordonnées locales des marqueurs de ± 5 cm par rapport à leur position initiale.

On réalise alors une boucle sur la cinématique inverse et l'optimisation des paramètres géométriques en évaluant la variation de l'ECC entre chaque tour de la boucle. Lorsque la variation moyenne de l'ECC entre les boucles n et $n - 1$ est inférieure à 5% , on

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

considère que la mise à l'échelle du modèle a convergé et on conserve les valeurs des paramètres géométriques k et Δp optimisés. La valeur critique de 5 % est déterminé à partir d'itérations précédentes de la méthode et présente un bon compromis entre qualité de la reconstruction du modèle mis à l'échelle et temps de calcul de la mise à l'échelle.

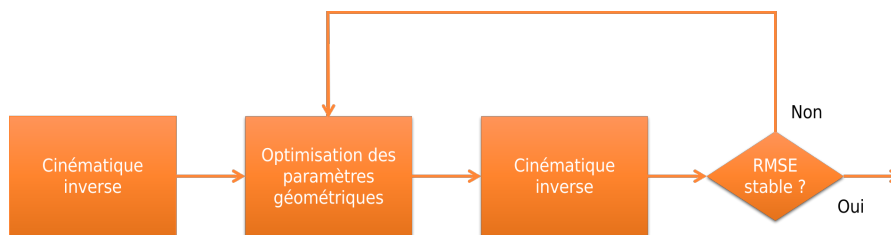


FIGURE 4.6 – Schéma de principe de la mise à l'échelle du sujet

4.4.2 Adaptation de la méthode au modèle de membres supérieurs

Comme décrit précédemment, le modèle musculo-squelettique des membres supérieurs comprend des boucles fermées, or la méthode présentée ci-dessus ne prenait pas en compte les boucles fermées dans les étapes d'optimisation cinématique multi-corps (OCM) et d'optimisation des paramètres géométriques. Pour utiliser cette méthode sur le modèle développé, il s'agissait donc d'abord de permettre la prise en compte des boucles fermées.

La prise en compte des boucles fermées dans le problème d'OCM peut être réalisée avec un algorithme du point intérieur, mais, comme décrit au chapitre précédent, les boucles fermées allongent significativement l'étape d'OCM. Or, dans la méthode de mise à l'échelle présentée ici, on réalise une boucle sur des OCM et des optimisations des paramètres géométriques, et donc augmenter le temps de calcul d'un des éléments de la boucle augmente aussi significativement le temps de calcul de la boucle complète, et donc de la mise à l'échelle. On rencontre ici en fait la même problématique que celle décrite au chapitre précédent 3.1. La solution mise en place est donc la même : pour prendre en compte les contraintes de boucles fermées lors de l'étape d'OCM tout en conservant un temps de calcul raisonnable, il faut modifier l'algorithme de résolution du problème d'optimisation. Comme au chapitre précédent 3.1, on choisit ici de mettre en

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

place un algorithme de Levenberg-Marquardt (LEVENBERG 1944 ; MARQUARDT 1963 ; MORÉ 1978 ; VAN DEN BOGERT *et al.* 2013).

On peut également s'intéresser à la prise en compte des boucles fermées lors de l'étape d'optimisation des paramètres géométriques : k , les coefficients d'homothétie, et Δp , les modifications de coordonnées locales des marqueurs. En effet, la modification des facteurs d'homothétie k , et donc des longueurs segmentaires peut limiter l'espace des solutions soumis aux contraintes de boucles fermées, voire le restreindre entièrement. Pour cela, on peut contraindre l'optimisation avec les mêmes contraintes de boucle fermées qu'en OCM, puisque l'on dispose du vecteur de coordonnées articulaires q . Des essais ont été réalisés, néanmoins, l'augmentation du temps de calcul associé était nettement supérieure à celle observée pour le problème d'OCM sous contraintes, et la qualité en reconstruction cinématique du modèle ainsi mis à l'échelle n'était pas significativement meilleure. Néanmoins, il est possible de douter de l'efficacité théorique de ce développement, puisque une solution qui nuirait à la reconstruction cinématique en boucle fermée en "cassant" la boucle serait de toutes manières pénalisée au cours de l'étape d'OCM. Il a donc été décidé de laisser tel quel l'étape d'optimisation des paramètres géométriques.

En plus de la présence de boucles fermées, le modèle des membres supérieurs présente un formalisme particulier dans la liaison scapulo-thoracique. Comme décrit dans la section 4.2.2, la liaison scapulo-thoracique est définie comme la scapula glissant sur un solide virtuel, "ellipsoïde" du thorax. On peut s'interroger sur les règles de mise à l'échelle de ce modèle ; SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 emploie une mise à l'échelle de l'orientation et des rayons de l'ellipsoïde minimisant l'erreur de reconstruction cinématique. BLACHE *et al.* 2021 proposent d'optimiser l'orientation, les rayons, et/ou le centre de l'ellipsoïde selon le type d'essai utilisé pour la mise à l'échelle et le mouvement étudié. Les paramètres à optimiser dépendent du risque d'*over-fitting* (sur-apprentissage) du modèle au mouvement utilisé pour la mise à l'échelle : si les mouvements au cours de l'essai de mise à l'échelle ne représentent pas toute l'amplitude articulaire du mouvement étudié, alors il y a risque d'*over-fitting*. Pour pallier le risque d'*over-fitting*, il est conseillé de ne mettre à l'échelle qu'un nombre réduit de pa-

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

ramètres. Dans notre cas, étant donné que l'on ne cherche à faire qu'une seule mise à l'échelle par sujet, et que la cinématique articulaire, par le biais des techniques de propulsion, varie d'une barrière environnementale à une autre, il est décidé de mettre à l'échelle le rayon de l'ellipsoïde à l'aide d'une double calibration.

4.4.2.1 Présentation de la double calibration de l'épaule

Il est décidé de réaliser une double calibration du modèle en commençant par une mise à l'échelle du complexe de l'épaule, puis de mettre à l'échelle le reste du modèle. L'objectif de cette double calibration est de réduire le nombre de coordonnées à optimiser lors de la détermination des paramètres géométrique de l'épaule, et donc de permettre une descente de gradient plus aisée.

La double calibration se décompose comme suit :

- Une première mise à l'échelle où l'on optimise les rayons de l'ellipsoïde, les paramètres géométriques k , et Δp du thorax, de la clavicule, et de la scapula ;
- Une deuxième mise à l'échelle des paramètres géométriques k et Δp du modèle complet avec comme solution initiale le modèle mis à l'échelle lors de la première étape.

Lors de la première étape de la double calibration sont donc mis à l'échelle les longueurs segmentaires de l'épaule (*i.e.* du thorax, des scapulas, et des clavicules), mais aussi les paramètres géométriques tels que les centres articulaires, par le facteur d'homothétie k . Ainsi, on met aussi à l'échelle (avec le facteur d'homothétie du segment thorax) la position des ellipsoïdes dans le thorax.

4.4.2.2 Validation de la méthode de double calibration

On se propose d'évaluer cette méthode de mise à l'échelle par double calibration sur un essai de balayage des amplitudes articulaires.

Les données utilisées sont tirées des expérimentations de Livet *et al.* (projet "CLASS", n°2021-03), validées par le Comité opérationnel d'évaluation des risques légaux et éthiques. Le sujet devait lever une charge en abduction ou en flexion, à 90 ° et à angle maximal, en maintenant différentes positions d'épaule.

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

L'utilisation d'un essai de balayage des amplitudes articulaires permet entre autres de pérenniser la méthode de mise à l'échelle pour une application à d'autres domaines que la locomotion en FRM. Pour autant, il nous apparaît qu'une validation sur un balayage d'amplitudes articulaires est aussi pertinent pour l'utilisation de la méthode pour la locomotion en FRM. En effet, il est admis que l'épaule conserve un comportement linéaire pour des amplitudes inférieures à 90 ° (DE GROOT 1997).

Le sujet mesurait 1,74 m et était équipé de marqueurs aux membres supérieurs. Le modèle utilisé pour traiter les données de capture du mouvement est le modèle des membres supérieurs décrit plus haut. Le sujet a réalisé six essais de lever de poids qui sont comme suit :

- Abduction avec épaule centrée ;
- Abduction avec épaule en protraction ;
- Abduction avec épaule en rétraction ;
- Abduction avec épaule abaissée ;
- Abduction avec épaule levée ;
- Flexion d'épaule vers l'avant.

Chaque lever de poids était réalisé trois fois par essai : deux fois à 90 ° et une fois à angle maximal. Afin de rester dans la zone de comportement linéaire de l'épaule, on ne traite que les deux premiers levers à 90 ° des essais.

On se propose de comparer différentes méthodes de mise à l'échelle de l'épaule :

- Boucle ouverte, point-intérieur, avec le facteur d'homothétie du Thorax ;
- Boucle ouverte, point-intérieur, avec un facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule ;
- Boucle ouverte, point-intérieur, avec un facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule, ainsi que mise à l'échelle spécifique des rayons ;
- Boucle fermée, point-intérieur, avec le facteur d'homothétie du Thorax ;
- Boucle fermée, point-intérieur, avec un facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule ;
- Boucle fermée, point-intérieur, avec un facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule, ainsi que mise à l'échelle spécifique des rayons ;

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

- Boucle fermée, Levenberg-Marquardt, avec le facteur d'homothétie du Thorax ;
- Boucle fermée, Levenberg-Marquardt, avec un facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule ;
- Boucle fermée, Levenberg-Marquardt, avec un facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule ; ainsi que mise à l'échelle spécifique des rayons.

Tous les essais sont traités en utilisant CusToM, et les résultats sont décrits dans le graphe 4.7.

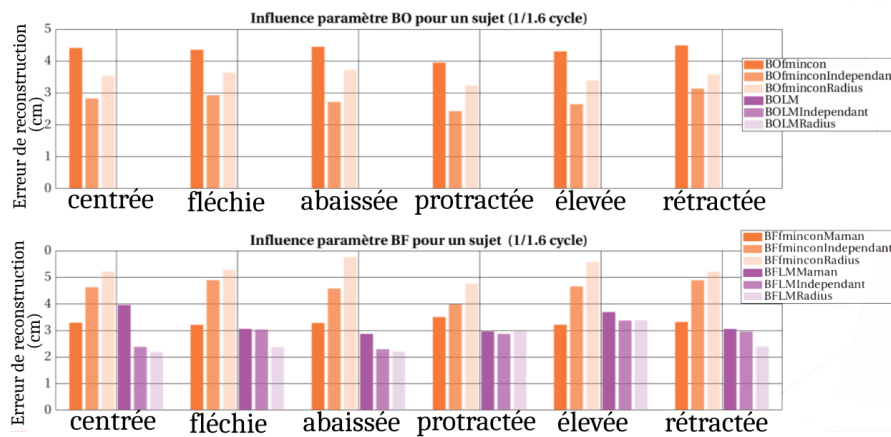


FIGURE 4.7 – Histogramme des résultats des différentes méthodes de mise à l'échelle.

On remarque qu'en boucle ouverte, la méthode qui garantit toujours la meilleure reconstruction cinématique en terme de RMSE de positionnement des marqueurs est la méthode disposant d'un unique facteur d'homothétie propre à l'épaule. Cette méthode est déjà différente de celle initialement implémentée à CusToM, puisqu'initialement, les solides d'une boucle fermée étaient mis à l'échelle selon le facteur d'homothétie de leur mère. Si l'on cherchait uniquement à réduire le temps de calcul de la mise à l'échelle sans prendre en compte les contraintes de boucle fermée, alors il serait possible retenir cette méthode, c'est-à-dire un unique facteur d'homothétie propre à l'épaule, et de la coupler avec un algorithme de Levenberg-Marquardt (LEVENBERG 1944 ; MARQUARDT 1963 ; MORÉ 1978).

Les méthodes en boucle fermée présentent de meilleures RMSE que la boucle ouverte lorsque l'on utilise un algorithme de Levenberg-Marquardt, avec un facteur d'homothé-

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

tie propre à l'épaule, et aussi avec une mise à l'échelle spécifique des rayons.

Lorsque l'on utilise un algorithme du point-intérieur en boucle fermée, conserver le facteur d'homothétie du thorax permet d'obtenir de meilleures RMSE que d'en avoir un propre à l'épaule ou que de faire une mise à l'échelle spécifique des rayons. Ceci paraît théoriquement incohérent, parce que ces deux dernières méthodes ajoutent de nouvelles variables au problème d'optimisation des paramètres géométriques, ce qui devrait permettre de descendre plus facilement le gradient et donc aboutir à un modèle mis à l'échelle plus performant en reconstruction cinématique. Cette incohérence peut provenir de deux sources : soit l'algorithme d'optimisation est "tombé" dans un minimum local, soit il y a eu *over-fitting* du modèle lors de la mise à l'échelle. L'argumentaire du minimum local pourrait être vérifié en modifiant l'algorithme d'optimisation pour privilégier un algorithme de recherche de minimum global. Cela dit, la mise en place d'un algorithme de recherche de minimum global à l'intérieur d'une boucle pour l'optimisation des paramètres géométriques peut rallonger significativement le temps de calcul de la mise à l'échelle. L'argumentaire d'*over-fitting* pourrait être vérifié en modifiant les N_f frames d'échantillon pour qu'elles soient plus représentatives de l'essai traité. Nous ne nous sommes pas intéressés à ces investigations parce que l'on a déjà démontré au chapitre 3 que l'algorithme de Levenberg-Marquardt était significativement plus rapide que celui du point-intérieur, et que l'on cherche à réduire le temps de calcul des simulations musculo-squelettique pour faciliter le traitement de données de capture du mouvement.

Lorsque l'on utilise l'algorithme de Levenberg-Marquardt en boucle fermée, il vaut mieux mettre à l'échelle spécifiquement les rayons de l'ellipsoïde plutôt que pas dans cinq essais sur six. On remarque que mettre à l'échelle spécifiquement les rayons de l'ellipsoïde permet d'obtenir une RMSE plus faible notamment lors de l'essai de flexion, qui est un mouvement sollicité lors de la locomotion en FRM, comme décrit au chapitre 2. En effet, d'après GAGNON *et al.* 2015, on observe en moyenne une flexion maximale de 44° lors de la locomotion en FRM sur sol plat. Il apparaît donc pertinent de mettre à l'échelle l'épaule avec un facteur d'homothétie propre et une mise à l'échelle spécifique des rayons de l'ellipsoïde pour l'analyse de la locomotion en FRM. Ces résultats sont en

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

accord avec la littérature (SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 ; BLACHE *et al.* 2021), qui recommande a minima de mettre à l'échelle spécifiquement les rayons de l'ellipsoïde. Cependant, cette étude n'a été menée que sur un unique sujet, masculin, d'une taille proche de celle du modèle générique (1,74 m contre 1,70 m), et ne présentant pas de morphologie particulière. Aussi, la méthode de mise à l'échelle par optimisation présentée ici n'a été validée en comparaison avec des méthodes de références que sur les membres inférieurs (PUCHAUD 2020 ; PUCHAUD *et al.* 2020). Il serait intéressant de mener une étude de validation plus poussée, notamment en comparant les résultats à ceux que l'on pourrait obtenir en utilisant des méthodes de mise à l'échelle de référence, telles que l'imagerie, en observant les résultats sur plus de sujets, et d'autant plus, des sujets représentatifs d'une cohorte d'utilisateurs de FRM (ou faire de l'imagerie sur une cohorte d'utilisateurs de FRM), et tester plus de paramètres de l'ellipsoïde, notamment ceux rapportés dans la littérature : l'orientation et le centre de l'ellipsoïde.

4.4.3 Mise à l'échelle des paramètres musculaires

Les points de passage des chemins musculaires étant attachés au segment, la mise à l'échelle des chemins musculaires est liée à celle du modèle ostéo-articulaire. Pour un facteur d'homothétie k^s du segment s , les coordonnées du point de passage i , $P_{s_i}^s$ sont multipliées par k_i (MULLER *et al.* 2019) :

$$\forall s \in [1; N_s], \forall i \in [1; N_p], \quad P_{s_i}^s = k^s P_{s_i,0}^s \quad (4.22)$$

$$O_{s_0}^s = k^s O_{s_0}^s \quad (4.23)$$

$$I_{s_0}^s = k^s I_{s_0}^s \quad (4.24)$$

C'est la même relation pour les coordonnées des points d'origine et d'insertion du muscle. $P_{s_i,0}^s$, $O_{s_0}^s$, et $I_{s_0}^s$ sont les coordonnées génériques des points de passage, d'origine, et d'insertion.

La longueur musculo-tendineuse est donc mise à l'échelle selon la même règle puisqu'elle est définie comme la somme des distances entre les points de passage succes-

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

sifs. Ainsi, on a :

$$l^m = \sum_{s=1}^{N_s} \sum_{i=2}^{N_p} P s_i^s - P s_{i-1}^s \quad l^m = \sum_{s=1}^{N_s} \sum_{i=2}^{N_p} k^s (P s_{i,0}^s - P s_{i-1,0}^s) \quad (4.25)$$

Or, les bras de levier musculaires peuvent être calculés comme la dérivée partielle de la longueur musculo-tendineuse par le déplacement articulaire étudié, ainsi les bras de levier suivent également cette loi de mise à l'échelle. Cette loi de mise à l'échelle n'a pas été validée au cours de ces travaux. Néanmoins, elle repose sur les même principe que la mise à l'échelle des longueurs musculo-tendineuses appliquée dans OpenSim (DELP *et al.* 2007), et est couramment utilisée dans l'analyse de la locomotion en FRM (LEWIS *et al.* 2018 ; ODLE *et al.* 2019 ; BERNARD *et al.* 2022 ; DUBOWSKY *et al.* 2008 ; HYBOIS *et al.* 2019a ; PUCHAUD *et al.* 2019). MURRAY *et al.* 2002 proposent une mise à l'échelle des bras de leviers en fonction de la distance du point d'origine ou d'insertion du muscle à l'axe de rotation de la liaison considérée. Si l'on considère alors que les points d'origine et d'insertion sont mis à l'échelle avec les mêmes facteurs d'homothétie que les segments auxquels ils sont attachés, il serait alors possible de mettre à l'échelle le bras de levier selon la méthodologie de Murray *et al.*. Cela dit, cela nécessiterait selon le formalisme de CusToM, de modifier les positions des points de passage pour chaque sujet pour *fitter* au bras de levier ainsi mis à l'échelle. Dans un soucis de temps, les développements pour mettre en place la méthodologie proposée par Murray *et al.* n'ont pas été réalisés au cours de cette thèse.

Les forces musculaires maximales ne sont pas mises à l'échelle. L'utilisation de mesures expérimentales des forces maximales développables par articulation (ergomètre par exemple (DE GROOTE *et al.* 2010 ; HAERING *et al.* 2019 ; SABICK *et al.* 2004 ; MOON *et al.* 2013 ; AKINOĞLU et KOCAHAN 2017 ; KÜLÜNKOĞLU *et al.* 2018)) permettrait de faire une mise à l'échelle du modèle de génération d'effort musculaire personnalisé.

4.4.4 Synthèse de la méthode de mise à l'échelle

Il existe dans la littérature différentes méthodes pour mettre à l'échelle les modèles musculo-squelettiques ; les méthodes de référence sont des méthodes par imagerie IRM (HALONEN *et al.* s. d. ; KAINZ *et al.* 2016 ; KAINZ *et al.* 2017), CT-scan (BARTELS

4.4. MISE À L'ÉCHELLE DES MODÈLES

et al. 2015; MARRA *et al.* 2015), ou EOS (CLÉMENT *et al.* 2015). Par souci de charge expérimentale, nous nous sommes proposés d'utiliser une méthode par optimisation (MULLER *et al.* 2015; MULLER *et al.* 2019; PUCHAUD *et al.* 2020; PUCHAUD 2020) qui a été validée en comparaison avec des méthodes par imagerie (PUCHAUD *et al.* 2020; PUCHAUD 2020). L'avantage de cette méthode était la simplicité de mise en place expérimentale, puisqu'elle est basée sur un essai dynamique de capture opto-électronique, ainsi que la limitation des incertitudes de placement des marqueurs ou d'artefacts de tissus mous (PUCHAUD 2020). Après avoir décrit la méthode de mise à l'échelle par optimisation, on propose une adaptation de la méthode au modèle musculo-squelettique développé. L'adaptation de la mise à l'échelle faisait intervenir une double calibration : une première mise à l'échelle de l'épaule et des rayons de l'ellipsoïde, suivi par une seconde mise à l'échelle du modèle complet. La mise à l'échelle par double calibration a été testée sur un sujet pour six essais de lever de poids en abduction ou en flexion humérale. Neuf différentes méthodes de mise à l'échelle ont été testées : avec/sans prise en compte des boucles fermées, avec algorithme de point-intérieur/Levenberg-Marquardt (LEVENBERG 1944; MARQUARDT 1963; MORÉ 1978), et trois niveaux de spécificité de la mise à l'échelle (pas de facteur d'homothétie propre à l'épaule, facteur d'homothétie propre, et facteur d'homothétie propre et rayons mis à l'échelle spécifiquement). La méthode retenue pour sa plus faible RMSE de positionnement des marqueurs est la méthode avec le niveau de spécificité le plus élevé (facteur d'homothétie propre à la scapula et la clavicule, ainsi que les rayons de l'ellipsoïde mis à l'échelle spécifiquement) et est concordante avec les recommandations de la littérature (SETH *et al.* 2016; SETH *et al.* 2019; BLACHE *et al.* 2021). On a également remarqué que la méthode sélectionnée est également celle qui présente la RMSE la plus faible lors de l'essai en flexion, ce qui est encourageant pour l'utilisation de cette mise à l'échelle pour l'analyse de la locomotion en FRM, étant donné que la flexion est la mobilité humérale la plus sollicitée sur terrain plat (GAGNON *et al.* 2015).

4.5 Conclusion du chapitre

Les modèles musculo-squelettiques sont des outils très utiles pour l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM. Ils permettent par le biais d'une OCM, d'une dynamique inverse, d'un calcul des bras de leviers musculaires et de l'activation musculaire, d'estimer les coordonnées articulaires, la dynamique inter-segmentaire, la contribution musculaire, et les efforts de contact inter-articulaire au cours de la locomotion en FRM. Le modèle musculo-squelettique se décompose en une chaîne ostéo-articulaire, qui régit la cinématique articulaire, et une chaîne musculaire, qui régit le pouvoir contributeur des muscles à une articulation par le biais des bras de levier musculaires.

La chaîne ostéo-articulaire du modèle de l'utilisateur de FRM ici présentée est adaptée de la littérature, le modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005 est utilisé pour les membres supérieurs, et la liaison scapulo-thoracique est adaptée du modèle de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019. Le modèle d'avant-bras et d'épaule sont ainsi des modèles en boucle fermée, c'est-à-dire qu'ils présentent un cycle dans leur chaîne cinématique. Les boucles fermées permettent une meilleure reconstruction cinématique et dynamique (LAITENBERGER *et al.* 2014 ; CLÉMENT *et al.* 2015 ; DUPREY *et al.* 2010 ; VALENTE *et al.* 2015), notamment lors de l'analyse de la locomotion en FRM (HYBOIS *et al.* 2019b). Le modèle proposé comprend 15 solides "réels" pour le côté droit et gauche de l'individu, 52 mobilités, et 4 boucles fermées (fig. 4.5).

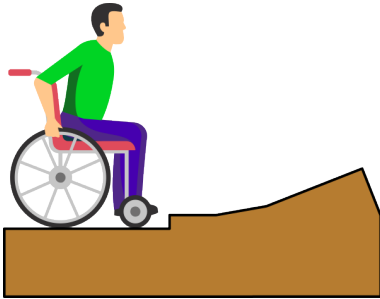
Les chemins musculaires sont composés d'une origine, de points de passage, et d'une insertion. Les muscles, par le biais de leur bras de levier aux articulations, génèrent les couples inter-articulaire, et par la force musculaire, ils participent aux efforts de contact inter-articulaire. A partir de données de bras de levier musculaires de la littérature (HOLZBAUR *et al.* 2005 ; RANKIN et NEPTUNE 2012 ; SETH *et al.* 2019), on utilise une méthode de génération automatique et systématique de coordonnées de points de passage (LIVET *et al.* 2021a). Les bras de leviers approximés sont comparés aux bras de levier en entrée, et à la variation inter-spécimen présente dans la littérature (MURRAY *et al.* 2002 ; GARLAND *et al.* 2018). On peut ainsi valider la chaîne musculaire modélisée jusqu'à la liaison gléno-humérale, qui est la liaison la plus investiguée dans l'analyse de la locomotion en FRM (HOLLOWAY *et al.* 2015 ; GAGNON *et al.* 2015 ;

4.5. CONCLUSION DU CHAPITRE

GAGNON *et al.* 2014; QI *et al.* 2013; MORROW *et al.* 2011; DRONGELEN *et al.* 2005; KULIG *et al.* 1998; MULROY *et al.* 2005; SYMONDS *et al.* 2016; LALUMIERE *et al.* 2013; VAN DRONGELEN *et al.* 2005; LEVY *et al.* 2004; MARTIN-LEMOYNE *et al.* 2020). Le modèle musculaire proposé est composé de 45 chefs musculaire allant du thorax à la main.

Afin de pouvoir utiliser ces modèles pour l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM, il a fallu définir des règles de mise à l'échelle du modèle. Il a été choisi d'utiliser une mise à l'échelle par optimisation, qui permet de réduire la charge expérimentale en minimisant l'effet des erreurs expérimentales (PUCHAUD 2020), et en ne nécessitant que peu de traitement. La mise à l'échelle par optimisation a été adaptée au modèle musculo-squelettique des membres supérieurs en réalisant une double calibration des paramètres géométriques de l'épaule. Différentes méthodes de double calibration ont été proposées et étudiées selon la qualité de reconstruction cinématique du modèle ainsi mis à l'échelle. La méthode de mise à l'échelle qui présente l'erreur de reconstruction la plus faible permet une mise à l'échelle des paramètres géométriques tout en prenant compte des contraintes de boucle fermée, et permet de plus d'optimiser les rayons de l'ellipsoïde de glissement de la scapula, comme le suggère la littérature (SETH *et al.* 2016; SETH *et al.* 2019; BLACHE *et al.* 2021). La mise à l'échelle des paramètres musculaires est définie par homothétie à partir des facteurs résultant de l'optimisation cinématique du modèle.

Nous avons défini au chapitre précédent un processus de traitement des données de capture du mouvement permettant un suivi précis des mobilités de l'épaule, et nous avons défini dans le présent chapitre le modèle musculo-squelettique utilisé par ce processus de traitement. On peut donc désormais s'intéresser à l'analyse de la biomécanique de la locomotion en FRM. L'objectif global de cette thèse était de proposer différents critères de classement des situations environnementales, et donc, fort des méthodes et modèles développés dans ces deux chapitres, on s'intéressera dans le prochain chapitre au traitement de données expérimentales pour l'analyse de la biomécanique en FRM dans différentes situations environnementales.



5

Contribution : Analyse biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant manuel

5.1	Introduction	129
5.2	Matériel et Méthodes	130
5.2.1	Cohorte	130
5.2.2	Expérimentations	130
5.2.3	Matériel expérimental	132
5.2.4	Pré-traitement des données	135
5.2.5	Simulation musculo-squelettique	136
5.2.6	Grandeurs biomécaniques investiguées	138
5.2.7	Classement des situations	139
5.3	Résultats	139
5.3.1	Prétraitement des données	139
5.3.2	Cinématique articulaire des membres supérieurs	140
5.3.3	Proximité aux butées articulaires	147
5.3.4	Actions mécaniques aux mains courantes	149
5.3.5	Couples articulaires des membres supérieurs	152
5.3.6	Estimation des contributions musculaires	156
5.3.7	Classement des situations	157
5.4	Discussion	159
5.4.1	Erreur de reconstruction des essais	159
5.4.2	Comparaison des résultats à la littérature	160
5.4.3	Indice d'inconfort	163
5.4.4	Actions mécaniques aux mains courantes	163
5.4.5	Dynamique articulaire	165

5.4.6	Estimation des contributions musculaires	167
5.4.7	Classement des situations	168
5.4.8	Limites et perspectives	169

5.1 Introduction

On a défini dans les précédents chapitres des méthodes et modèles, outils pour l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM. Cette thèse s'inscrivant dans le cadre du projet CapaCITIES, son principal objectif est *in fine* de quantifier la difficulté physique d'un trajet en milieu urbain pouvant se décrire comme une succession de barrières physiques environnementales. Comme décrit dans les chapitres 1 et 2, nous avons émis le postulat que la difficulté physique devait pouvoir être quantifiée par une ou plusieurs grandeurs biomécaniques évaluées pour franchir la barrière environnementale étudiée. Dans la littérature, la difficulté physique d'une situation est étudiée au travers du prisme du moment propulsif (*i.e.* le moment appliqué par l'utilisateur autour de l'axe de rotation des roues arrière qui permet la propulsion), ou bien au travers de la force résultante exercée par l'utilisateur sur les mains courantes (KOONTZ *et al.* 2005; RICHTER *et al.* 2007). Cela dit, il n'existe pas d'études qui comparent le classement de différentes barrières environnementales selon ces deux précédents critères (cf. chap. 2.3). Il est possible que les classements résultant de ces deux critères ne soient pas équivalents. De plus, nous avons démontré au cours d'une revue bibliographique présentée au chapitre 2, que parmi les études investiguant la biomécanique de la locomotion à travers différentes barrières environnementales, seules neuf avaient étudié plusieurs barrières, et souvent uniquement deux. L'absence de standardisation de procédés expérimentaux, et de méthodes et modèles pour le traitement des données de capture du mouvement et d'effort rendaient également périlleuse la comparaison des résultats obtenus.

C'est pourquoi, l'objectif de cette partie était d'étudier la difficulté physique de différentes barrières environnementales par un classement selon le moment propulsif et les forces résultantes sur les mains courantes. Mais également, à l'aide des méthodes et modèles définis dans les chapitres précédents 3 et 4, je propose d'étudier le classement des barrières environnementales selon les grandeurs biomécaniques les plus présentes dans la littérature (RoM de l'épaule, du coude, et du poignet; moment à l'épaule, et au coude; activité musculaire des muscles actionneurs de l'épaule et du coude).

Je propose d'étudier, à la lumière d'un dialogue avec des ergothérapeutes de l'Institution Nationale des Invalides, différentes situations et obstacles qui paraissent repré-

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

senter des barrières environnementales de la locomotion en FRM en milieu urbain. Les situations et obstacles étudiés étaient donc : démarrage, propulsion à régime établi, demi-tour sur sol plat horizontal, dévers, seuils, et pentes. Le mouvement de propulsion à régime établi sur sol plat horizontal était considérée comme situation de contrôle. Nous aurions aimé étudier, comme nous l'avons rapporté dans la revue bibliographique, des propulsions sur différents types de sols, mais un grand nombre de barrières physiques environnementales étaient déjà étudiées et en investiguer plus aurait été trop contraignant expérimentalement.

Une partie préliminaire des travaux présentés ici ont fait l'objet d'une communication à la Société de Biomécanique en 2021 (LOUESSARD *et al.* 2021).

5.2 Matériel et Méthodes

5.2.1 Cohorte

Nous avons réalisé les séries de mesure sur deux cohortes. La première cohorte comprenait cinq sujets asymptomatiques, et la seconde cinq sujets utilisateurs de FRM. Les sujets de la cohorte asymptomatique (3 femmes et 2 hommes) étaient âgés de 22 à 44 ans (28 ± 9 ans), avaient une masse de 53 à 63 kg (57 ± 4 kg), et mesuraient entre 170 cm et 177 cm (171 ± 5 cm). Tous les sujets étaient initiés à l'utilisation d'un FRM avec au moins une heure de pratique.

Les sujets de la cohorte utilisateurs de FRM (4 femmes et 1 homme) étaient âgés de 37 à 52 ans (49 ± 7 ans), avaient une masse de 57 à 95 kg (72 ± 15 kg), et mesuraient entre 163 cm et 186 cm (171 ± 9 cm). Les sujets étaient atteints de paraplégie (2 femmes, 1 homme), de désarticulation de hanche (1 femme), ou du syndrome d'Ehlers-Danlos (1 femme).

On présente ici les résultats obtenus pour l'un des sujets utilisateurs de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.2.2 Expérimentations

Comme indiqué dans l'introduction, six types de situation ont été étudiées :

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

- Démarrage sur sol plan horizontal ;
- Propulsion simple à régime établi sur sol plan horizontal ;
- Demi-tour vers la droite sur sol plan horizontal ;
- Seuils de 20 mm et de 40 mm de hauteur ;
- Dévers incliné de 8 % à régime établi ;
- Pentes à 5 % et 12 % d'inclinaison à régime établi ;

Le sujet est équipé de 48 marqueurs sur des repères anatomiques des membres supérieurs (Wu *et al.* 2005), ou montés sur des ancillaires (fig. 5.1) :

- 4 marqueurs sur le bassin (épine illiaque antérieure et postérieure) ;
- 7 marqueurs sur le torse (C7, T8, T12, xyphoïde, manubrium sternal, et deux marqueurs techniques sur les côtes) ;
- 4 marqueurs sur l'épaule, 1 à l'acromion, ainsi que 3 marqueurs techniques sur l'épine de la scapula ;
- 6 marqueurs sur le bras, 2 aux épicondyles du coude, ainsi que 4 marqueurs techniques ;
- 3 marqueurs sur l'avant-bras, 2 aux styloïdes radio-ulnaire, ainsi que 1 marqueur technique sur le radius ;
- 2 marqueurs sur la main, aux 2^{ème} et 5^{ème} métacarpiens

Les marqueurs techniques (hormis ceux posés sur l'épine de la scapula qui sont utilisés pour la méthode de double calibration par SP) sont utilisés uniquement pour la labellisation, et pas pour la reconstruction cinématique du mouvement. Le FRM instrumenté était également équipé de 6 marqueurs (4 sur les centres des roues arrière et avant, et 2 marqueurs techniques).

On réalise après avoir équipé le sujet deux captures statiques avec un scapula palpator (comme vu au chapitre 3) avec une pose de la main du participant saisissant la main courante, simulant début et fin de la phase de propulsion. Il lui est ensuite demandé de se propulser à son rythme, dans les six situations décrites ci-dessus. L'ordre de passage des différentes situations est le même que celui présenté ci-dessus, et n'a pas été randomisé au cours des expérimentations. Le participant a réalisé pour chaque situation 5 passages, hormis pour la pente à 12 % d'inclinaison, où il n'a réalisé que trois

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

passages au maximum, selon les capacités du sujet. Il était laissé la possibilité au sujet de se reposer entre chaque situation.

Dans une démarche de standardisation des procédés expérimentaux, nous cherchons à décrire les situations et les conditions d'approche d'une manière suffisamment exhaustive de telle sorte à ce qu'elle permette la reproduction des expérimentations (fig. 5.2) :

- Pour la situation de propulsion simple, une impulsion initiale était donnée au sujet par un expérimentateur, afin qu'il atteigne sa vitesse de locomotion de confort dans les limites de l'espace visible par le système de capture du mouvement. Cette impulsion n'était pas normalisée autrement que par le ressenti du sujet après chaque passage.
- Pour le demi-tour, tous les demi-tours ont été effectués vers la droite ; et il était demandé au sujet entre chaque demi-tour d'avancer d'environ 10 cm afin d'aligner les roues avant du FRM avec les roues arrières.
- Pour les deux seuils étudiés, le sujet démarrait à l'arrêt avec les roues avant posées sur le seuil et les roues arrière effleurant le seuil ; entre chaque essai, un expérimentateur descendait le sujet du seuil et le remettait en position de départ.
- Pour le dévers, tous les passages ont été effectués de telle sorte à ce que l'aval coïncide avec le côté gauche du sujet ; au départ de chaque passage, une impulsion était donnée au sujet par un expérimentateur pour lui faciliter le démarrage. Cette impulsion n'était pas normalisée autrement que par le ressenti du sujet après chaque passage.
- Pour les deux pentes évaluées, le sujet démarrait sur la pente, à l'aide d'une impulsion d'un expérimentateur. Cette impulsion n'était pas normalisée autrement que par le ressenti du sujet après chaque passage.

5.2.3 Matériel expérimental

Les actions mécaniques exercées par les mains droite et gauche aux mains courantes étaient mesurées par un FRM instrumenté (FRET-2, (VASLIN *et al.* 2011 ; COUÉTARD *et al.* 2011)). Le FRET-2 (Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain) est un FRM dont le

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES



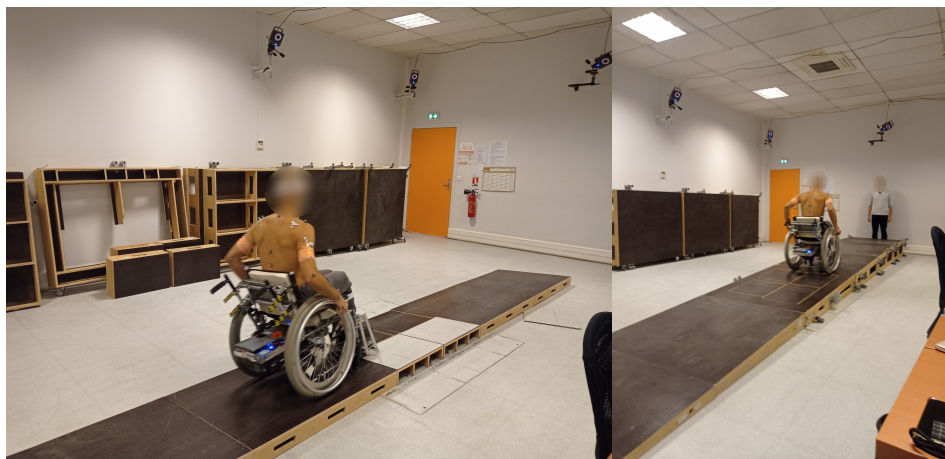
FIGURE 5.1 – Utilisateur équipé du jeu de marqueur complet. Les ancillaires de marqueur sont identifiés par les cercles rouges.

dossier, l'assise, les mains courantes, et le repose-pied sont instrumentés de sorte à pouvoir déterminer l'ensemble des actions mécaniques exercées par l'utilisateur sur le FRM. Ici, seuls les torseurs d'actions mécaniques aux mains courantes ont été utilisées car l'algorithme de dynamique inverse (NEWTON 1687; EULER 1775) suit l'arborescence des segments du modèle ostéo-articulaire, et que l'on ne cherche à déterminer les actions mécaniques inter-segmentaires que jusqu'à l'épaule. La fréquence d'acquisition du FRM instrumenté était de 100 Hz.

Du fait de la forte instrumentation du FRET-2, celui-ci est plus lourd qu'un FRM pour l'usage au quotidien (39.6 kg, contre 12 kg dans SPRIGLE et HUANG 2015 par exemple), il conviendra alors de tenir compte de cela lorsque nous comparerons les actions mécaniques mesurées et évaluées à celles de la littérature. En effet, comme nous l'avons montré dans la revue bibliographique, la plupart des études de la littérature utilisent seulement des mains courantes instrumentées, le plus souvent seulement d'un côté, réduisant l'impact de l'instrumentation sur les mesures, mais induisant une dissymétrie qui n'est pas le cas du FRET.

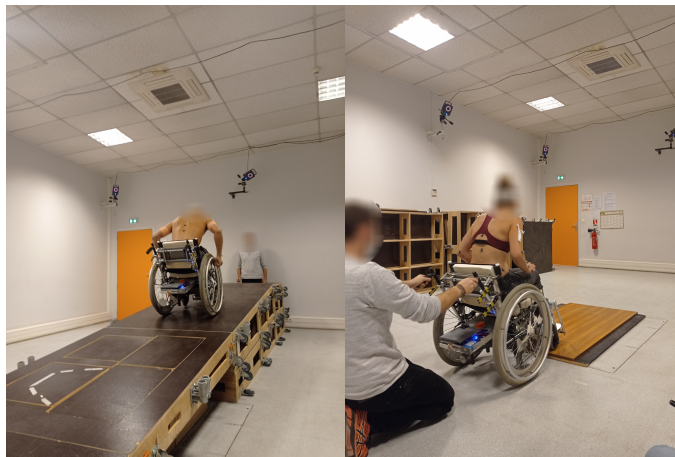
La capture du mouvement était réalisée à partir de 10 caméras VICON® (8 caméras

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES



(a) Dévers

(b) Pente de 5 %



(c) Pente de 12 %

(d) Seuil de 40 mm

FIGURE 5.2 – Reproduction des barrières physiques environnementales en laboratoire

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

T-40 et 2 caméras Vero 1.0) au CERAH. La fréquence d'acquisition des caméras était de 100 Hz. La salle de capture du mouvement était recouverte de sol lisse type lino, on installait des modules en bois pour reproduire les différentes situations (dévers, seuils, et pentes). Ainsi, au cours des essais de propulsion, démarrage, demi-tour, et seuils, l'utilisateur devait se propulser sur une surface en lino, et au cours des essais de pentes, et dévers, il devait se propulser sur une surface en bois. Les roues arrière du FRM instrumenté étaient gonflées à 3 bars avant l'installation du sujet.

5.2.4 Pré-traitement des données

Au cours de chaque session expérimentale, et pour chacune des situations (plat, pente, et dévers), on réalisait une calibration dynamique du FRM instrumenté à partir d'un essai où l'utilisateur est poussé par un expérimentateur dans la situation étudiée. Cette calibration permet de prendre en compte la répartition du poids sur les différents capteurs des roues dans la situation étudiée (SAURET *et al.* 2011 ; SAURET *et al.* 2014). On réalise également avant chaque essai une étape de synchronisation des caméras avec le FRM instrumenté en effectuant un choc sur la main courante droite et ce choc produit un bruit mesuré avec un micro branché au système de caméras VICON®. L'instant de synchronisation dans les deux systèmes d'acquisition est ensuite détecté manuellement *a posteriori* sur les signaux des deux systèmes.

À partir de la méthode de compensation des artefacts des tissus mous décrite au chapitre 3, on reconstruit sur l'ensemble des essais des marqueurs équivalents au *scapula palpator*. Ces marqueurs "virtuels" permettront un suivi de la scapula tout au long des essais avec une incertitude équivalente à l'incertitude de mesure du *scapula palpator*. On découpe l'ensemble des acquisitions en cycles de propulsion. La détection du début et de la fin des cycles de propulsion est réalisée manuellement par un des expérimentateurs (fig. 5.3). Les demi-tours, dévers, et seuils ne sont pas découpés en cycle et on se propose d'analyser l'ensemble du franchissement de la situation.

La labellisation des données de capture du mouvement a été réalisée sur le logiciel NEXUS 2.11®. Les marqueurs présentant des occultations pendant moins de 15 instants de capture (*i.e.* 1 s) sont reconstruits à partir d'une spline de leur trajectoire

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

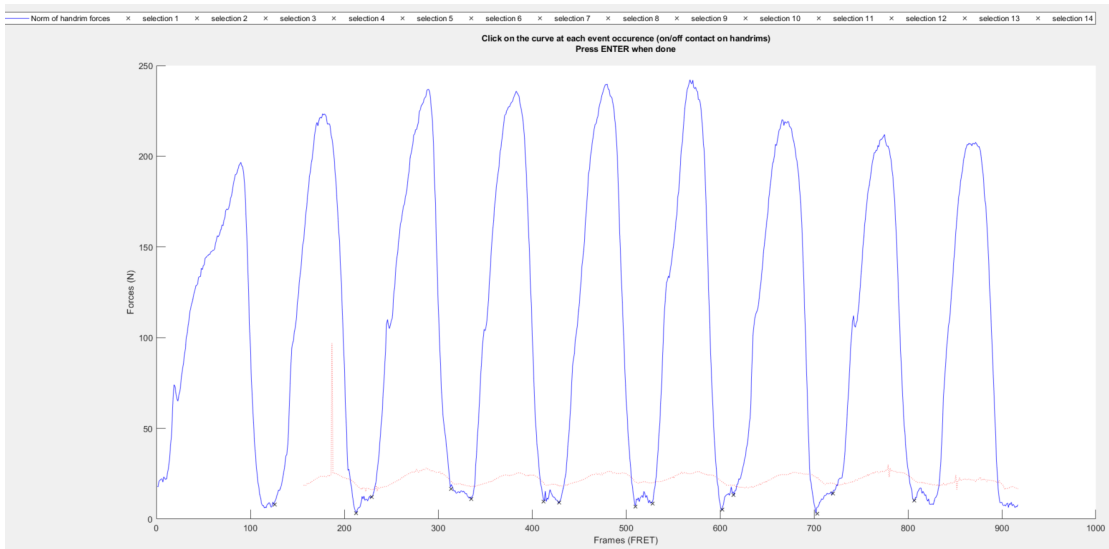


FIGURE 5.3 – Représentation de la détection des cycles. Le tracé bleu correspond à la force résultante au cours de l'essai. Chaque cycle correspond à une phase de propulsion (vagues dans le tracé) et la phase de roue libre qui suit (plateau).

antérieure et postérieure à l'occultation. Les marqueurs occultés pendant plus de 15 échantillons de capture sont reconstruits selon un recalage rigide à partir des autres marqueurs du même segment. On vérifie la labellisation de tous les essais à l'aide d'un script MATLAB® qui détecte les mouvements anormaux des marqueurs (inversion) et leur occlusion.

Les actions mécaniques aux mains courantes mesurées sont exprimées dans le repère mobile du FRM instrumenté, puis, à partir de marqueurs placés sur le FRM, réexprimés dans le repère du système de capture du mouvement.

5.2.5 Simulation musculo-squelettique

On utilise le modèle musculo-squelettique défini au chapitre 4 pour traiter les données expérimentales en une étape d'optimisation cinématique multi-corps (OCM), de dynamique inverse, et d'estimation des efforts musculaires. Le modèle qui représente les membres supérieurs, est bilatéral, dispose de 13 solides "réels" et de 51 liaisons. Il est adapté des modèles de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019, de HOLZBAUR *et al.* 2005, et suit les recommandations de l'ISB, hormis à l'épaule (liaison gléno-humérale et scapulo-thoracique). En effet, d'après ŠENK et CHÈZE 2006, la séquence d'angle

5.2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

à l'épaule préconisée dépend du mouvement étudié, comme la locomotion en FRM (SEVERIN et DANIELSEN 2022). De plus, les moments inter-articulaires sont exprimés dans le repère mobile de coordonnées de la liaison (ou *joint coordinate system*). A la liaison GH, cette séquence d'angle est : XZY , soit les angles de flexion/extension, d'abduction/adduction, et de rotation interne/externe. À l'avant-bras, la séquence d'angle est ZY , soit les angles de flexion/extension, puis de pronation/supination.

Le modèle musculaire présente 86 muscles adaptés des modèles de Seth et de Holzbaur à partir d'une méthode de génération automatique et systématique des points de passage (LIVET *et al.* 2021a).

Le modèle est mis à l'échelle géométriquement à partir de la méthode présentée au chapitre précédent (chap. 4) : après une mise à l'échelle anthropométrique basée sur la taille du sujet, les facteurs d'homothétie k des segments sont déterminés par optimisation de l'erreur cinématique cumulée sur un essai de propulsion en démarrage.

Le modèle inertiel est mis à l'échelle à partir des facteurs d'homothétie k déterminés lors de la mise à l'échelle géométrique à partir d'une méthode décrite par (DUMAS *et al.* 2007).

Les données en entrée de la simulation, c'est-à-dire les données de capture du mouvement et d'actions mécaniques sur les mains courantes ont été filtrées par un filtre passe-bas de Butterworth (SELESNICK et SIDNEY BURRUS 1998) avec une fréquence de coupure à 5 Hz (COOPER *et al.* 2002). Les coordonnées articulaires issues de l'étape d'OCM ont elles également été filtrées avec une fréquence de coupure à 5 Hz.

L'étape d'OCM est réalisée avec la méthode décrite au chapitre 3, implémentée dans CusToM. À partir des résultats de l'étape d'OCM et des efforts mesurés à la main courante, on réalise une étape de dynamique inverse. Les boucles fermées sont traitées en dynamique inverse par le biais des multiplicateurs de Lagrange (chap. 2).

Tous les calculs sont réalisés sur un ordinateur sous Windows 10 x64, disposant d'un Intel®Core™i9-9880H CPU @ 2,30GHz, et 32,0 Go de RAM.

5.2.6 Grandeurs biomécaniques investiguées

À partir des résultats de la simulation musculo-squelettique, on rapporte la amplitude articulaire moyenne (*i.e* RoM utilisé). au cours d'un cycle de propulsion dans les différentes situations pour les mouvements de la liaison GH (flexion/extension, abduction/adduction, et rotation interne/externe), du coude (flexion/extension, pronation/supination), et du poignet (flexion/extension, déviation radio-ulnaire). On investigue également les couples moyens et maximaux au cours des cycles de propulsion dans les différentes situations pour les mouvements de l'épaule (flexion/extension, abduction/adduction, et rotation interne/externe) et du coude (flexion/extension). On rapporte également les activations musculaires de cinq muscles : *Triceps*, *Biceps*, *Pectoralis major*, *Deltoidus anterior*, et *Deltoidus posterior*. Ces grandeurs biomécaniques sont choisies car ce sont celles qui sont le plus rapportées dans la littérature et qui nous permettront donc au mieux de s'y comparer.

À partir de la cinématique articulaire, nous avons également cherché à quantifier la proximité aux butées articulaires. En effet, les positions articulaires extrêmes favorisent l'inconfort et l'apparition de troubles musculo-squelettiques et de pathologies tels que les tendinites ou le syndrome du canal carpien (BONINGER *et al.* 1998 ; SHIMADA *et al.* 1998 ; KOONTZ *et al.* 2002 ; MUKHOPADHYAY *et al.* 2007 ; JANE COTE GIL COURRY *et al.* 1998). On définit un indice d'inconfort à partir de la proximité des angles articulaires du coude (flexion/extension) et du poignet (flexion/extension, déviation radio-ulnaire) à leurs butées articulaires (LOUIS 2010 ; MARCHIORI 2015) :

$$i_{fec} = \frac{\tanh\left(\frac{|\theta_{fec}-90|}{4} - 17\right) + \tanh\left(\frac{|\theta_{fec}-130|}{2} - 38\right) + 2}{2} \quad (5.1)$$

$$i_{fep} = \frac{\tanh(|\theta_{fep}|/5 - 5) + 1}{2} \quad (5.2)$$

$$i_{dp} = \frac{\tanh\left(\frac{|\theta_{dp}-2.5|}{2} - 6\right) + 1}{2} \quad (5.3)$$

Où i_{fec} , i_{fep} , et i_{dp} sont respectivement les indices d'inconfort pour la flexion/extension du coude, du poignet, et de la déviation radio-ulnaire du poignet. θ_{fec} , θ_{fep} , et θ_{dp} sont les angles articulaires de la flexion/extension du coude (tel que $\theta_{fec} = 180^\circ$ en extension), du poignet, et de la déviation radio-ulnaire du poignet.

5.3. RÉSULTATS

5.2.7 Classement des situations

À partir des résultats de la simulation musculo-squelettique et de l'estimation des indices d'inconfort, on définit cinq grandeurs biomécaniques clefs pour établir un classement pluri-critère des situations environnementales investiguées. Ces grandeurs biomécaniques clefs sont :

- la résultante des efforts F_{res} ;
- le moment propulsif M_z ;
- l'indice d'inconfort en déviation du poignet, qui était l'indice d'inconfort le plus élevé sur l'ensemble des situations ;
- le couple maximal de flexion du coude ;
- le couple normal maximal à l'épaule, calculé comme la racine de la somme des carrés des couples à l'épaule.

La force résultante et le moment propulsif sont choisis car ils ont déjà été utilisés dans la littérature pour refléter la difficulté physique d'une situation ; l'indice d'inconfort en déviation radio-ulnaire est choisi car c'est l'indice d'inconfort qui présentera les valeurs les plus élevées (inconfort maximal) ; les couples maximaux au coude et à l'épaule sont choisis par l'hypothèse émise qu'ils peuvent refléter d'une difficulté physique du franchissement d'une situation environnementale.

5.3 Résultats

On présente ici les résultats obtenus pour l'un des sujets utilisateurs de FRM (homme, 186 cm, 75 kg), les autres sujets étant encore en cours de traitement.

5.3.1 Prétraitement des données

Après l'étape de découpe des cycles, 82 cycles sont répartis sur les différentes situations à analyser en simulation musculo-squelettique : 10 cycles de démarrage, 6 demi-tours, 5 dévers, 20 cycles de pente à 5 % d'inclinaison, 25 cycles de pente à 12 % d'inclinaison, 5 seuils de 20 mm, 5 seuils de 40 mm, et 6 cycles de propulsion en régime établi.

5.3. RÉSULTATS

En investiguant l'erreur quadratique moyenne de la reconstruction cinématique sur les différents cycles, deux cycles présentaient une erreur anormale par rapport aux autres cycles (fig. 5.4). Ces erreurs anormales provenaient d'erreurs dans la labellisation, et on écarte donc ces deux cycles de l'analyse musculo-squelettique subséquente.

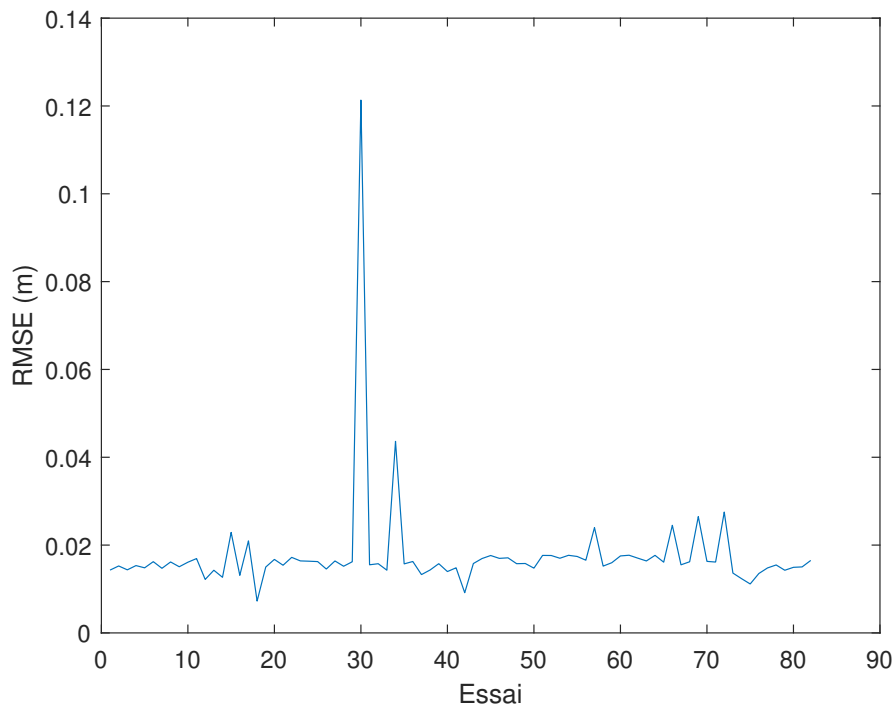


FIGURE 5.4 – Erreur quadratique moyenne du positionnement des marqueurs au cours de la reconstruction cinématique sur chacun des essais.

5.3.2 Cinématique articulaire des membres supérieurs

La figure 5.5 présente les résultats de plage articulaire sur les mobilités de la liaison gléno-humérale gauche et droite dans les différentes situations. Les tableaux 5.1 et 5.2 contiennent les résultats de plage articulaire et d'angles maximaux et minimaux des liaisons sterno-claviculaire et gléno-humérale droite et gauche sur l'ensemble des situations.

Pour la flexion/extension de la GH, les plages angulaires sont minimales dans les seuils de 20 mm avec $41,2^\circ$, et maximales en démarrage avec $66,9^\circ$. La plus grande élévation est de $75,8^\circ$ durant les simples propulsions, et la plus grande dépression moyenne est

5.3. RÉSULTATS

TABLE 5.1 – Amplitude articulaire (°) des mobilités de l'épaule dans les différentes situations. SCP/R est la protraction/rétraction de la SC, SCD/E la dépression/élévation de la SC, SCR la rotation axiale de la SC ; GHA/A l'abduction/adduction de la GH, GHF/E la flexion/extension de la GH, GHR la rotation axiale de la GH. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

		SCP/R		SCD/E		SCR		GHA/A		GHF/E		GHR	
		D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
Démarrage	moy	4,8	5,5	13,6	6,0	0,3	4,7	24,2	13,8	66,9	49,9	32,9	31,1
	std	1,9	1,8	3,4	1,1	0,2	13,6	3,2	3,5	5,2	3,6	8,4	3,7
Demi-tour	moy	13,9	16,5	11,4	11,2	3,9	10,0	39,1	16,1	44,0	32,7	47,7	29,5
	std	1,9	5,0	4,6	8,5	2,0	11,9	12,4	10,0	7,1	13,9	9,9	4,9
Dévers	moy	12,7	14,1	24,2	11,6	6,6	33,6	31,3	24,2	51,8	51,8	42,4	39,1
	std	9,3	2,9	21,1	5,0	13,2	27,1	2,7	13,7	16,9	24,2	24,6	5,2
Pente 05	moy	4,9	7,1	14,8	5,0	7,2	3,0	19,5	8,9	62,3	44,1	22,3	24,3
	std	4,1	5,0	3,2	2,4	19,1	7,3	2,9	3,4	4,0	2,5	5,2	2,2
Pente 12	moy	7,1	11,1	16,5	7,7	0,3	17,3	18,0	11,4	57,3	36,3	14,8	21,4
	std	3,9	3,8	8,2	8,2	0,2	32,1	3,9	18,7	12,8	9,1	5,0	16,0
Propulsion	moy	6,1	12,6	16,6	7,9	17,6	0,3	17,8	12,6	58,7	39,5	34,7	35,3
	std	3,7	6,6	8,4	2,4	27,2	0,2	15,0	4,9	8,4	7,9	16,5	12,2
Seuil 20	moy	9,9	9,7	12,5	7,6	0,2	21,2	32,7	14,9	41,2	49,7	32,9	19,9
	std	5,2	3,9	3,7	3,6	0,2	26,8	8,0	3,8	7,2	10,9	6,8	6,4
Seuil 40	moy	17,8	14,3	24,9	8,0	0,2	2,8	25,9	15,2	44,3	30,9	46,2	15,2
	std	6,1	2,4	9,0	1,1	0,1	1,6	4,2	3,8	4,9	3,8	10,2	4,6

atteinte en démarrage à $-45,3^\circ$. Les plages angulaires d'flexion/extension sont différentes à droite et à gauche de plus de leur écart-type en démarrage, pente de 5 %, et seuils de 40 mm.

En abduction/adduction de l'épaule, les plages angulaires sont comprises entre $8,5^\circ$ pour les pentes de 5 % et $39,1^\circ$ pour les demi-tours. L'abduction maximale est atteinte en dévers avec $50,7^\circ$, et la minimale en demi-tour avec -4° . Pour les plages angulaires droites et gauche, seuls les seuils de 20 mm et 40 mm sont différents.

Les plages angulaires de rotation axiale sont comprises entre $14,8^\circ$ pour les pentes de 12 % et $47,7^\circ$ pour les demi-tours. La rotation interne moyenne maximale est de $40,8^\circ$ en demi-tour, et la minimale est de $-34,4^\circ$ en propulsion simple. Pour la rotation interne-externe de la liaison GH, les résultats en amplitude articulaire à gauche et à droite sont différents en demi-tours.

La figure 5.6 présente les résultats d'amplitudes articulaires estimées à l'avant-bras et au poignet. Les tableaux 5.4 et 5.3 recensent les résultats d'amplitudes articulaires

5.3. RÉSULTATS

TABLE 5.2 – Angles maximaux et minimaux des mobilités de l'épaule au cours des différentes situations. SCP/R est la protraction/rétraction de la SC, SCD/E la dépression/élévation de la SC, SCR la rotation axiale de la SC ; GHA/A l'abduction/adduction de la GH, GHF/E la flexion/extension de la GH, GHR la rotation axiale de la GH. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

		SCP/R		SCD/E		SCR		GHA/A		GHF/E		GHR	
		D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
Démarrage	max	5,5	-11,5	20,1	-1,2	-45,3	22,6	-21,8	27,6	21,2	14,7	36,3	3,3
	min	0,7	-17,0	6,6	-7,2	-45,6	17,9	-46,0	13,8	-45,7	-35,1	3,4	-27,8
Demi-tour	max	23,5	5,7	17,9	4,4	2,3	16,3	-7,1	11,8	3,2	49,5	40,8	36,9
	min	9,7	-10,8	6,5	-6,9	-1,6	6,3	-46,3	-4,3	-40,9	16,8	-6,9	7,4
Dévers	max	16,8	-5,8	30,5	-0,8	-26,2	14,5	-19,3	37,3	9,2	18,3	37,3	10,0
	min	4,1	-19,9	6,3	-12,4	-32,8	-19,1	-50,7	13,1	-42,5	-33,4	-5,1	-29,1
Pente 5,0	max	7,7	-10,1	22,7	0,9	-34,5	29,8	-19,1	26,8	18,5	11,9	25,4	2,7
	min	2,8	-17,2	7,9	-4,1	-41,7	26,8	-38,6	17,8	-43,8	-32,2	3,1	-21,6
Pente 12,0	max	8,1	-4,5	25,1	-0,6	-45,3	14,7	-18,8	27,6	17,8	23,1	16,7	16,3
	min	1,0	-15,6	8,6	-8,3	-45,6	-2,6	-36,8	16,2	-39,6	-13,1	1,9	-5,1
Propulsion	max	5,9	-10,0	27,4	1,0	-14,9	30,5	18,1	29,5	75,8	11,0	35,7	0,9
	min	-0,2	-22,6	10,8	-6,8	-32,5	30,2	0,3	16,9	17,1	-28,5	1,0	-34,4
Seuil 20,0	max	11,6	-1,2	14,0	-8,0	-45,4	-5,6	-13,0	26,9	-4,1	24,4	36,8	-7,0
	min	1,7	-10,9	1,5	-15,6	-45,6	-26,8	-45,7	12,0	-45,3	-25,2	3,9	-26,9
Seuil 40,0	max	16,5	-3,0	27,8	-2,1	-45,5	13,1	-17,0	29,1	6,4	8,0	31,5	-2,9
	min	-1,3	-17,3	2,9	-10,1	-45,7	10,4	-43,0	13,9	-37,8	-22,9	-14,7	-18,1

et des angles maximaux et minimaux du coude et de l'avant-bras.

En flexion/extension du coude, les plages angulaires sont comprises entre 17,9 ° pour les seuils de 20 mm, et 63,3° pour les pente de 12°. La flexion maximale est obtenue en pente de 12 % avec 115,2° et l'extension minimale est atteinte en propulsion simple avec 45,1°. Les résultats à gauche et à droite présentent une différence sur les seuils de 40 mm et les démarrages.

En pronation-supination du coude, les plages angulaires présentent une différence à droite et à gauche durant les essais de demi-tour. Les plages angulaires sont comprises entre 18,8° en pente de 12 % et 53,5° en dévers. L'angle maximal est obtenu en demi-tour avec 130,8° et l'angle minimal en dévers avec 70,4°.

En déviation radio-ulnaire, on observe une différence des résultats en cycles de démarrage et de demi-tour. Les plages angulaires sont comprises entre 18,8° en seuil de 20 mm et 42,1° en pente de 5 %. La déviation maximale est atteinte en pente de 5 % avec 21,4° et minimale en pente de 5 % également avec -20,6°.

Pour la flexion/extension du poignet, on observe des résultats différents à droite et à gauche en demi-tour, dévers et pente de 5 %. Les plages angulaires sont les plus

5.3. RÉSULTATS

TABLE 5.3 – Amplitudes articulaires de l'avant-bras et du poignet au cours des différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

		Flexion/Extension Coude		Pronation/Supination		Déviation Radio-ulnaire		Flexion/Extension Poignet	
		D	G	D	G	D	G	D	G
Démarrage	moy	58,0	42,9	25,5	23,3	39,7	30,9	51,8	49,2
	std	4,9	1,6	3,8	3,5	2,2	2,0	1,9	2,2
Demi-tour	moy	37,4	39,8	53,4	25,9	37,8	22,3	58,5	36,7
	std	8,1	2,4	5,6	6,5	2,5	1,6	2,2	5,9
Dévers	moy	48,2	35,9	53,5	37,1	32,0	26,4	47,1	41,8
	std	4,1	1,4	14,9	8,0	4,2	4,6	6,4	4,7
Pente 05	moy	48,1	41,0	22,0	26,6	42,1	36,1	50,9	42,8
	std	5,5	2,1	4,0	8,3	2,6	6,0	1,6	7,4
Pente 12	moy	63,3	49,2	18,8	23,5	33,5	23,7	46,9	38,4
	std	6,0	3,8	6,2	4,5	4,4	4,3	3,9	4,6
Propulsion	moy	53,4	36,9	29,4	27,4	37,5	30,2	40,0	43,2
	std	12,8	3,4	7,9	11,2	13,8	6,7	12,9	5,6
Seuil 20	moy	21,5	17,9	29,7	25,5	22,7	18,8	33,3	35,5
	std	10,6	8,1	5,5	5,6	3,6	5,5	4,3	5,0
Seuil 40	moy	61,8	41,9	24,5	24,2	27,3	20,6	32,9	39,3
	std	6,2	1,0	4,9	9,5	5,6	3,9	4,4	2,3

faibles en seuils de 20 et 40 mm, avec au minimum 32,9° pour les seuils de 40mm. Au contraire, les plages angulaires sont les plus élevées en demi-tour avec 58,5°. La flexion maximale du poignet est atteinte en pente de 12 % avec 26,0° et la minimale en demi-tour avec -34,4°.

5.3. RÉSULTATS

TABLE 5.4 – Angles maximaux et minimaux de l'avant-bras et du poignet au cours des différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

		Flexion/Extension Coude		Pronation/Supination		Déviation Radio-ulnaire		Flexion/Extension Poignet	
		D	G	D	G	D	G	D	G
Démarrage	max	104,7	107,0	107,3	-85,9	20,6	19,7	23,5	25,6
	min	46,7	64,1	81,9	-109,2	-18,9	-11,2	-28,3	-23,5
Demi-tour	max	103,9	102,0	130,8	-88,2	19,5	19,8	24,0	17,7
	min	66,5	62,3	77,4	-114,1	-18,1	-2,3	-34,4	-18,9
Dévers	max	107,0	97,4	124,0	-81,1	14,6	22,0	23,3	24,0
	min	58,8	61,5	70,4	-118,2	-17,4	-4,3	-23,7	-17,7
Pente 05	max	100,4	105,0	111,9	-93,6	21,4	22,3	21,5	24,1
	min	52,2	64,0	89,9	-120,2	-20,6	-13,7	-29,2	-18,6
Pente 12	max	115,2	111,9	107,7	-84,2	19,1	17,5	26,0	19,0
	min	51,9	62,7	88,9	-107,7	-14,2	-6,1	-20,8	-19,2
Propulsion	max	98,5	100,0	112,0	-82,5	19,4	12,8	21,2	22,9
	min	45,1	63,1	82,5	-109,9	-17,9	-17,4	-18,7	-20,2
Seuil 20	max	108,1	106,7	121,2	-89,4	8,7	12,9	15,9	20,7
	min	86,6	88,8	91,5	-114,9	-13,9	-5,8	-17,4	-14,7
Seuil 40	max	113,4	109,6	110,5	-83,7	16,1	17,5	21,4	18,1
	min	51,5	67,7	86,0	-107,9	-11,1	-3,0	-11,4	-21,1

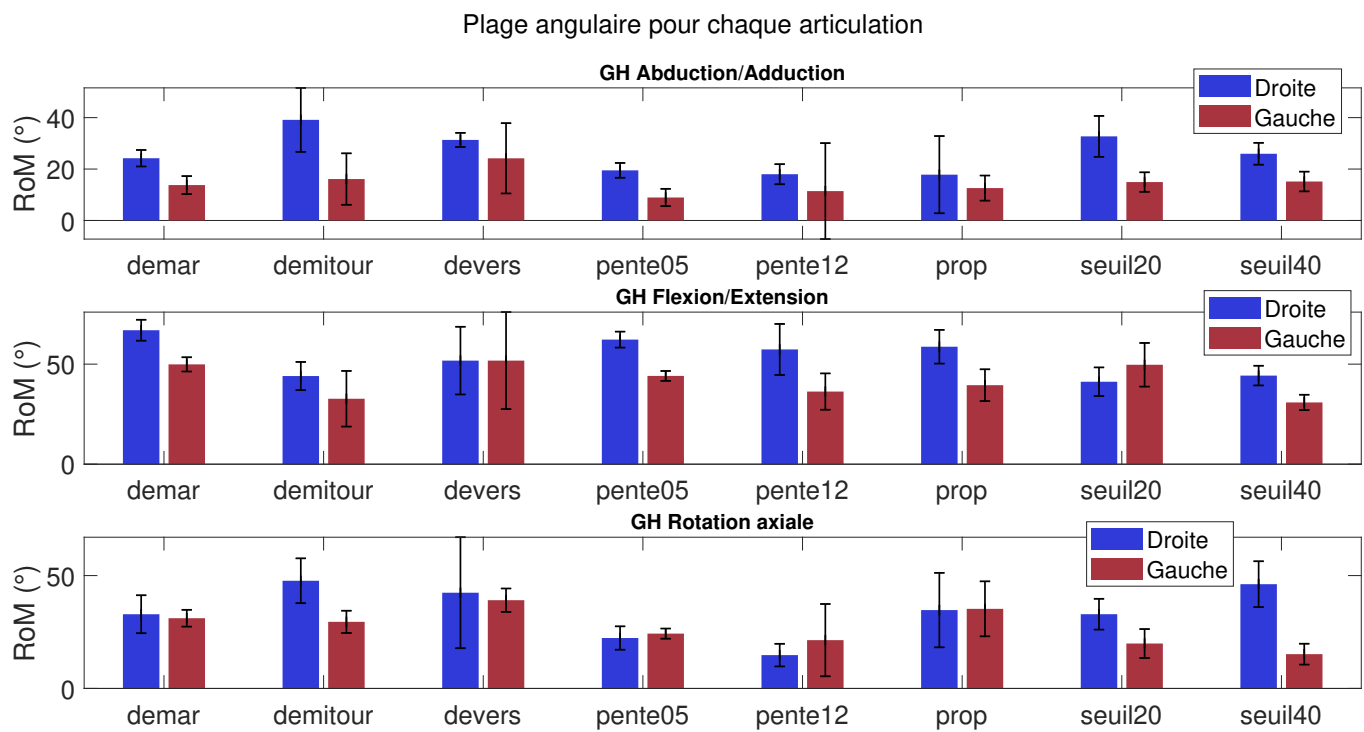


FIGURE 5.5 – Amplitude articulaire des mobilités de l'épaule pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

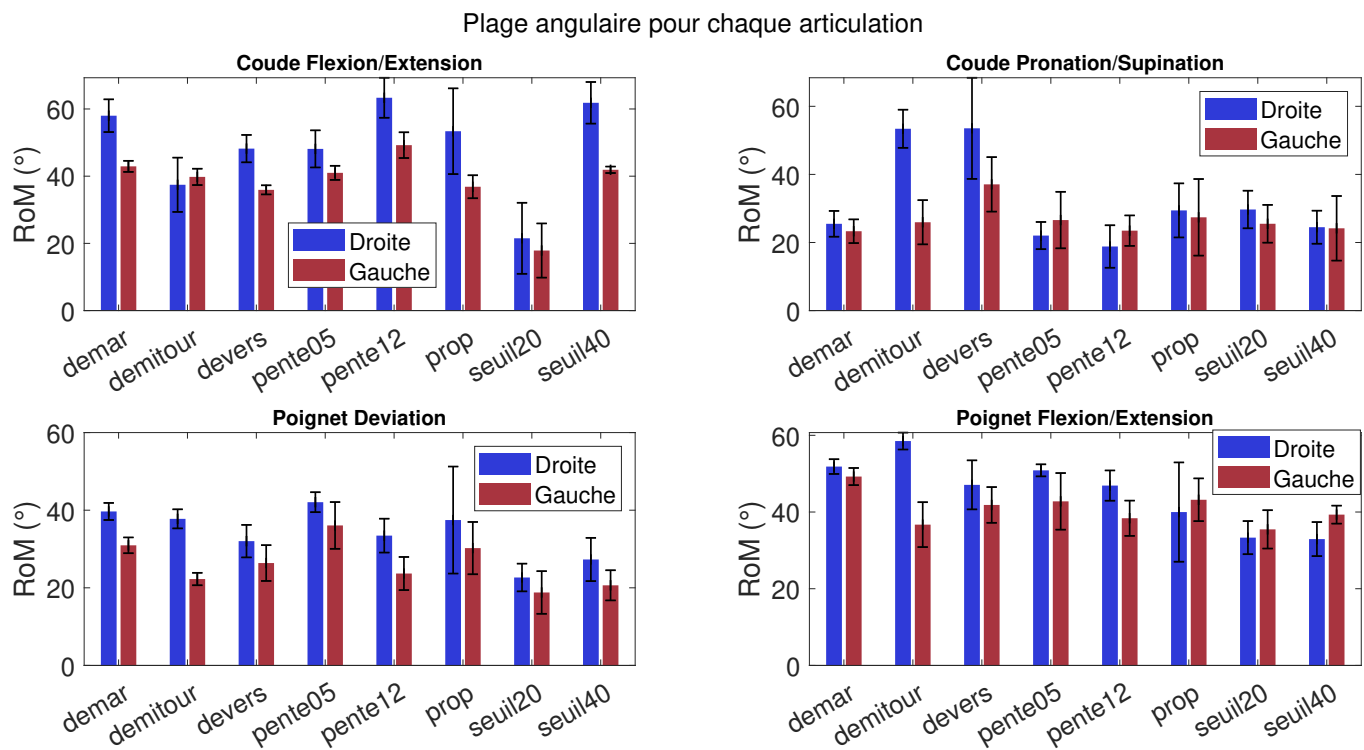


FIGURE 5.6 – Amplitude articulaire des mobilités de l'avant-bras et de la main pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.3. RÉSULTATS

5.3.3 Proximité aux butées articulaires

A partir des données de cinématique articulaires, il a été possible d'évaluer l'indice d'inconfort présenté précédemment (LOUIS 2010) pour la flexion/extension du coude, et les mobilités du poignet. L'indice d'inconfort est défini entre $[0, 1]$, avec 1 représentant l'inconfort maximal.

On présente dans la figure 5.7 l'indice d'inconfort moyen pour chacune des situations, à droite et à gauche.

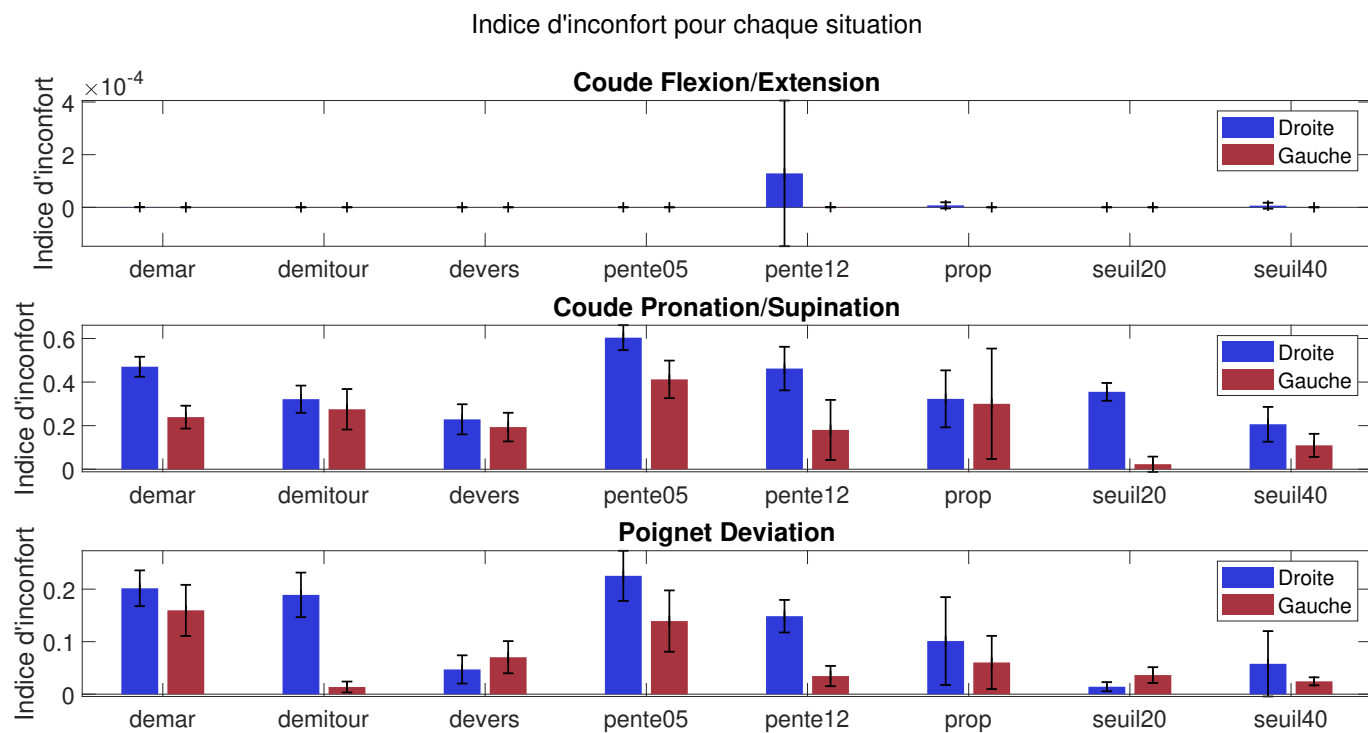


FIGURE 5.7 – Indice d'inconfort moyen pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg). Les axes ne sont pas égaux sur les différents sous-graphes.

5.3. RÉSULTATS

Pour la flexion/extension du coude, l'indice d'inconfort est en moyenne proche de 0 (la propulsion présente l'inconfort le plus élevé avec pour valeur moyenne 0,0001). Pour la déviation radio-ulnaire, on observe des résultats différents à droite et à gauche pour les situations de démarrage, de pente à 5 % et 12 % d'inclinaison, et de seuils de 20 mm. L'indice d'inconfort moyen maximal est atteint en pente de 5 % à droite en déviation radio-ulnaire, avec pour valeur 0,62. L'indice d'inconfort moyen minimal à droite est atteint en dévers et en seuil de 40 mm avec pour valeur 0,23. A gauche, l'indice d'inconfort moyen maximal est 0,41 pour les pentes de 5 %, et le minimal est de 0,02 pour les seuils de 20 mm.

Pour la flexion-extension du poignet, on observe des résultats différents à droite et à gauche en demi-tour ainsi qu'en seuils de 20 mm. L'indice d'inconfort moyen minimal est atteint à gauche pour les demi-tours avec pour valeur 0,009, et est atteint à droite pour les seuils de 20 mm avec pour valeur 0,01. Les indices d'inconfort sont les plus élevés en pente de 5 % avec pour valeur à droite et à gauche 0,17.

5.3.4 Actions mécaniques aux mains courantes

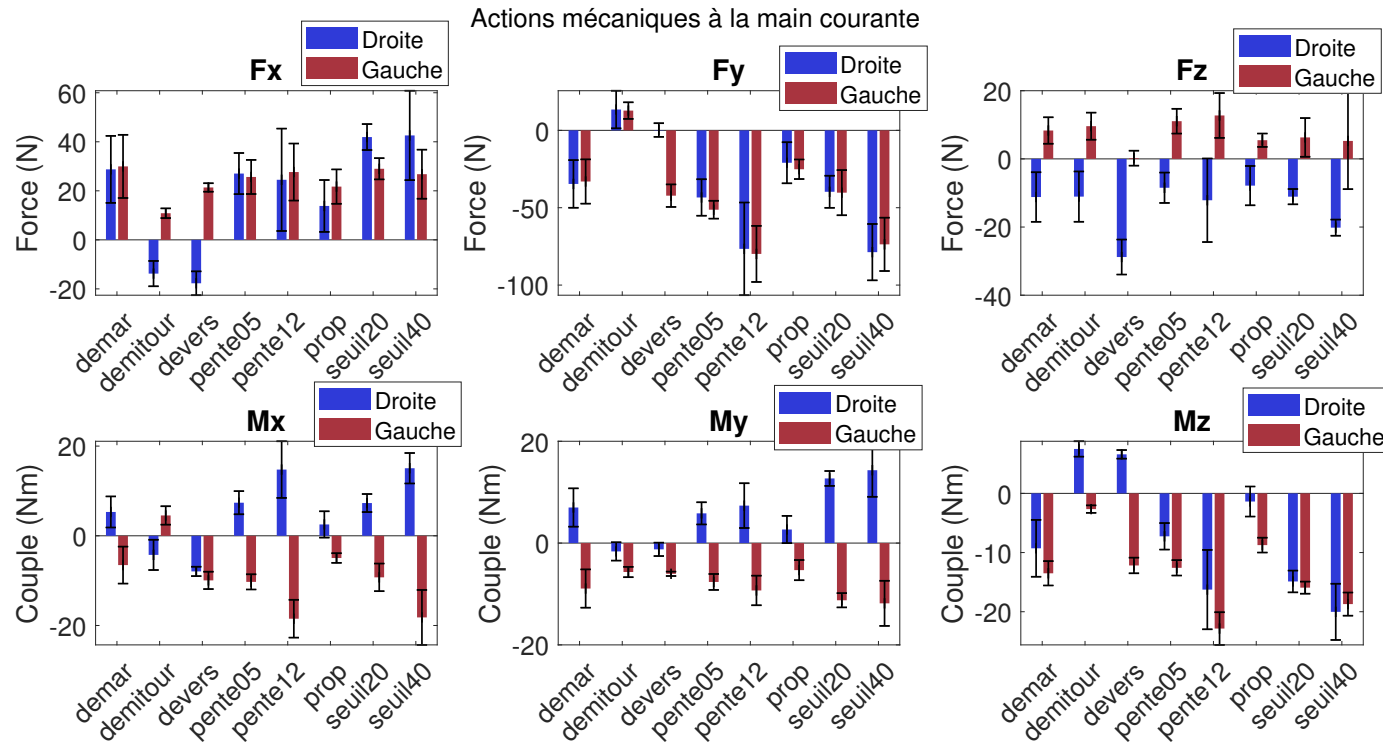


FIGURE 5.8 – Actions mécaniques exercées par l'utilisateur sur les mains courantes droite et gauche. L'axe x représente l'axe antéro-postérieur du FRM, l'axe y la verticale, et l'axe z l'axe des roues arrière. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.3. RÉSULTATS

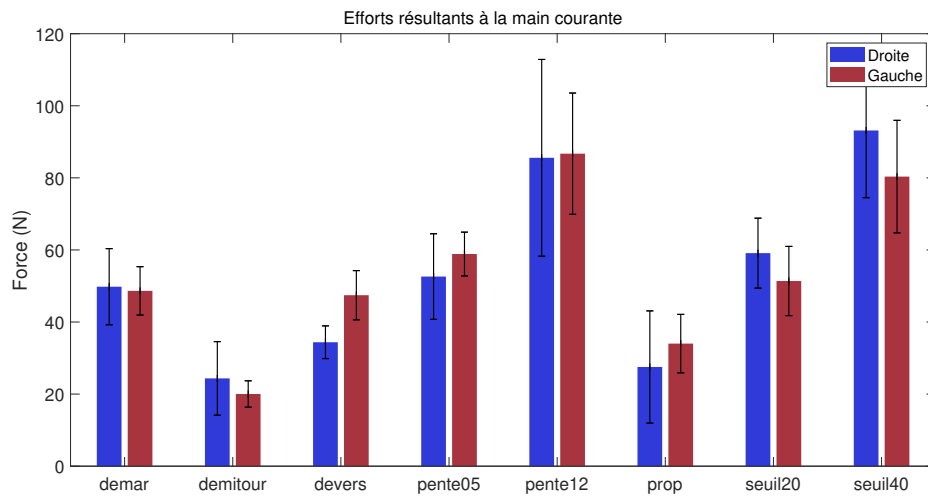


FIGURE 5.9 – Efforts résultants exercés par l'utilisateur sur les mains courantes droite et gauche.

On considère ici que les actions mécaniques extérieures à l'utilisateur se réduisent uniquement par les actions mécaniques exercées aux mains courantes droite et gauche. La figure 5.8 présente les efforts et couples exercés par l'utilisateur sur les mains courante selon l'axe antéro-postérieur du FRM, l'axe vertical, et l'axe de l'essieu des roues arrières. Les efforts F_x et F_y sont tangentiels aux roues arrières, tandis que F_z leur est normal. Ainsi, les couples M_x et M_y ont tendance à faire basculer et pivoter le FRM, tandis que M_z entraîne la rotation des roues arrière.

Les valeurs absolues des efforts tangentiels dans le plan de la roue sont comprises en moyenne entre 11 N durant le demi-tour et 80 N en pente de 12 % d'inclinaison. On observe dans les situations de demi-tour et de dévers une asymétrie des efforts tangentiels, avec des forces négatives en x à droite, et positives à gauche. En y , les efforts à droite sont quasi-nuls (0, 2 N) durant la propulsion en dévers, et bien plus élevé à gauche (42 N). On observe également une asymétrie dans les valeurs moyennes \pm leur écart-type en ascension de seuils de 20 mm : 42 ± 5 N à droite contre 29 ± 4 N à gauche. Les forces selon z sont asymétriques sur chacune des situations : négatives à droite et positives à gauche. Leurs valeurs absolues vont de 0,2 N en dévers à gauche à 29 N à droite en dévers également.

Les moments autour de z sont asymétriques en demi-tour, et dévers, avec des valeurs

5.3. RÉSULTATS

positives (tendance à faire reculer le FRM ou le freiner) à droite en demi-tour et dévers, et négatives (tendance à faire avancer le FRM) à gauche. En propulsion simple, les valeurs moyenne et leur écart-type sont différentes à droite et à gauche, avec $-1,4$ N.m à droite, et $-8,7$ N.m à gauche. Les valeurs absolues des couples autour de z varient entre $1,4$ N.m en propulsion à droite, et 23 N.m en pente 12% à gauche.

La figure 5.9 présente les valeurs des efforts résultants exercés par l'utilisateur aux mains courantes droite et gauche, calculés comme $F_{res} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$. Seule la situation de propulsion en dévers, présente une asymétrie avec pour valeur à droite 34 ± 5 N, et à gauche 47 ± 7 N. Les efforts résultants sont plus faibles durant les demi-tours, avec en moyenne 20 N à gauche et 24 N à droite; ils sont plus élevés dans les situations de pente 12% et de seuils de 40 mm avec en pente 12% , 86 N à droite et à gauche, et en seuils de 40 mm, 93 N à droite et 80 N à gauche.

5.3.5 Couples articulaires des membres supérieurs

A partir de la cinématique articulaire et des efforts extérieurs appliqués à l'utilisateur, il devenait possible d'estimer la dynamique articulaire des membres supérieurs par une étape de dynamique inverse. On présente en figure 5.11 les valeurs absolues des couples moyens estimés en abduction/adduction, flexion/extension, en rotation interne/externe de l'épaule, ainsi qu'en flexion/extension du coude. On présente en figure 5.10 les couples maximaux estimés au cours des cycles de propulsion pour ces mêmes articulations. D'après la figure 5.11, on observe une asymétrie des couples moyens au cours de la locomotion en dévers, notamment sur le couple en abduction/adduction et de rotation interne/externe. D'après la figure 5.10, on observe aussi une asymétrie des couples maximaux en dévers pour les couple d'abduction/adduction, et à moindre mesure pour les couples en rotation interne/externe. On observe une autre asymétrie dans les couples de flexion/extension du coude en seuil de 20 mm.

Les couples moyens d'abduction/adduction de l'épaule sont les plus faibles pour le côté droit lors de l'ascension des seuils de 20 mm avec $3,3$ N.m, et pour le côté gauche avec $2,4$ N.m. Les couples moyens sont les plus élevés en dévers à droite avec 10 N.m, et à gauche en dévers de 20 mm avec $8,7$ N.m. Le couple moyen à gauche en dévers est

5.3. RÉSULTATS

de 5,0 N.m, et le couple moyen à droite en seuil de 40 mm est de 7,3 N.m. De même, les couples maximaux d'abduction/adduction de l'épaule sont les plus faibles pour le côté droit lors de l'ascension des seuils de 20 mm avec 6,4 N.m, et à gauche pour les seuils de 20 mm également avec 6,2 N.m, contre 12 N.m en démarrage. Les couples maximaux sont les plus élevés à droite en dévers également avec 63 N.m, et à gauche en seuil de 40 mm aussi, avec 22 N.m.

En flexion de l'épaule, le couple moyen est le plus faible à droite en demi-tour avec 7,5 N.m, et est maximal en pente de 12% avec 19 N.m. A gauche, le couple moyen le plus élevé est en pente de 12 % avec 19 N.m. Les couples maximaux en flexion/extension de l'épaule sont plus faibles à droite en demi-tour avec 19 N.m, et plus élevé à droite en pente 12 % avec 46 N.m. Au contraire, le couple maximal à gauche en demi-tour fait parti des plus élevé avec 36 N.m. Le couple maximal le plus élevé à gauche est en dévers avec 51 N.m.

On relève une forte asymétrie des couples moyens en rotation interne durant les seuils de 40 mm, avec 3,6 N.m à droite et 8,7 N.m à gauche. Les couples maximaux moyens sont également asymétriques en seuils de 40 mm, avec 12 N.m à droite et 20 N.m à gauche.

Les couples moyens en flexion/extension du coude sont les plus faibles à droite en pente de 5 % et en propulsion simple avec 5,1 N.m. À gauche ils sont les plus faibles également en pente de 5 % et en propulsion à régime établi sur sol plat horizontal avec pour valeur 8,1 N.m et 8,8 N.m. Les couples sont les plus élevés à droite et à gauche en pente de 12 % avec pour valeur moyenne 19 N.m. On recense également une asymétrie durant les seuils de 20 mm avec pour valeur moyenne à droite 9,4 N.m et 17 N.m à gauche. Les seuils de 40 mm présentent également une plus légère asymétrie avec 10 N.m à droite et 18 N.m à droite. Les couples maximaux suivent les mêmes tendances et sont les plus faibles en pente de 5 % avec pour valeur minimale moyenne 14 N.m. De même, on observe une asymétrie également durant les seuils de 20 mm avec pour valeur 20 N.m à droite et 39 N.m à gauche. Encore de manière analogue, il existe une légère asymétrie durant les seuils de 40 mm avec 21 N.m à droite et 35 N.m à gauche.

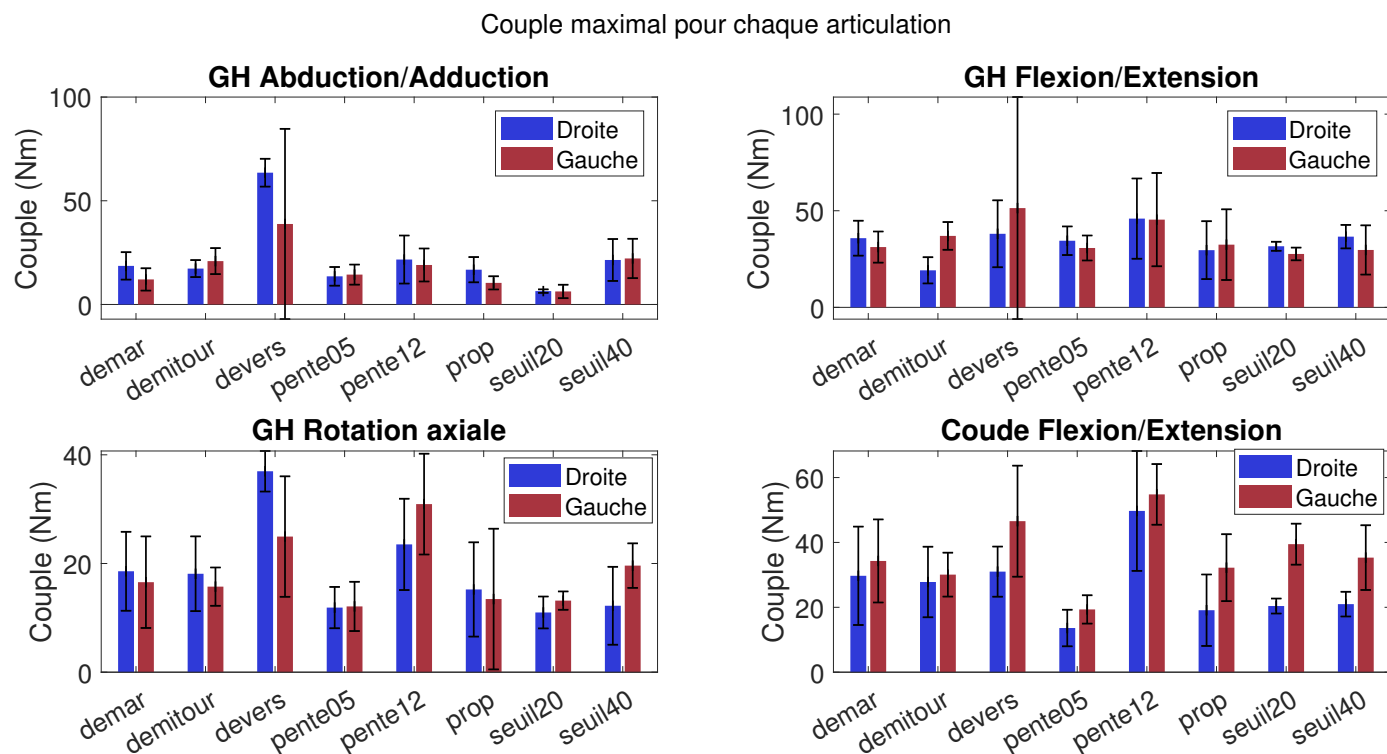


FIGURE 5.10 – Couples maximaux moyens estimés pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

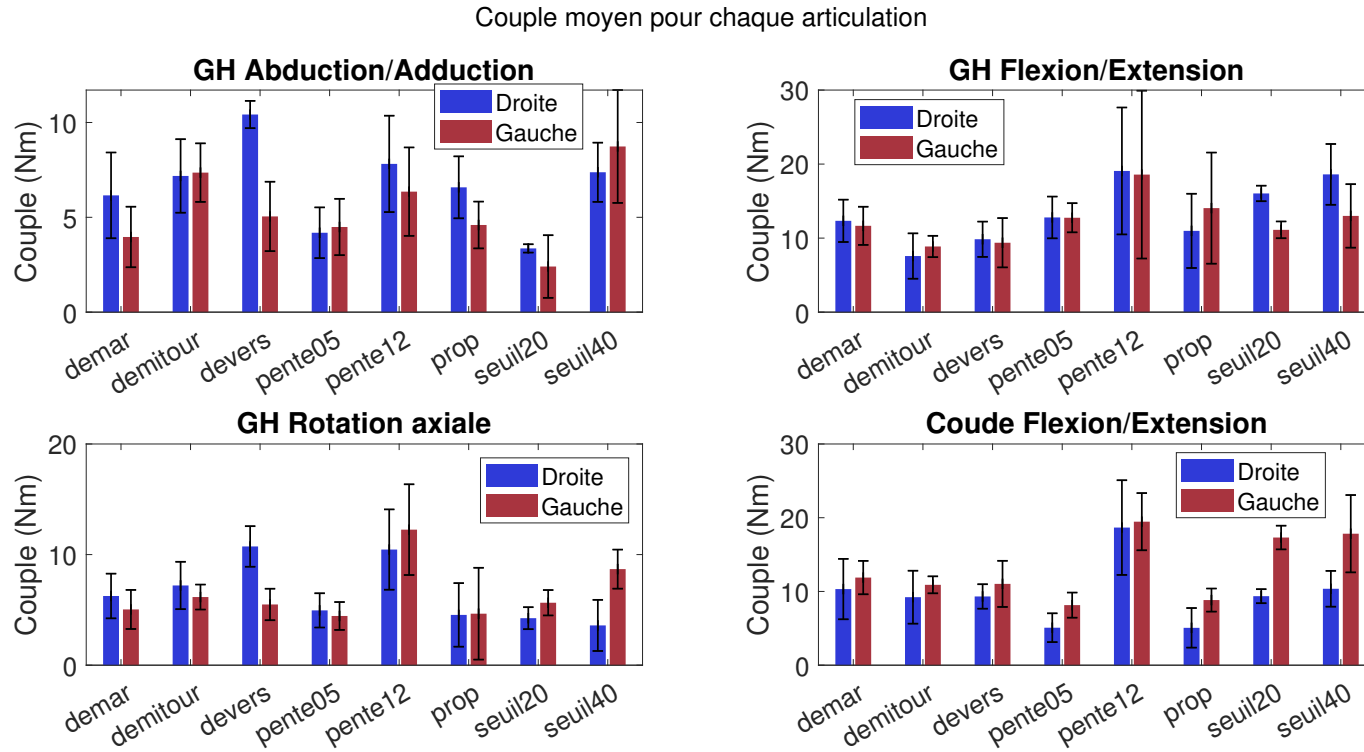


FIGURE 5.11 – Couples moyens estimés pour les différentes situations. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.3. RÉSULTATS

TABLE 5.5 – Estimation des activations musculaires de muscles des membres supérieurs au cours des différentes situations. Les valeurs sont exprimées en % de force maximale. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

		<i>Triceps</i>		<i>Biceps</i>		<i>Pectoralis major</i>		<i>Deltoidus anterior</i>		<i>Deltoidus posterior</i>	
		D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
Démarrage	moy	34,6	34,9	10,8	7,4	6,1	6,7	5,3	7,1	9,0	7,1
	std	2,1	2,7	2,1	2,7	2,1	2,7	2,1	2,7	2,1	2,7
Demi-tour	moy	28,4	24,5	16,0	20,7	4,1	8,1	8,8	9,1	6,3	4,2
	std	3,0	3,9	3,0	3,9	3,0	3,9	3,0	3,9	3,0	3,9
Dévers	moy	37,5	47,0	19,7	4,1	7,8	6,3	18,0	7,3	3,7	3,6
	std	9,6	5,6	9,6	5,6	9,6	5,6	9,6	5,6	9,6	5,6
Pente 05	moy	30,5	37,4	6,7	2,4	4,4	8,0	5,7	9,8	8,3	6,0
	std	2,3	1,8	2,3	1,8	2,3	1,8	2,3	1,8	2,3	1,8
Pente 12	moy	46,2	62,3	8,0	4,7	11,5	15,0	12,4	12,1	9,8	7,5
	std	7,7	3,9	7,7	3,9	7,7	3,9	7,7	3,9	7,7	3,9
Propulsion	moy	25,5	40,9	9,7	3,2	4,5	6,4	7,6	9,9	5,7	3,4
	std	18,4	3,1	18,4	3,1	18,4	3,1	18,4	3,1	18,4	3,1
Seuil 20	moy	36,2	43,7	10,4	9,0	8,6	7,5	4,1	6,1	17,6	14,5
	std	3,4	7,2	3,4	7,2	3,4	7,2	3,4	7,2	3,4	7,2
Seuil 40	moy	34,4	61,6	5,1	7,7	15,0	11,7	6,1	11,1	9,1	7,5
	std	7,8	2,0	7,8	2,0	7,8	2,0	7,8	2,0	7,8	2,0

5.3.6 Estimation des contributions musculaires

On présente en table 5.5 les résultats de l'estimation des efforts musculaires au *Triceps*, *Biceps*, *Pectoralis major*, *Deltoidus anterior*, et *Deltoidus posterior* dans les différentes situations évaluées à droite et à gauche. Les résultats sont exprimés en pourcentage d'activation moyen, c'est-à-dire que le muscle développait ce pourcentage de sa force maximale admissible.

Le *Triceps* a une activation comprise entre 24,5 % en demi-tour et 61,6 % en seuil de 40 mm. Le *Biceps* a une activation comprise entre 3,2 % en simple propulsion et 19,7 % en dévers. Le *Pectoralis major* a une activation comprise entre 4,1 % en demi-tour et 15,0 % en seuil de 40 mm. Le *Deltoidus anterior* a une activation comprise entre 4,1 % en propulsion sur sol plat horizontal à régime établi et 18,0 % en dévers. Enfin, le *Deltoidus posterior* a une activation comprise entre 3,4 % en simple propulsion et 17,6 % en seuil de 20 mm.

5.3. RÉSULTATS

5.3.7 Classement des situations

On présente ici les différents classements obtenus selon les critères suivants : effort résultant à la main courante, moment propulsif, indice d'inconfort en déviation radio-ulnaire, couple maximal en flexion du coude, et norme maximale des couples de l'épaule.

On rapporte de la littérature que le moment propulsif et que la résultante des efforts sont utilisés pour classer ou estimer la difficulté de situations (KOONTZ *et al.* 2005 ; RICHTER *et al.* 2007). On s'attarde donc d'abord sur les classements établis par ces deux critères, puis le classement pluri-critère sera présenté.

5.3.7.1 Classement selon les efforts résultants aux mains courantes

On présente en figure 5.12 le classement des différentes barrières selon la résultante des efforts à droite et à gauche. Le demi-tour y apparaît comme la situation la moins contraignante, à droite et à gauche, seulement suivie par la propulsion à régime établi sur sol plat horizontal. Les seuils de 40 mm et les pentes inclinées de 12 % sont les situations les plus contraignantes, suivies par la pente de 5 % et les seuils de 20 mm.

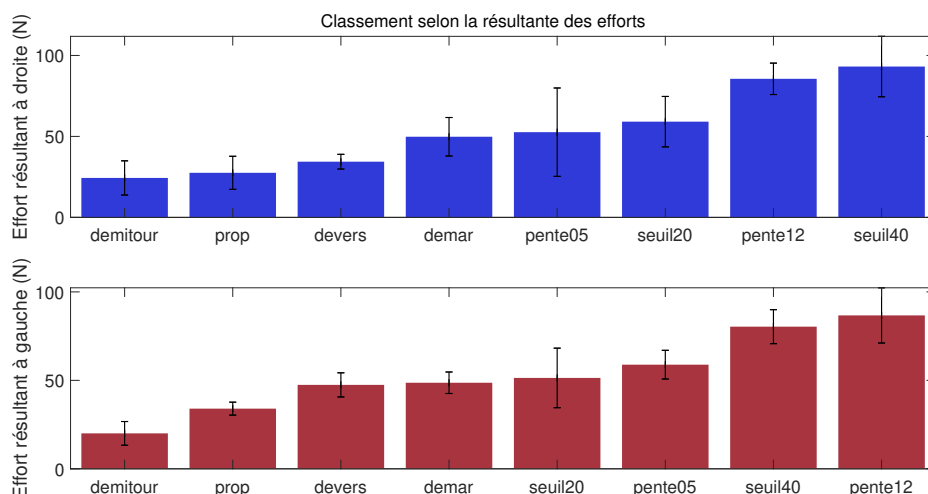


FIGURE 5.12 – Classement des situations selon la résultante des efforts à droite et à gauche. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.3. RÉSULTATS

5.3.7.2 Classement selon le moment propulsif

On présente en figure 5.13 le classement des situations selon le moment propulsif à droite et à gauche. Les seuils de 40 mm et les pentes de 12 % font partie des situations les plus contraignantes si l'on considère la droite et la gauche, tandis que la simple propulsion est la situation la moins contraignante avec le demi-tour sur le côté gauche. Les seuils de 20 mm et les démarrages sont respectivement les situations troisième et quatrième plus contraignantes, seulement par les demi-tour et les pentes inclinées de 5 %.

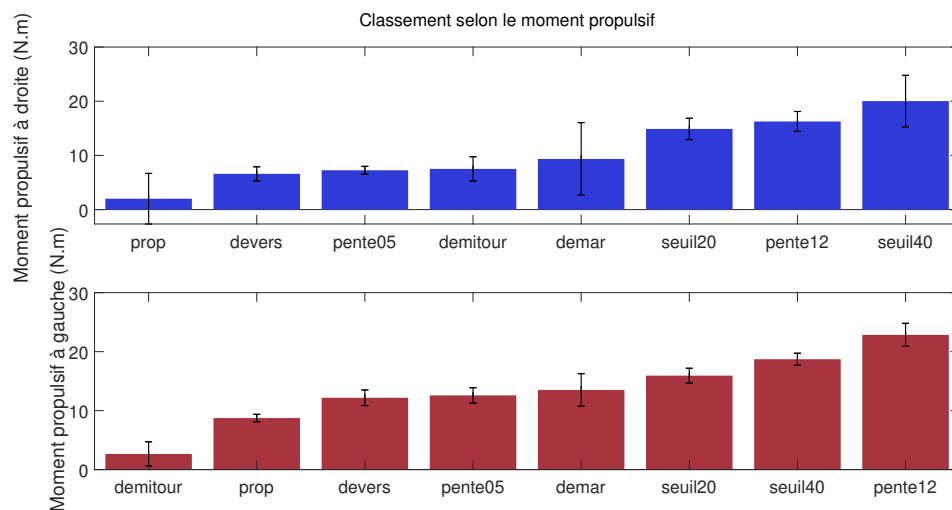


FIGURE 5.13 – Classement des situations selon le moment propulsif à droite et à gauche. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.3.7.3 Classement selon l'ensemble des critères

On présente en figure 5.14 le classement de l'ensemble des situations selon ces critères biomécaniques à droite et à gauche. La pente à 12 % apparaît comme la situation la plus contraignante selon le plus de critères, à droite et à gauche. La situation de démarrage également semble être classée au même rang selon les différents critères. Les seuils de 40 mm apparaissent être contraignants également selon les efforts résultants et le moment propulsif, mais peu contraignants selon l'inconfort à la déviation radio-ulnaire. La situation de dévers aussi a un classement très différent selon les

5.4. DISCUSSION

critères, avec un classement parmi les plus élevés en couple maximal au coude et à l'épaule, mais un classement bas en moment propulsif et en inconfort de déviation à droite. Si la pente de 12 % peut être facilement classée comme la situation la plus contraignante pour ses scores élevés dans tous les critères hormis l'indice d'inconfort, il apparaît que la situation de propulsion à régime établi sur sol plat horizontal est la moins contraignante. Il est difficile de classer les autres situations.

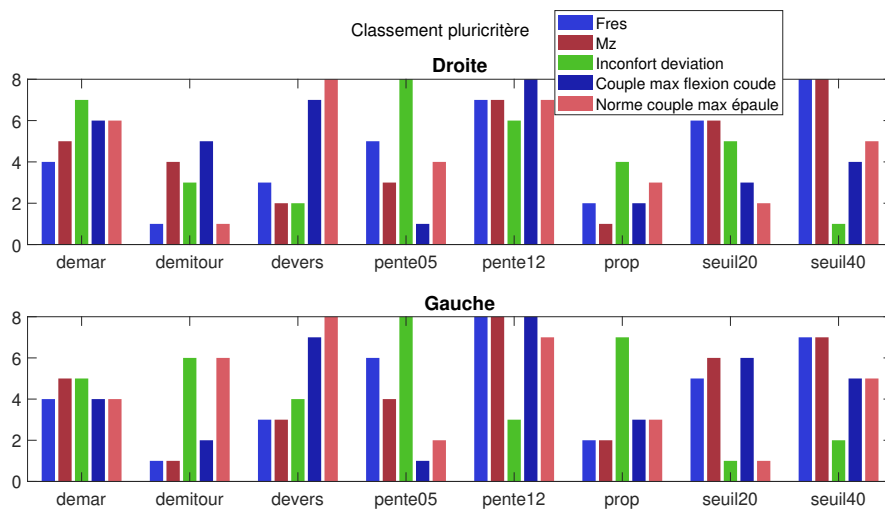


FIGURE 5.14 – Classement des situations selon différents critères biomécaniques. On trie les situations selon leur classement en ordonnée : 8 étant la situation la plus contraignante, et 1 la moins contraignante. Données pour un sujet utilisateur de FRM (homme, 186 cm, 75 kg).

5.4 Discussion

5.4.1 Erreur de reconstruction des essais

On a présenté en figure 5.4 l'erreur quadratique moyenne de la reconstruction par essai. Une analyse rapide de ces erreurs nous a permis de déterminer que parmi l'ensemble des cycles étudiés, deux présentaient des anomalies cinématiques évidentes. Il s'agit d'une inversion de marqueur sur plusieurs instants de capture, ou bien même une erreur de labellisation de plusieurs marqueurs. Nous avons pris la décision d'exclure de l'analyse des résultats ces deux essais. On obtient alors une erreur de reconstruction moyenne (RMSE) de 16 mm. Ces RMSE sont contenus dans l'ordre de grandeur de la

5.4. DISCUSSION

littérature rapporté par BEGON *et al.* 2018 ([4, 40] mm).

La bonne correspondance de la cinématique articulaire avec la littérature, couplée aux RMSE valides par rapport à la littérature de la simulation musculo-squelettique permettent de donner crédit aux résultats tirés de la cinématique articulaire de ces essais. On peut alors s'intéresser à la propagation de la cinématique à l'indice d'inconfort, mais aussi à la dynamique.

5.4.2 Comparaison des résultats à la littérature

Dans la littérature, on rapporte une amplitude articulaire à l'épaule qui a tendance à diminuer en abduction, et rotation interne, et tendance à augmenter en flexion avec le degré d'inclinaison de la pente, avec des valeurs de l'ordre de 20 ° en abduction sur sol plat, 40 ° en rotation interne et en flexion (ROUVIER *et al.* 2022; SLAVENS *et al.* 2019; SYMONDS *et al.* 2016; GAGNON *et al.* 2015). Les résultats ici présentés sont du même ordre de grandeur, et une tendance à la baisse de l'amplitude articulaire est discernable en rotation interne lorsque l'on compare successivement la simple propulsion, avec la pente à 5 % puis à 12 %. Les tendances en abduction ou en flexion d'épaule ne sont pas retrouvés ici, hormis pour une légère augmentation de la flexion de l'épaule en pente à 5 % d'inclinaison. On rapporte aussi de la littérature un ordre de grandeur des amplitudes articulaires de l'épaule en dévers de l'ordre de 50° pour la flexion, 20° pour l'abduction, et 45° pour la rotation interne. Ces ordres de grandeurs sont également retrouvés en élévation, en abduction à gauche (côté en aval du dévers), et en rotation interne. Cela dit, l'abduction du côté droite (en amont donc) a pour valeur $31 \pm 3^\circ$ qui apparaît donc être de l'ordre de grandeur rapporté dans la littérature. Ceci dit, les plages articulaires des deux côtés du dévers ne sont pas rapportés, et il est probable que cette différence soit dû à l'asymétrie de propulsion en dévers. (LALUMIERE *et al.* 2013) rapportent des plages angulaires de l'épaule en seuils de l'ordre de 45° en flexion, 13° en abduction, et 21° en rotation interne pour des seuils de 40 mm de hauteur. La tendance sur des seuils plus hauts est telle que la plage articulaire augmente avec la hauteur du seuil sur toutes les mobilités de l'épaule. Cette tendance n'est pas retrouvée dans nos résultats pour les seuils de 20 mm et 40 mm, car la plage articulaire de l'élévation n'évo-

5.4. DISCUSSION

lue pas, l'abduction a tendance à diminuer, et celle de la rotation interne à augmenter à droite et diminuer à gauche. Cela dit, on retrouve les mêmes ordres de grandeurs en flexion, abduction (du côté gauche), et en rotation interne, du côté gauche aussi. La différence de tendance peut être expliquée par la différence de protocole expérimental : en effet, lors de leurs essais, LALUMIERE *et al.* 2013 laissent l'utilisateur prendre de l'élan pour gravir le seuil, tandis que dans nos essais, l'utilisateur devait gravir le seuil sans possibilité de prendre de l'élan.

OLIVEIRA *et al.* 2019 et SOLTAU *et al.* 2015 rapportent des plages angulaires des mouvements du coude en pente et sur sol plat,. La flexion/extension du coude a tendance à balayer une amplitude articulaire légèrement plus élevée en pente qu'en propulsion sur sol plat, et a pour ordre de grandeur 50°. Cette ordre de grandeur est retrouvé du côté droit et gauche dans nos résultats, et la tendance paraît également se confirmer : la amplitude articulaire de la flexion du coude est légèrement plus élevée en moyenne sur la droite et la gauche en pente de 5 % qu'en propulsion simple, et encore plus élevée en pente de 12 %. Dans la littérature, on rapporte également des plages angulaires de la pronation/supination qui ont tendance à augmenter avec la pente, et qui sont de l'ordre de 30°. Si la tendance est différente sur nos données : la amplitude articulaire de la pente de 12 % paraît plus faible que celle en propulsion, on retrouve bien les mêmes ordres de grandeurs. La amplitude articulaire de la flexion-extension du coude a tendance a augmenté avec la hauteur des seuils dans la littérature (LALUMIERE *et al.* 2013), et a pour ordre de grandeur 30° sur des seuils de 40 mm, et la pronation/supination 30° également. Nous ne retrouvons pas ces ordres de grandeurs en pronation/supination ni en flexion/extension du coude, cela dit, on retrouve bien la tendance à l'augmentation de la amplitude articulaire de la flexion/extension avec la hauteur des seuils.

Seuls VEEGER *et al.* 1998 rapportent à notre connaissance des plages angulaires du poignet au cours de la locomotion dans différentes situations, ici, en pente. D'après VEEGER *et al.* 1998, l'amplitude articulaire de la flexion/extension du poignet a tendance à augmenter avec l'inclinaison de la pente, et a pour ordre de grandeur 40° sur une pente quasi-plate (1 % d'inclinaison), et 40° en déviation radio-ulnaire. La ten-

5.4. DISCUSSION

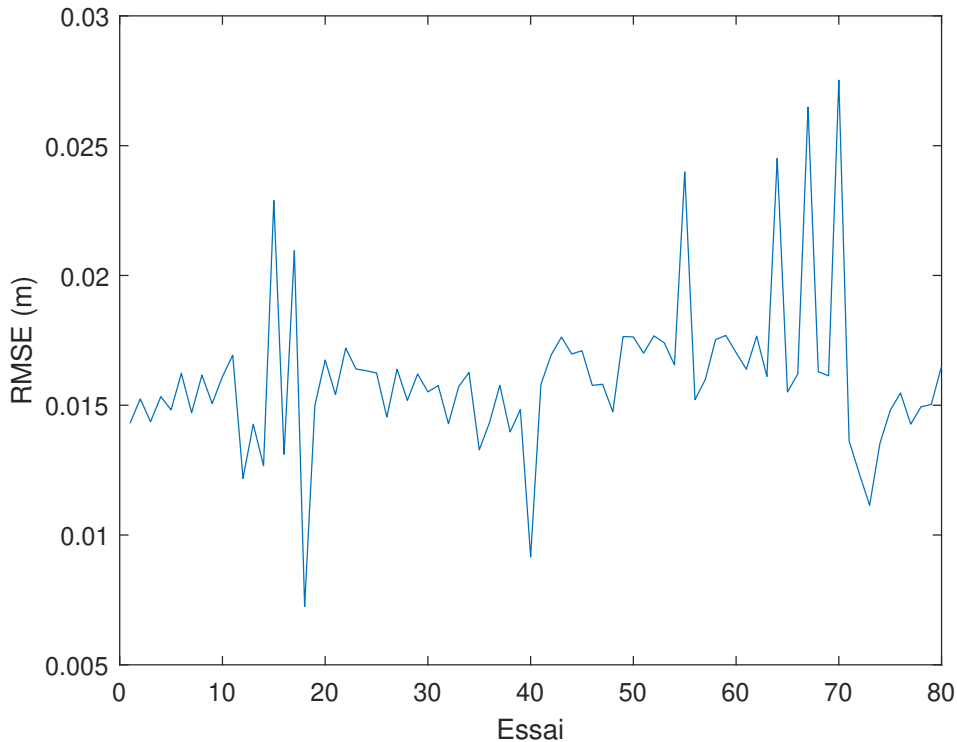


FIGURE 5.15 – Erreur quadratique moyenne de la reconstruction cinématique après exclusion des cycles anormaux

dance est retrouvée dans les résultats présentés ici : l'amplitude articulaire en flexion de poignet est légèrement plus élevée en pente que sur sol plat, cela dit, il n'apparaît pas y avoir de différence entre la pente 12 % et 5 %. On retrouve les mêmes ordre de grandeur en flexion et déviation de poignet que VEEGER *et al.* 1998.

Si les tendances présentes dans la littérature entre la variation des plages angulaires des membres supérieurs et la situation étudiée n'est pas toujours retrouvée ici, on peut tout de même affirmer que les résultats cinématiques obtenus sont de l'ordre de grandeur de ceux rapportés dans la littérature. Puisque les résultats ici présentés ne concernent qu'un seul utilisateur, les tendances que l'on peut leur observer ont un poids statistique restreint par rapport à des études de la littérature qui rapportent des résultats avec jusqu'à 80 sujets. L'analyse des résultats de l'ensemble de la cohorte expérimentale permet déjà de s'opposer ou de se joindre aux conclusions de la littérature avec plus de certitudes.

5.4. DISCUSSION

5.4.3 Indice d'inconfort

L'indice d'inconfort proposé par LOUIS 2010 est d'abord développé pour évaluer et suggérer différentes configurations de FRM. Puisque l'objectif de la présente thèse est d'établir une classification de différentes situations de locomotion pour *a fortiori* suggérer des itinéraires en milieu urbain, il paraît pertinent d'utiliser l'indice d'inconfort. L'indice d'inconfort est un indice postural et est calculé à partir de la proximité des angles articulaires à leur butée.

Au cours de toutes les propulsions, le coude ne pénètre dans l'espace d'inconfort qu'au cours de l'ascension des pentes à 12 % d'inclinaison. Cela dit, même en pente à 12 % d'inclinaison, la valeur de l'indice d'inconfort du coude est très faible. Ce sont les indices d'inconfort de la main qui renseignent sur les situations à risque. La déviation du poignet présente des indices d'inconfort jusqu'à deux fois supérieurs à ceux observés en flexion/extension du poignet. De plus, les moyennes des indices d'inconfort en déviation laissent plus facilement apparaître un classement que celles observées en flexion/extension du poignet.

Ainsi, il apparaît que les pentes à 5 % d'inclinaison présentent l'inconfort maximal en déviation ; en flexion/extension du poignet également. Les situations de démarrage et de pente 12 % également présentent un indice d'inconfort moyen élevé en déviation ; ici aussi, en flexion la situation de démarrage présente un des inconfort les plus élevés en flexion, mais pas la pente de 12 %. La situation de propulsion simple présente un des indices d'inconfort parmi les plus élevés en déviation radio-ulnaire, suivie du demi-tour, du seuil de 20 mm, puis du dévers. Finalement, le seuil de 40 mm présente en déviation et en flexion du poignet la valeur d'indice d'inconfort la plus faible. Évidemment, le seuil de 40 mm n'était pas la situation la plus simple pour l'utilisateur ici étudié, et il apparaît donc que le seul indice d'inconfort ne peut pas renseigner sur la difficulté d'une situation.

5.4.4 Actions mécaniques aux mains courantes

Dans la littérature, on rapporte les actions mécaniques aux mains courantes sous la forme d'efforts résultants moyens ou maximaux, d'efforts tangentiels, et de moment

5.4. DISCUSSION

propulsif, *Mz*. HOLLOWAY *et al.* 2015 rapportent des efforts résultants moyens de 18 N sur sol plat et de 67 N sur des pentes de 12 % d'inclinaison. Les résultats ici présentés sont de 31 ± 11 N en propulsion à régime établi sur sol plat horizontal et de 86 ± 21 N en pente de 12 %. Il est important de noter que le FRM instrumenté que nous avons utilisé est beaucoup plus lourd qu'un fauteuil classique et peut être la raison pour laquelle nous avons mesuré des efforts supérieurs à ceux rapportés. KOONTZ *et al.* 2009 rapportent des efforts résultants normalisés par la masse de l'utilisateur (en prenant peut-être en compte la masse du FRM aussi) sur sol plat qui ont pour valeur moyenne $0,34 \pm 0,04$ N/kg. En normalisant les valeurs de nos résultats par la masse du sujet et du FRM instrumenté (110 kg), on a des efforts résultants moyens de $0,28 \pm 0,10$ N/kg, ce qui rejoint les valeurs rapportés par KOONTZ *et al.* 2009. HURD *et al.* 2009 rapportent des valeurs de moments propulsifs moyens sur des pentes inclinées de 5 % de l'ordre de 15 N.m. Nos résultats sont un peu en deçà de cette valeur avec en moyenne sur la droite et la gauche 10 ± 2 N.m. (RICHTER *et al.* 2007) rapportent des valeurs de moments propulsifs moyens durant la propulsion sur dévers inclinés de 5 % et 10 % contenues en moyenne entre 12 N.m et 17 N.m. Le dévers ici évalué avait une inclinaison de 8 %, et les résultats sur le côté en aval de la pente (gauche) sont en accord avec les données rapportées par RICHTER *et al.* 2007, avec 12 ± 1 N.m.

Les actions mécaniques aux mains courantes mesurées ici sont donc en accord avec les données rapportées dans la littérature sur les situations que l'on a pu comparer (simple propulsion, pente de 5 %, et dévers). On suppose que cette validation s'étend aux autres situations ici évaluées mais dont les données d'actions mécaniques aux mains courantes n'étaient pas rapportées dans la littérature. Néanmoins, les données ici relevées constituent une première base de données sur un ensemble de situations qui tendra à être étoffée par la suite avec le reste de la cohorte évaluée.

Si les données d'efforts normaux aux roues sont opposées au cours de l'ensemble des situations, cette asymétrie est en fait une symétrie de la propulsion : l'utilisateur a tendance à pousser vers l'intérieur du FRM au cours de tous les cycles de propulsion. Cette symétrie vaut également pour les valeurs des efforts qui sont égales à \pm leurs écarts-type dans les toutes les situations hormis pour les dévers. En dévers, l'effort

5.4. DISCUSSION

vers l'intérieur est quasi-nul à gauche (côté en aval de la pente), et le plus élevé de toutes les situations à droite (côté en amont de la pente). Cette asymétrie de la propulsion en dévers est confirmée par les efforts tangentiels et le moment propulsif. Les efforts tangentiels sont de signe opposé ce qui a tendance à indiquer que l'utilisateur freine de la main courante droite, aussi le moment propulsif M_z est positif à droite, ce qui indique une action de freinage. Le demi-tour présente également une asymétrie des efforts dans le plan de la roue ainsi que du moment propulsif : l'utilisateur "recule" de la roue droite, et "avance" de la roue gauche. Ainsi, il apparaît nécessaire d'investiguer les deux côtés de la propulsion pour ces situations asymétriques, afin de dresser un portrait plus exhaustif des mécanismes biomécaniques en jeu au cours de ces situations. Cela peut aussi être utile de même dans d'autres situations, comme les seuils où l'on observe dans nos résultats que les côtés droit et gauche n'ont pas les mêmes capacités ; *a fortiori*, même pour aller tout droit, les efforts maximaux peuvent être différents.

5.4.5 Dynamique articulaire

Dans la littérature on rapporte des moments articulaires des membres supérieurs, surtout de l'épaule, en pente uniquement (ROUVIER *et al.* 2022). Afin de valider l'estimation des couples inter-articulaires présentée dans ces résultats, on se compare donc aux études de la littérature en pente uniquement.

A l'épaule, on rapporte des couples maximaux en flexion/extension de l'ordre de 11 N.m, en abduction/adduction de l'ordre de 10 N.m, et en rotation interne de l'ordre de 5 N.m sur sol plat. Nos résultats en simple propulsion sont plus élevés avec en moyenne entre la droite et la gauche : 30 N.m en flexion, 13 N.m en abduction, et 13 N.m en rotation interne. Cet écart est probablement dû au poids très élevé du FRM instrumenté utilisé. Lorsqu'on normalise les couples par la masse de l'utilisateur + FRM instrumenté (≈ 110 kg), on retrouve sur les ordres de grandeur rapportés dans la littérature (GAGNON *et al.* 2015). GAGNON *et al.* 2015 rapporte également des valeurs de moments maximaux en pente de 5 % d'inclinaison, avec 0,51 N.m/kg en flexion, 0,26 N.m/kg en abduction, et 0,41 N.m/kg en rotation interne. Les valeurs ici estimées, après normalisation,

5.4. DISCUSSION

sont légèrement inférieures à celles rapportées (0,34 Nm/kg en flexion). En pente 12 % aussi, on peut se comparer à la littérature (GAGNON *et al.* 2015), qui rapporte $0,73 \pm 0,30$ N.m/kg en flexion, contre $0,41 \pm 0,18$ N.m/kg ici estimés. Il apparaît encore que l'on est en moyenne inférieur aux données rapportées, mais situé dans l'écart-type rapporté. L'écart obtenu avec la littérature pourrait être dû à la séquence d'angles de l'épaule lors de l'étape de dynamique inverse. Il a en effet été démontré que la séquence d'angle du modèle avait une influence sur l'estimation des efforts musculaires et des efforts inter-articulaires (DUMAS *et al.* 2012). Il conviendrait pour faciliter la comparaison entre les études traitant de dynamique, de normaliser les séquences d'angles pour le rapport des efforts et couples inter-articulaires. L'*International Society of Biomechanics* a émis des recommandations (DERRICK *et al.* 2020) pour ce faire, cela dit leur séquence d'angle recommandée à l'épaule n'est pas encore suffisamment utilisée en analyse de la locomotion en FRM. Nous avons donc fait le choix d'utiliser le modèle de HOLZBAUR *et al.* 2005 qui est souvent utilisé mais ne suit pas les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* à la liaison gléno-humérale.

Le dévers apparaît comme la situation la plus contraignante en couple maximal sur l'ensemble des couples articulaires investigués, et en particulier en abduction/adduction de la liaison glénohumérale. Le dévers n'apparaît pas comme la situation la plus contraignante en couple moyen, mais c'est plutôt la pente inclinée de 12 % qui l'est. La pente de 12 % est également parmi les situations les plus contraignantes en couple maximal. La pente de 5 % apparaît comme l'une des moins contraignante selon tous les couples articulaires en moyenne et en valeurs maximales, ce qui va à l'encontre de nos attentes selon lesquelles le couple augmente avec l'inclinaison de la pente (GAGNON *et al.* 2015 ; GAGNON *et al.* 2014 ; DRONGELEN *et al.* 2005). Puisque nous n'avons pas imposé de vitesse de déplacement à l'utilisateur, il est possible qu'il ait été plus lent que durant la propulsion sur sol plat. Investiguer la dynamique articulaire sur l'ensemble de la cohorte permettra de tirer de plus amples conclusions quant au placement de la pente à 5 % dans le classement des situations. On pourrait de plus comparer la vitesse du FRM durant les propulsions en pente à 5 % et les autres situations.

5.4. DISCUSSION

5.4.6 Estimation des contributions musculaires

LALUMIERE *et al.* 2013 rapportent des résultats d'activations musculaires mesurées par électro-myographe sur le *Triceps* et le *Biceps*. En moyenne, lors de l'ascension de seuils de 40 mm, le pourcentage d'activation du *Triceps* est de 10 ± 10 % et celui du *Biceps* est de 14 ± 9 %. Les activations musculaires de ces muscles ici évaluées sont respectivement de $48,0 \pm 4,9$ % pour le *Triceps* et de $6,4 \pm 4,9$ % pour le *Biceps*.

L'activation du *Pectoralis major* mesurée et rapportée dans la littérature est entre 4 % et 39 ± 23 % sur sol plat horizontal, les données ici estimées se trouvent bien dans cette plage avec $4,5 \pm 18,4$ % en simple propulsion et $6,1 \pm 2,1$ % en démarrage. Sur des pentes inclinées de 12 %, l'activation moyenne est entre 20 ± 12 % et 26 ± 12 %, tandis que celle ici estimée est de $13,3 \pm 5,8$ %. Les valeurs ici présentées sont donc dans la moyenne basse de celles rapportées dans la littérature sur pente de 12 %. En dévers, l'activation du *Pectoralis major* a des valeurs comprises entre 20 % et 40 ± 24 %, tandis que l'activation ici estimée est de $7,0 \pm 7,6$ %, qui apparaît donc être différente des valeurs rapportées dans la littérature. Sur les seuils de 40 mm, la littérature rapporte une activation moyenne de 9 ± 6 %, et on a ici évalué l'activation moyenne à $13,4 \pm 4,9$ %, ce qui est donc compris dans l'écart-type rapporté dans la littérature.

On trouve dans la littérature des données d'activation mesurée du *Deltoidus anterior* sur sol plat horizontal, en pente, en dévers, et sur des seuils de différentes hauteurs. Sur sol plat horizontal, on rapporte des activations moyennes entre 5 % et 20 ± 13 %. Les valeurs ici estimées sont entre $5,3 \pm 2,1$ % et $9,9 \pm 3,1$ % en démarrage et en simple propulsion. Ces valeurs se situent donc bien dans la plage rapportée dans la littérature. Sur pente de 12 %, on rapporte de la littérature une activation moyenne entre 17 ± 7 % et 34 ± 19 %. On rapporte ici une valeur moyenne de $12,5 \pm 5,8$ % qui est comprise dans la limite basse de l'écart-type rapporté dans la littérature. En dévers, on retrouve dans la littérature des valeurs moyennes de l'ordre de 13 ± 4 %, et ici on estime l'activation moyenne à être de $12,7 \pm 7,6$ % ; ce qui se trouve donc dans l'écart-type rapporté dans la littérature. Sur des seuils de 40 mm on rapporte de la littérature une activation moyenne de l'ordre de 11 ± 5 %. On estime ici l'activation en seuils de 40 mm à $8,6 \pm 4,9$ %, ce qui recoupe donc la plage de valeurs de la littérature.

5.4. DISCUSSION

On rapporte dans la littérature des mesures d'activation musculaire du *Deltoidus posterior* sur sol plat horizontal et en pente. Sur sol plat horizontal, les valeurs moyennes d'activation sont comprises entre 5 % et 8 %. Ici, on a estimé des activations musculaire en démarrage et en simple propulsion comprises entre 3,4 % et 9,0 %. A gauche en simple propulsion, on estime l'activation moyenne à $3,4 \pm 3,1$ %, qui recoupe bien la plage rapportée de la littérature. Il apparaît donc que les données d'activations musculaires estimées sur sol plat horizontal sont en accord avec celles mesurées dans la littérature. En pente de 3,4 % et de 7 %, CHOW *et al.* 2009 rapportent une activation mesurée de 8 %, sur les deux inclinaisons de pente, tandis que sur des pentes de 4,7 %, GAGNON *et al.* 2014 ; GAGNON *et al.* 2015 rapportent des activations mesurées de 20 ± 14 %. Ici, on a estimé l'activation moyenne en pente de 5 % à $7,8 \pm 2,0$ %, qui sont similaires à celles rapportées par Chow *et al.*, et contenues dans l'écart-type rapporté par Gagnon *et al.*.

5.4.7 Classement des situations

Les classements des différentes situations selon la résultante des efforts à la main courante ainsi que selon le moment propulsif (fig. ??) ne sont pas équivalents. Si l'on retrouve bien les seuils de 40 mm et les pentes de 12 % dans les situations les plus contraignantes (à droite les seuils de 40 mm étant la situation la plus contraignante, et à gauche la pente 12 %, selon les deux critères), les situations intermédiaires et même les moins sollicitantes ne sont pas les mêmes selon les deux critères. Selon la résultante des efforts, ce sont les demi-tours qui sont les moins sollicitant, et selon le moment propulsif, ce sont plutôt les propulsions à régime établi. De même, la pente inclinée de 5 % est une situation relativement peu contraignante selon le moment propulsif (troisième ou quatrième dernière), mais l'est plus selon la résultante des efforts (troisième ou quatrième situation la plus contraignante).

D'après le classement pluri-critère (fig. 5.14), il apparaît que les pentes inclinées de 12 % sont les situations les plus contraignantes car ce sont celles qui ont le plus haut rang moyen. De manière analogue, la situation de propulsion à régime établi sur sol plat horizontal apparaît comme peu contraignante en moyenne, hormis selon l'indice

5.4. DISCUSSION

d'inconfort gauche qui est élevé. Il est intéressant de noter de plus que la situation de démarrage obtient des rangs homogènes selon les différents critères. La situation de dévers est également intéressante, car elle présente à droite comme à gauche, un classement bien plus élevé selon les couples à l'épaule et au coude que le classement obtenu selon les forces résultantes ou le moment propulsif. Il apparaît donc qu'il existe des facteurs cinétiques (accélération des segments) particulièrement en jeu dans cette situation. Il serait intéressant de recouper cette hypothèse avec des données spatio-temporelles ou cinétiques telles que la durée de cycle ou l'accélération de la main au cours du cycle afin de comprendre les mécanismes aboutissant à cette classification particulière.

Il est difficile de classer les autres situations. On pourrait tenter de classer les situations en faisant la moyenne des rangs pour chacun des critères, mais cela considérerait que chaque critère doit avoir le même poids dans le classement des situations.

5.4.8 Limites et perspectives

La première limite évidente de cette étude est qu'elle n'est menée que sur un unique utilisateur. Bien que nous ayons mené des expérimentations sur les dix sujets (cinq asymptomatiques, et cinq utilisateurs de FRM), le manque de temps n'a pas permis de présenter l'ensemble des résultats ici. Les résultats sur l'ensemble de la cohorte permettront d'avoir un poids statistique plus significatif, et nous permettront de mieux nous positionner par rapport à la littérature.

On a présenté dans les résultats les situations qui étaient différentes, mais pour cela nous n'avons considéré que les valeurs moyennes \pm leur écart-type. Afin de véritablement discuter de la différence significative des résultats, il faudrait les comparer à l'aide d'un test statistique, comme un *t-test* (test de STUDENT 1992). Une telle analyse serait pertinente à réaliser sur l'ensemble de la cohorte expérimentale.

La synchronisation du système d'acquisition du FRM instrumenté et de la capture du mouvement est réalisée à la main en détectant un choc effectué sur une main courante sur les signaux d'effort de la main courante et sur le signal du micro branché au système d'acquisition de la capture du mouvement. Il existe donc une incertitude sur la

5.4. DISCUSSION

synchronisation des données, qui se propage aux couples articulaires par le biais de la dynamique inverse. La capture du mouvement elle-même dispose d'une incertitude de précision de l'ordre de 1 mm (CHÈZE 2014), qui est propagée lors de l'étape d'OCM aux coordonnées articulaires. L'étape d'OCM ajoute également une incertitude sur les angles articulaires qui provient de l'erreur de reconstruction. Ici, la RMSE moyenne est de 16 mm ; cette erreur représente un écart des marqueurs virtuels avec les marqueurs expérimentaux, et donc si l'on imagine que le marqueur est placé à 10 cm de l'axe de rotation d'une liaison considérée, alors l'incertitude angulaire de cette liaison est de $\Delta\alpha = \arctan \frac{16}{100} = 9^\circ$. Cette incertitude serait alors propagée à la dynamique articulaire lors de l'étape de dynamique inverse. Lors de l'étape de dynamique inverse, il faudra également prendre en compte l'incertitude sur les masses des segments, qui ont ici été mises à l'échelle à partir des données anthropométriques d'un cadavre non-utilisateur de FRM. Il est très probable que les masses des segments considérées soient significativement différentes de la réalité. On pourrait pour cela s'intéresser par exemple à la mise en place de méthodes de mise à l'échelle automatique des masses segmentaires, comme un algorithme de minimisation des résidus dynamiques (STURDY *et al.* 2022 ; BONNET *et al.* 2016 ; JOVIC *et al.* 2016 ; FUTAMURE *et al.* 2017).

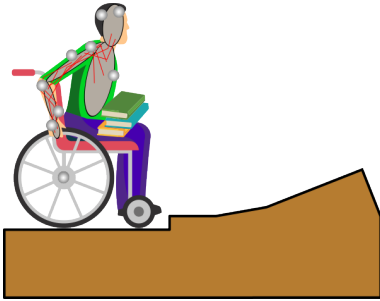
L'indice d'inconfort ici présenté est un indice postural, qui est donc complémentaire aux autres paramètres clefs de la classification qui reflètent l'effort produit. Il pourrait être intéressant de coupler ces deux données pour définir un indice d'effort produit en proximité de butées articulaires. En effet, de manière générale, avoir des couples élevés est moins contraignant en position articulaire favorable qu'en position articulaire extrême. Nous avons critiqué dans l'état de l'art qu'aucune étude investiguant les différentes situations environnementales ne rapportait d'incertitudes sur leurs résultats. Ici est présentée l'erreur de reconstruction moyenne des essais qui est peut être considéré comme une incertitude sur le positionnement des marqueurs, il serait intéressant de transcrire cette incertitude de positionnement des marqueurs en une incertitude sur les angles articulaires. Il serait également intéressant de quantifier la propagation de cette incertitude (MYERS *et al.* 2015) aux grandeurs biomécaniques clefs ici présentées, telles que l'indice d'inconfort, et les couples inter-articulaires. De même, il serait intéressant de

5.4. DISCUSSION

quantifier l'incertitude de mesure du FRM instrumenté utilisé.

Les grandeurs biomécaniques clefs ici utilisées pour représenter un classement de la difficulté physique des situations environnementales sont des facteurs de risque physique différents d'un point de vue ergonomique (posture, ou efforts). Afin de proposer un indice de coût biomécanique unique, il faut agréger ces grandeurs biomécaniques là. Pour cela, il sera possible de mener une évaluation objective de la difficulté ressentie par l'utilisateur au cours d'une prochaine campagne expérimentale, comme un questionnaire par échelle de Borg (GAUTHIER *et al.* 2017) ou *Body part discomfort*.

5.4. DISCUSSION



6

Conclusions et perspectives

Quotidiennement, les utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM) sont soumis à d'importants efforts répétés qui entraînent chez la plupart des utilisateurs des troubles musculo-squelettiques (TMS). La prévalence des TMS chez ces personnes est, entre autres, une barrière à leur intégration sociale et professionnelle, à leur estime de soi, et leur santé. En France, si tous les espaces publics se doivent d'être accessibles à tous, le chemin à parcourir pour y parvenir ne l'est en général pas. Pour pallier ces problématiques et favoriser l'accessibilité aux personnes utilisatrices de FRM, cette thèse s'intégrait au sein d'un projet de l'Agence Nationale de la Recherche ("CapaCITIES" ANR-19-CE19-0007) dont l'objectif est de définir des outils pour l'évaluation d'un coût biomécanique d'un itinéraire considéré. L'objectif de cette thèse au sein de ce projet était de définir les grandeurs biomécaniques clefs qui pourraient intervenir dans cet indice de coût biomécanique, et de développer une chaîne de traitement musculo-squelettique accélérée pour l'analyse de ces grandeurs biomécaniques. Pour arriver à ces fins, différents verrous scientifiques ont été levés. Ces verrous scientifiques incluaient notamment le développement d'un modèle musculo-squelettique comprenant une cinématique détaillée à l'épaule, la définition de règles de mise à l'échelle de ce modèle musculo-squelettique, la résolution du problème d'optimisation cinématique multi-corps

en présence de contraintes cinématiques en un temps restreint, ainsi que l'établissement d'une base de données de référence pour la classification de la difficulté physique des situations. La levée de ces verrous s'est effectué en deux temps : dans un premier temps ont été définis les méthodes et modèles pour l'analyse musculo-squelettique de la locomotion, et dans un second temps ont été investiguées différentes grandeurs biomécaniques dans un panel de situations de locomotion.

Ainsi, on s'est d'abord intéressé dans ce manuscrit aux méthodes de traitement des données de capture du mouvement. L'objectif ici était double : définir une méthode de traitement des données de capture du mouvement qui puisse prendre en compte les contraintes de boucles fermées (notamment à l'épaule ou l'avant-bras) en un temps de calcul réduit ; et d'autre part parer la présence d'artefacts de tissus mous nuisant au suivi cinématique de l'épaule. Le développement d'un algorithme de traitement des données de capture du mouvement prenant en compte les contraintes de boucles fermées a été permis par une étroite collaboration avec l'ENS Rennes (LIVET 2022).

Afin de traiter les données de capture du mouvement on définit un problème "d'optimisation cinématique multi-corps" (OCM) qui permet d'évaluer les coordonnées articulaires à partir d'un modèle musculo-squelettique (ostéo-articulaire) en comparant les positions à chaque instant des marqueurs de la capture du mouvement et des marqueurs du modèle. Le problème d'OCM est alors résolu par un algorithme d'optimisation de l'erreur de positionnement des marqueurs. Mais le problème d'OCM est l'étape de la simulation musculo-squelettique la plus coûteuse en temps de calcul (LIVET 2022), ainsi, pour accélérer significativement la chaîne de traitement musculo-squelettique, il a fallu définir une résolution du problème d'OCM rapide. Il fallait également que cette résolution puisse prendre en compte les contraintes de boucles fermées. Pour cela, nous avons défini et comparé deux algorithmes utilisés dans la littérature. Le premier algorithme faisait office de contrôle, car il considérait les contraintes de boucle fermée comme "dures", et le second algorithme était avec des contraintes pénalisées, c'est-à-dire que les contraintes sont rajoutées à la fonction à minimiser avec des facteurs déterminés empiriquement. Le premier algorithme résolvait le problème d'OCM à l'aide d'une mé-

thode du point intérieur, tandis que le second était basé sur l'algorithme de Levenberg-Marquardt. L'algorithme à contraintes pénalisées s'est montré nettement plus rapide en temps de calcul (15 fois plus rapide) et offrait des performances similaires à celui à contraintes dures en violation des contraintes et estimation des coordonnées articulaires. Cela dit, il pourrait être intéressant de mener une étude de sensibilité sur l'influence des facteurs de pénalisation sur la solution obtenue et ainsi mieux informer quant à leur sélection. Il pourrait également être intéressant d'étendre l'étude à plus de solveurs du problème d'optimisation, comme le filtre de Kalman, une approche bayésienne, ou encore des méthodes de gradient conjugué, tous employés dans la littérature (FOHANNO *et al.* 2014 ; SERRIEN *et al.* 2020 ; SAMY *et al.* 2019).

Les tissus mous environnant l'épaule rendent complexe le suivi cinématique de la scapula, et *a fortiori* la reconstruction de la cinématique du complexe global de l'épaule (complexe liant le thorax, la clavicule, la scapula, et l'humérus). Pour pallier ce problème, une double calibration de marqueurs posés sur l'épine de la scapula a été réalisée. Dans deux poses statiques où le sujet reproduit des poses imitant respectivement le début et la fin d'une phase de propulsion, on mesure la position de la scapula par un scapula palpator (SP), un outil qui est une méthode de palpation de la scapula de référence dans la littérature. On compare alors dans ces deux poses la position et l'orientation d'un repère lié au SP avec le repère des marqueurs posés sur l'épine de la scapula, et on définit une interpolation linéaire sphérique entre ces deux poses pour estimer la position des marqueurs d'un SP virtuel. Cette interpolation permet alors de générer des données de capture du mouvement estimant la position d'un SP virtuel tout au long de la propulsion. Les marqueurs du SP virtuel peuvent alors être utilisés pour suivre la cinématique du mouvement de la scapula. Cette méthodologie a été évaluée sur des données de propulsion sur ergomètre statique avec un suivi cinématique de la scapula par SP. Le suivi cinématique de la scapula permet de comparer le positionnement des marqueurs du SP réel avec ceux du SP virtuel. L'erreur de positionnement des marqueurs sur l'ensemble de la cohorte (5 sujets utilisateurs de FRM) est inférieure à l'incertitude de palpation de la scapula avec SP.

On s'est ensuite intéressé au développement d'un modèle musculo-squelettique personnalisable dans l'environnement CusToM. Le modèle musculo-squelettique, par le biais d'une OCM, d'une dynamique inverse, et d'une méthode d'estimation des efforts musculaires, permet d'estimer tout un jeu de grandeurs biomécaniques au cours de la locomotion en FRM, comme la proximité aux butées articulaires, la dynamique intersegmentaire et musculaire. Le modèle musculo-squelettique est au premier plan de l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM, car il contient une série d'hypothèses sur l'utilisateur étudié, comme, entre autres, la longueur de ses segments osseux, les paramètres inertiels de ses membres (masse, moment d'inertie, centre de masse), la force maximale développable par ses muscles. Il apparaît donc critique que ces hypothèses soient autant fidèles à la réalité anatomique que possible.

La première étape du développement d'un modèle musculo-squelettique est la définition du modèle ostéo-articulaire, qui régit la chaîne cinématique articulaire du modèle. Le modèle ostéo-articulaire ici présenté est adapté de la littérature, avec les modèles de SETH *et al.* 2016 ; SETH *et al.* 2019 (pour la liaison scapulo-thoracique) et de HOLZBAUR *et al.* 2005 (pour les membres supérieurs). La modélisation d'une liaison scapulo-thoracique engendre l'existence de boucles fermées aux épaules du modèle. De précédentes études ont montré que l'ajout de boucles fermées améliorait le suivi cinématique du modèle, notamment au cours de la locomotion en FRM (LAITENBERGER *et al.* 2014 ; HYBOIS *et al.* 2019b ; PUCHAUD *et al.* 2019). Le modèle ainsi développé présente 15 solides "réels", 52 mobilités, et 2 boucles fermées.

La deuxième étape du développement d'un modèle musculo-squelettique est la définition des inerties des segments du modèle ostéo-articulaire. Le modèle proposé présente un modèle inertiel adapté de la littérature (DUMAS *et al.* 2007). Néanmoins, la validité du modèle utilisé est discutable puisqu'il est construit à partir de données anthropométriques de jeunes soldats masculins. Puisque les utilisateurs de FRM utilisent leurs membres supérieurs pour se mouvoir et non pas leurs jambes, ils présentent une dysmorphie évidente lorsque comparé à des personnes asymptomatiques. Pour avoir un modèle plus fidèle et représentatif de la cohorte traitée, on pourrait utiliser un modèle inertiel d'utilisateurs de FRM ou d'athlètes paralympiques (LASCHOWSKI et MCPHEE

2016), qui dans cette étude était basé sur des imageries par rayons-X biplans, et qui nécessite donc l'accès au matériel pour les chercheurs et engendre une irradiation pour les sujets.

On s'est ensuite intéressé au développement de la chaîne musculaire. La chaîne musculaire correspond à la chaîne d'actionnement du modèle musculo-squelettique. Les muscles, au cours de leur contraction, par leur bras de levier, génèrent un couple aux articulations qu'ils croisent. Une méthode de génération automatique des chemins musculaires a été utilisée pour 86 muscles sur les membres supérieurs. Puisque les bras de leviers régissent le couple développable par les muscles, le modèle musculaire est validé à la main, l'avant-bras, et l'épaule en comparant l'écart des bras de leviers obtenus avec ceux en entrée à l'écart obtenu entre les différentes études de la littérature. Les forces musculaires maximales développables sont tirées des modèles qui ont été adaptés.

La dernière étape du développement du modèle musculo-squelettique concernait sa mise à l'échelle. Pour cela, on définit une double calibration suivant une première mise à l'échelle anthropométrique selon la taille du sujet. Ensuite, les longueurs segmentaires, et positions locales des marqueurs sont optimisées pour réduire l'erreur de reconstruction cinématique sur un échantillon d'instantanés de capture du mouvement donné. La double calibration est comme suit : on optimise d'abord les longueurs segmentaires, et positions locales des marqueurs du complexe de l'épaule, puis on conserve ses résultats lors d'une seconde optimisation des paramètres géométriques du reste des segments du modèle. La mise à l'échelle du modèle inertiel est adaptée de la littérature comme régression non linéaire des données anthropométriques, mais on peut la critiquer également puisque le modèle générique ne correspond pas à un utilisateur de FRM générique, et que la mise à l'échelle d'un modèle erroné propage donc les incertitudes des paramètres inertiels. On pourrait s'intéresser à la mise en place d'un algorithme de réduction des résidus dynamiques pour que les paramètres inertiels soient plus représentatifs de la réalité (STURDY *et al.* 2022 ; BONNET *et al.* 2016 ; JOVIC *et al.* 2016 ; FUTAMURE *et al.* 2017).

Enfin, une investigation des grandeurs biomécaniques dans une sélection de situations environnementales a été menée. L'objectif de ces travaux était d'établir une première classification de différentes situations environnementales et de proposer différentes grandeurs biomécaniques clefs, ainsi que d'établir une base de données d'analyse biomécanique de la locomotion en FRM dans différentes situations environnementales. La revue de littérature sur l'influence de barrières physiques environnementales sur la biomécanique de la locomotion en FRM avait révélé que seuls neufs études de la littérature s'étaient intéressé à l'influence de plusieurs barrières sur la locomotion en FRM, et que de plus, aucune étude ne s'était intéressé à plus de deux barrières simultanément. Afin de répondre à ces exigences, six différentes situations environnementales ont été investiguées : le démarrage, le demi-tour, et la propulsion à régime établi sur sol plat horizontal, ainsi que des pentes d'inclinaisons différentes (5 % et 12 %), un dévers (incliné de 8 %), et enfin des seuils de hauteurs différentes (20 mm et 40 mm). Afin de permettre une comparaison à la littérature, les grandeurs biomécaniques ici rapportées étaient celles le plus souvent utilisées dans la littérature : angles articulaires des membres supérieurs (poignet, coude, et épaule), ainsi que les couples inter-articulaires de l'épaule et du coude, les forces et moments appliqués aux mains courantes, et l'activité musculaire de cinq muscles des membres supérieurs. Nous avons également investigué un indice d'inconfort du coude et du poignet, proposé par LOUIS 2010, qui nous paraissait être un indice clef de la difficulté physique que représentait la locomotion dans les différentes situations environnementales. Pour estimer tout ce jeu de grandeurs biomécaniques, les différents outils et méthodes présentés dans les chapitres précédents ont été utilisés. Si nous sommes déçus de n'avoir pu présenter les résultats obtenus que sur un unique sujet, il nous semble que la méthodologie expérimentale employée (nombre de situations environnementales investiguées, bilatéralité de tous les résultats, compensation des artefacts de tissus mous à la scapula) rendent cette étude préliminaire novatrice vis à vis de la littérature existante.

A partir des résultats obtenus, cinq grandeurs biomécaniques clefs sont proposées pour établir un classement des différentes situations environnementales : la force résultante sur la main courante, le moment propulsif, l'indice d'inconfort en déviation, le couple

maximal de flexion du coude, ainsi que la norme maximale des couples de l'épaule. Selon ces différents critères, il apparaît que la pente inclinée de 12 % est la situation présentant la difficulté physique la plus élevée, et que la propulsion à régime établi sur sol plat horizontal est celle présentant la difficulté physique la moins élevée. A partir de ces différents critères, il est difficile de classer la difficulté physique relative des autres situations environnementales : certaines situations, comme le dévers, sont très sollicitantes selon un ou deux critères, et beaucoup moins selon les autres. Néanmoins, il apparaît également que le démarrage est une situation de difficulté physique relative moyenne. Il n'est donc pas possible d'établir un classement plus approfondi que celui-ci à partir de ces seuls critères. Dans le cadre du projet CapaCITIES, une autre campagne expérimentale doit être menée, avec notamment un questionnaire sur la difficulté perçue. Cette campagne expérimentale sera menée sur le simulateur de locomotion en FRM présenté au chapitre 1, et mettra les sujets en situation de locomotion sur un trajet composé d'une série de situations environnementales ici investiguées. Il sera alors possible de lier le ressenti des utilisateurs à ces grandeurs biomécaniques. De plus, le ressenti de l'utilisateur sera une information clef pour l'agrégation des difficultés physiques de chacune des situations environnementales en un indice de coût biomécanique du trajet proposé. Cet indice de coût biomécanique d'un trajet pourra alors servir pour l'objectif final du projet : pouvoir suggérer un itinéraire aux utilisateurs de FRM en comparant les coûts biomécaniques des différents trajets disponibles.



Bibliographie

- AKINOĞLU, Bihter et Tuğba KOCAHAN (fév. 2017). "Characteristics of upper extremity's muscle strength in Turkish national wheelchair basketball players team". In : *Journal of Exercise Rehabilitation* 13.1, p. 62-67. ISSN : 2288-176X. DOI : 10.12965/jer.1732868.434. URL : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28349035/http://e-jer.org/journal/view.php?number=2013600346>.
- AL LAWATI, Zainab, R. Lee KIRBY, Cher SMITH, Diane MACKENZIE, Chris THERIAULT et Kara MATHESON (2017). "Getting a Manual Wheelchair Over a Threshold Using the Momentum Method : A Descriptive Study of Common Errors". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 98.10, 2097-2099.e7. ISSN : 1532821X. DOI : 10.1016/j.apmr.2017.04.023. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2017.04.023>.
- AN, K N, K TAKAHASHI, T P HARRIGAN et E Y CHAO (1984). "Determination of muscle orientations and moment arms". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 106.3, p. 280-282. ISSN : 15288951. DOI : 10.1115/1.3138494.
- ANDEL, Carolien van, Kim van HUTTEN, Marielle EVERSDIJK, Dirk Jan VEEGER et Jaap HARLAAR (2009). "Recording scapular motion using an acromion marker cluster". In : *Gait and Posture* 29.1, p. 123-128. ISSN : 09666362. DOI : 10.1016/j.gaitpost.2008.07.012.
- ANDERSEN, M. S., M. DAMSGAARD, B. MACWILLIAMS et J. RASMUSSEN (2010). "A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13.2, p. 171-183. ISSN : 10255842. DOI : 10.1080/10255840903067080.
- ARNET, Ursina, Stefan VAN DRONGELEN, Anke SCHEEL-SAILER, Lucas H.V. VAN DER WOUDE et Dirkjan H.E.J. VEEGER (2012). "Shoulder load during synchronous hand-cycling and handrim wheelchair propulsion in persons with paraplegia". In : *Journal of Rehabilitation Medicine* 44.3, p. 222-228. ISSN : 16501977. DOI : 10.2340/16501977-0929.
- AT2030 (2019). *Product narrative : Wheelchairs*. Rapp. tech. August.
- BABU RAJENDRA KURUP, Nithin, Markus PUCHINGER et Margit GFOEHLER (2019). "A preliminary muscle activity analysis : Handle based and push-rim wheelchair propulsion". In : *Journal of Biomechanics* 89, p. 119-122. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2019.04.011. URL : <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.011>.

BIBLIOGRAPHIE

- BARBOSA, Tiago M., Pedro FORTE, Jorge E. ESTRELA et Eduarda COELHO (jan. 2016). "Analysis of the Aerodynamics by Experimental Testing of an Elite Wheelchair Sprinter". In : *Procedia Engineering* 147, p. 2-6. ISSN : 18777058. DOI : 10.1016/j.proeng.2016.06.180. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877705816306270>.
- BARTELS, Ward, Jan DEMOL, Frederik GELAUDE, Ilse JONKERS et Jos VANDER SLOTEN (août 2015). "Computed tomography-based joint locations affect calculation of joint moments during gait when compared to scaling approaches". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18.11, p. 1238-1251. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2014.890186. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2014.890186>.
- BASCOU, J., A. SAADE, H. PILLET, F. LAVASTE et C. SAURET (juill. 2013). "Impact of the subject and wheelchair properties during slope ascent in manual wheelchair : a theoretical study". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16.sup1, p. 132-133. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2013.815953. URL : <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2013.815953>.
- BASCOU, Joseph (2013). "Analyse biomécanique pour la compréhension et l'amélioration du fauteuil roulant dans son application au tennis de haut niveau". Thèse de doct.
- BEGON, Mickaël, Michael Skipper ANDERSEN et Raphaël DUMAS (mars 2018). "Multi-body Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics : A Systematized Methodological Review". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 140.3. ISSN : 0148-0731. DOI : 10.1115/1.4038741. URL : <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/doi/10.1115/1.4038741/474276/Multibody-Kinematics-Optimization-for-the>.
- BENNETT, Sean, Ronald LEE KIRBY et Blair MACDONALD (2009). "Wheelchair accessibility : Descriptive survey of curb ramps in an urban area". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 4.1, p. 17-23. ISSN : 17483115. DOI : 10.1080/17483100802542603.
- BERGMANN, G., F. GRAICHEN et A. ROHLMANN (fév. 2004). "Hip joint contact forces during stumbling". In : *Langenbeck's Archives of Surgery* 389 (1), p. 53-59. ISSN : 1435-2443. DOI : 10.1007/s00423-003-0434-y.
- BERNARD, Claude, Ecole Doctorale N et Acoustique MEGA (2022). "Mobilité en fauteuil roulant – Simulateur musculo-squelettique de l'épaule pour la compréhension des pathomécanismes associés squelettique de l'épaule pour la compréhension des". In.
- BERTOCCI, Gina, Craig SMALLEY, Amanda PAGE et Carmen DIGIOVINE (2019). "Manual wheelchair propulsion on ramp slopes encountered when boarding public transit buses". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 14.6, p. 561-565. ISSN : 17483115. DOI : 10.1080/17483107.2018.1465602. URL : <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1465602>.
- BLACHE, Y., M. DEGOT et I. ROGOWSKI (nov. 2021). "Does scapulothoracic contact point trajectory follow an ellipsoid surface?" In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 24.sup1, S1-S325. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.

BIBLIOGRAPHIE

- 1080/10255842.2021.1978758. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2021.1978758>.
- BOGERT, Anton J. van den, Graham D. SMITH et Benno M. NIGG (déc. 1994). "In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex : An optimization approach". In : *Journal of Biomechanics* 27.12, p. 1477-1488. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/0021-9290(94)90197-X. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192909490197X>.
- BOLSTERLEE, Bart, Dirkjan H E J VEEGER et Edward K CHADWICK (2013). "Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb". In : *Medical and Biological Engineering and Computing* 51.9, p. 953-963. ISSN : 01400118. DOI : 10.1007/s11517-013-1099-5.
- BONINGER, Michael L, Rory A COOPER, Sean D SHIMADA et Thomas E RUDY (juin 1998). "Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion : a description using a local coordinate system". In : *Spinal Cord* 36.6, p. 418-426. ISSN : 1362-4393. DOI : 10.1038/sj.sc.3100588. URL : <http://www.nature.com/articles/3100588>.
- BONINGER, Michael L., Brad E. DICIANNO, Rory A. COOPER, Jeffrey D. TOWERS, Alicia M. KOONTZ et Aaron L. SOUZA (nov. 2003). "Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84.11, p. 1615-1620. ISSN : 00039993. DOI : 10.1053/S0003-9993(03)00282-X. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000399930300282X>.
- BONNET, Vincent, Philippe FRAISSE, Andre CROSNIER, Maxime GAUTIER, Alejandro GONZALEZ et Gentiane VENTURE (août 2016). "Optimal Exciting Dance for Identifying Inertial Parameters of an Anthropomorphic Structure". In : *IEEE Transactions on Robotics* 32 (4), p. 823-836. ISSN : 1552-3098. DOI : 10.1109/TR0.2016.2583062.
- BONNET, Vincent, Vincent RICHARD, Valentina CAMOMILLA, Gentiane VENTURE, Aurelio CAPPOZZO et Raphaël DUMAS (2017). "Joint kinematics estimation using a multi-body kinematics optimisation and an extended Kalman filter, and embedding a soft tissue artefact model". In : *Journal of Biomechanics* 62, p. 148-155. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2017.04.033. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.033><https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.033>.
- BREGMAN, D.J.J., S. van DRONGELEN et H.E.J. VEEGER (jan. 2009). "Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient?" In : *Clinical Biomechanics* 24.1, p. 13-19. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2008.09.003. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003308002714>.
- BYRD, Richard H., Jean Charles GILBERT et Jorge NOCEDAL (nov. 2000). "A trust region method based on interior point techniques for nonlinear programming". In : *Mathematical Programming* 89.1, p. 149-185. ISSN : 0025-5610. DOI : 10.1007/PL00011391. URL : <http://link.springer.com/10.1007/PL00011391>.
- BYRD, Richard H., Mary E. HRIBAR et Jorge NOCEDAL (jan. 1999). "An Interior Point Algorithm for Large-Scale Nonlinear Programming". In : *SIAM Journal on Optimiza-*

BIBLIOGRAPHIE

- tion 9.4, p. 877-900. ISSN : 1052-6234. DOI : 10.1137/S1052623497325107. URL : <http://epubs.siam.org/doi/10.1137/S1052623497325107>.
- CHEN, Yuying, Michael J. DEVIVO et Amie B. JACKSON (juin 2005). "Pressure Ulcer Prevalence in People With Spinal Cord Injury : Age-Period-Duration Effects". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86.6, p. 1208-1213. ISSN : 0003-9993. DOI : 10.1016/J.APMR.2004.12.023.
- CHÈZE, Laurence (2014). "Biomécanique du mouvement et modélisation musculo-squelettique". In : *Techniques De L'Ingénieur* 33.0, MED8050 1-9. URL : <http://www.techniques-ingenieur.fr/rp1.ensam.eu/res/pdf/encyclopedia/42606210-med8050.pdf>.
- CHOW, John W., Tim A. MILLIKAN, Les G. CARLTON, Woen sik CHAE, Young tae LIM et Marty I. MORSE (2009). "Kinematic and Electromyographic Analysis of Wheelchair Propulsion on Ramps of Different Slopes for Young Men With Paraplegia". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90.2, p. 271-278. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2008.07.019. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2008.07.019>.
- CHUA, Julian J.C., Franz Konstantin FUSS et Aleksandar SUBIC (juin 2010). "Rolling friction of a rugby wheelchair". In : *Procedia Engineering* 2.2, p. 3071-3076. ISSN : 1877-7058. DOI : 10.1016/J.PROENG.2010.04.113.
- CLÉMENT, Julien, Raphaël DUMAS, Nicola HAGEMEISTER et Jaques A de GUISE (2015). "Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization : Performance of subject-specific knee joint models". In : *Journal of Biomechanics* 48.14, p. 3796-3802. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2015.09.040. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.040>.
- COE, Paul L (1979). *Aerodynamic Characteristics of Wheelchairs*. Rapp. tech. Hampton : NASA Langley Research Center, 24 p. DOI : NASA-TM-8019119800004744.
- COOPER, Rory A, Carmen P DIGIOVINE, Michael L BONINGER, Sean D SHIMADA, Alicia M KOONTZ et Mark A BALDWIN (2002). "Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics." In : *Journal of rehabilitation research and development* 39.3, p. 323-36. ISSN : 0748-7711. URL : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12173753>.
- COUÉTARD, Yves, Laurence CHEZE, Guillaume DESROCHES, Raphael DUMAS, Didier PRADON, Christophe SAURET et Philippe VASLIN (2011). "Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain II : Description – Caractéristiques métrologiques – Utilisation." In : *Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées (IFRATH) : Réunion d'Hiver 2011*.
- COWAN, Rachel E, Michael L BONINGER, Bonita J SAWATZKY, Brian D MAZOYER et Rory A COOPER (fév. 2008). "Preliminary Outcomes of the SmartWheel Users' Group Database : A Proposed Framework for Clinicians to Objectively Evaluate Manual Wheelchair Propulsion". eng. In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89.2, p. 260-268. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2007.08.141. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307016474>.
- COWAN, Rachel E., Mark S. NASH, Jennifer L. COLLINGER, Alicia M. KOONTZ et Michael L. BONINGER (2009). "Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults". In : *Archives of Physical Medicine*

BIBLIOGRAPHIE

- and Rehabilitation* 90.7, p. 1076-1083. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2008.10.034. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2008.10.034>.
- CRUZ RUIZ, Ana Lucia, Charles PONTONNIER et Georges DUMONT (2017). "Low-Dimensional Motor Control Representations in Throwing Motions". In : *Applied Bionics and Biomechanics* 2017. ISSN : 17542103. DOI : 10.1155/2017/3050917.
- CUERVA, Vinicius I., Marko ACKERMANN et Fabrizio LEONARDI (2017). "The influence of speed and slope angle on wheelchair propulsion patterns : an optimal control study". In : *24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering*. Curitiba, PR, Brazil.
- CURTIS, Kathleen A., George A. DRYSDALE, R. David D LANZA, Morey KOLBER, Richard S. VITOLO et Ronald WEST (avr. 1999). "Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia." In : *Archives of physical medicine and rehabilitation* 80.4, p. 453-457. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/S0003-9993(99)90285-X. arXiv : 10206610. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000399939990285X><http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10206610>.
- DAMSGAARD, Michael, John RASMUSSEN, Søren Tørholm CHRISTENSEN, Egidijus SURMA et Mark de ZEE (2006). "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System". In : *Simulation Modelling Practice and Theory* 14.8, p. 1100-1111. ISSN : 1569190X. DOI : 10.1016/j.simpat.2006.09.001.
- DE A. MARTINS, Maurício A., Marko ACKERMANN et Fabrizio LEONARDI (2018). "Effects of a closed-loop partial power assistance on manual wheelchair locomotion". In : *IFAC-PapersOnLine* 51.27, p. 350-354. ISSN : 24058963. DOI : 10.1016/j.ifacol.2018.11.615. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S240589631833324X>.
- DE GROOT, J. H. et R. BRAND (2001). "A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm". In : *Clinical Biomechanics* 16.9, p. 735-743. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/S0268-0033(01)00065-1.
- DE GROOT, Jurriaan H. (1997). "The variability of shoulder motions recorded by means of palpation". In : *Clinical Biomechanics* 12.7-8, p. 461-472. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/S0268-0033(97)00031-4.
- DE GROOTE, F, A VAN CAMPEN, I JONKERS et J DE SCHUTTER (2010). "Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors". In : *Journal of Biomechanics* 43.10, p. 1876-1883. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2010.03.022. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.022>.
- DE GROOTE, Friedl, Allison L KINNEY, Anil V RAO et Benjamin J FREGLY (2016). "Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem". In : *Annals of Biomedical Engineering* 44.10, p. 2922-2936. ISSN : 15739686. DOI : 10.1007/s10439-016-1591-9.
- DELP, Scott L, Frank C ANDERSON, Allison S ARNOLD, Peter LOAN, Ayman HABIB, Chand T JOHN, Eran GUENDELMAN et Darryl G THELEN (2007). "OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement". In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54.11, p. 1940-1950. ISSN : 0018-9294. DOI : 10.1109/TBME.2007.901024. arXiv : 15334406.

BIBLIOGRAPHIE

- DERRICK, Timothy R., Antonie J. van den BOGERT, Andrea CEREATTI, Raphael DUMAS, Silvia FANTOZZI et Alberto LEARDINI (jan. 2020). "ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis". In : *Journal of Biomechanics* 99.December, p. 109533. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2019.109533. URL : <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109533><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929019307870>.
- DESROCHES, Guillaume, Laurence CHÈZE et Raphaël DUMAS (2010a). "Expression of joint moment in the joint coordinate system". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 132.11, p. 1-4. ISSN : 15288951. DOI : 10.1115/1.4002537.
- DESROCHES, Guillaume, Raphaël DUMAS, Didier PRADON, Philippe VASLIN, François Xavier LEPOUTRE et Laurence CHÈZE (2010b). "Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion". In : *Clinical Biomechanics* 25.4, p. 299-306. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2009.12.011. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.12.011>.
- DRONGELEN, Stefan van, Lucas H. van der WOUDE, Thomas W. JANSSEN, Edmond L. ANGENOT, Edward K. CHADWICK et Dirkjan H. VEEGER (juill. 2005). "Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86.7, p. 1434-1440. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2005.03.014. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999305003205>.
- DUBOWSKY, Sarah R., John RASMUSSEN, Sue Ann SISTO et Noshir A. LANGRANA (oct. 2008). "Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces". In : *Journal of Biomechanics* 41.14, p. 2981-2988. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2008.07.032. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929008004028>.
- DUMAS, R., L. CHÈZE et J. P. VERRIEST (2007). "Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters". In : *Journal of Biomechanics* 40.3, p. 543-553. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2006.02.013.
- DUMAS, Raphaël, Florent MOISSENET, Xavier GASPARUTTO et Laurence CHEZE (2012). "Influence of joint models on lower-limb musculo-tendon forces and three-dimensional joint reaction forces during gait". In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine* 226.2, p. 146-160. ISSN : 09544119. DOI : 10.1177/0954411911431396.
- DUMAS, Raphaël, Florent MOISSENET, Yoann LAFON et Laurence CHÈZE (2014). "Multi-objective optimisation for musculoskeletal modelling : Application to a planar elbow model". In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine* 228.10, p. 1108-1113. ISSN : 20413033. DOI : 10.1177/0954411914556790.
- DUPREY, Sonia, Fabien BILLUART, Sungjin SAH, Xavier OHL, Thomas ROBERT, Wafa SKALLI et Xuguang WANG (oct. 2015). "Three-Dimensional Rotations of the Scapula During Arm Abduction : Evaluation of the Acromion Marker Cluster Method in Comparison With a Model-Based Approach Using Biplanar Radiograph Images". In : *Journal of Applied Biomechanics* 31 (5), p. 396-402. ISSN : 1065-8483. DOI : 10.1123/jab.2014-0244.

BIBLIOGRAPHIE

- DUPREY, Sonia, Laurence CHÈZE et Raphaël DUMAS (2010). "Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization". In : *Journal of Biomechanics* 43.14, p. 2858-2862. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2010.06.010. URL : www.elsevier.com/locate/jbiomech.
- DUPREY, Sonia, Alexandre NAAIM, Florent MOISSENET, Mickaël BEGON et Laurence CHÈZE (sept. 2017). "Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview". In : *Journal of Biomechanics* 62, p. 87-94. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2016.12.005. URL : <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.005><http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.005><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929016312684>.
- DYSTERHEFT, Jennifer L, Ian M. RICE et Laura A RICE (mai 2015). "Influence of Handrim Wheelchair Propulsion Training in Adolescent Wheelchair Users, A Pilot Study". eng. In : *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 3, p. 68. ISSN : 2296-4185. DOI : 10.3389/fbioe.2015.00068. URL : <http://www.frontiersin.org/Biomechanics/10.3389/fbioe.2015.00068/abstract>.
- EULER, L (1775). "Nova methodus motum corporum rigidorum determinandi". In : *Novi commentarii Academiae Scientiarum Imperialis Petropolitanae* 20.1776, p. 208-238. URL : <https://scholarlycommons.pacific.edu/euler-works/479>.
- EYDIEUX, Nicolas, Samuel HYBOIS, Alice SIEGEL, Joseph BASCOU, Philippe VASLIN, Hélène PILLET, Pascale FODÉ et Christophe SAURET (fév. 2019). "Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice : spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, p. 1-9. ISSN : 1748-3107. DOI : 10.1080/17483107.2019.1571117. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17483107.2019.1571117>.
- FALLOT, Constantin, Joseph BASCOU, Hélène PILLET et Christophe SAURET (avr. 2021). "Manual wheelchair's turning resistance : swivelling resistance parameters of front and rear wheels on different surfaces". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 16.3, p. 324-331. ISSN : 1748-3107. DOI : 10.1080/17483107.2019.1675781. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17483107.2019.1675781>.
- FINLAYSON, Marcia et Toni van DENEND (jan. 2003). "Experiencing the loss of mobility : perspectives of older adults with MS". In : *Disability and Rehabilitation* 25.20, p. 1168-1180. ISSN : 0963-8288. DOI : 10.1080/09638280310001596180. URL : <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280310001596180>.
- FOHANNO, V., F. COLLOUD, M. BEGON et P. LACOUTURE (sept. 2010). "Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm : a pilot study". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13.sup1, p. 55-56. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2010.491958. URL : <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2010.491958>.
- FOHANNO, Vincent, Mickaël BEGON, Patrick LACOUTURE et Floren COLLOUD (avr. 2014). "Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints". In : *Multibody System Dynamics* 31.4, p. 433-449. ISSN : 1384-5640. DOI : 10.1007/s11044-013-9366-7. URL : <http://link.springer.com/10.1007/s11044-013-9366-7>.

BIBLIOGRAPHIE

- FRANK, T G et E W ABEL (nov. 1989). "Measurement of the turning, rolling and obstacle resistance of wheelchair castor wheels." eng. In : *Journal of biomedical engineering* 11.6, p. 462-466. ISSN : 0141-5425 (Print). DOI : 10.1016/0141-5425(89)90040-x.
- FRITSCH, Capucine, Yoann POULET, Joseph BASCOU, Patricia THOREUX et Christophe SAURET (mai 2022). "How Was Studied the Effect of Manual Wheelchair Configuration on Propulsion Biomechanics : A Systematic Review on Methodologies". In : *Frontiers in Rehabilitation Sciences* 3. ISSN : 2673-6861. DOI : 10.3389/fresc.2022.863113.
- FUTAMURE, Sumire, Vincent BONNET, Raphael DUMAS et Gentiane VENTURE (nov. 2017). "A sensitivity analysis method for the body segment inertial parameters based on ground reaction and joint moment regressor matrices". In : *Journal of Biomechanics* 64, p. 85-92. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2017.09.005.
- GAGNON, Dany, Annie Claude BABINEAU, Audrey CHAMPAGNE, Guillaume DESROCHES et Rachid AISSAOUI (2015). "Trunk and shoulder kinematic and kinetic and electromyographic adaptations to slope increase during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users with a spinal cord injury". In : *BioMed Research International* 2015. ISSN : 23146141. DOI : 10.1155/2015/636319.
- GAGNON, Dany H., Annie Claude BABINEAU, Audrey CHAMPAGNE, Guillaume DESROCHES et Rachid AISSAOUI (2014). "Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury". In : *Journal of Rehabilitation Research and Development* 51.5, p. 789-802. ISSN : 19381352. DOI : 10.1682/JRRD.2013.07.0168.
- GARLAND, Angela K, Darshan S SHAH et Angela E KEDGLEY (2018). "Wrist tendon moment arms : Quantification by imaging and experimental techniques". In : *Journal of Biomechanics* 68, p. 136-140. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2017.12.024. URL : <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.024>.
- GARNER, Brian A et Marcus G PANDY (2000). "The obstacle-set method for representing muscle paths in musculoskeletal models". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 3.1, p. 1-30. ISSN : 10255842. DOI : 10.1080/10255840008915251.
- GAUTHIER, Cindy, Murielle GRANGEON, Ludivine ANANOS, Rachel BROSSEAU et Dany H. GAGNON (sept. 2017). "Quantifying cardiorespiratory responses resulting from speed and slope increments during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users". In : *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 60 (5), p. 281-288. ISSN : 18770657. DOI : 10.1016/j.rehab.2017.02.007.
- GELLMAN, HARRIS, IEN SIE et ROBERT L. WATERS (août 1988). "Late Complications of the Weight-Bearing Upper Extremity in the Paraplegic Patient". In : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 233. &NA; 132 ? ? ? 135. ISSN : 0009-921X. DOI : 10.1097/00003086-198808000-00016. URL : <https://europepmc.org/article/MED/3402118><http://journals.lww.com/00003086-198808000-00016>.
- GOISLARD DE MONSABERT, Benjamin, Dafydd EDWARDS, Darshan SHAH et Angela KEDGLEY (2018). "Importance of Consistent Datasets in Musculoskeletal Modelling : A Study of the Hand and Wrist". In : *Annals of Biomedical Engineering* 46.1, p. 71-85. ISSN : 15739686. DOI : 10.1007/s10439-017-1936-z.

BIBLIOGRAPHIE

- GONZALEZ, Roger V, Thomas S BUCHANAN et Scott L DELP (1997). "How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments". In : *Journal of Biomechanics* 30.7, p. 705-712. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/S0021-9290(97)00015-8.
- GORCE, P et N LOUIS (jan. 2012). "Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users : influence of wheelchair settings." In : *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 27.1, p. 7-15. ISSN : 1879-1271. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2011.07.011. URL : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21840091>.
- GROOT, Jurriaan H. de, Wilbert van WOENSEL et Frans CT van der HELM (juin 1999). "Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures". In : *Clinical Biomechanics* 14.5, p. 309-314. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/S0268-0033(98)90094-8. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398900948>.
- GUILLON, Bruno, Gary VAN-HECKE, Jérôme IDDIR, Nadine PELLEGRINI, Nabil BEGHOUL, Isabelle VAUGIER, Marjorie FIGÈRE, Didier PRADON et Frédéric LOFASO (mai 2015). "Evaluation of 3 pushrim-activated power-assisted wheelchairs in patients with spinal cord injury". In : *Archives of physical medicine and rehabilitation* 96.5, p. 894-904. ISSN : 1532-821X. DOI : 10.1016/J.APMR.2015.01.009. URL : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25620717/>.
- GUO, Lan-Yuen, Fong-Chin SU et Kai-Nan AN (fév. 2006). "Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion : Mechanical energy and power flow analysis". In : *Clinical Biomechanics* 21 (2), p. 107-115. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.015.
- GUO, Lan-Yuen, Fong-Chin SU, Hong-Wen WU et Kai-Nan AN (fév. 2003). "Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion". In : *Clinical Biomechanics* 18.2, p. 106-114. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/S0268-0033(02)00177-8. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003302001778>.
- HAERING, Diane, Charles PONTONNIER, Nicolas BIDEAU, Guillaume NICOLAS et Georges DUMONT (2019). "Using Torque-Angle and Torque-Velocity Models to Characterize Elbow Mechanical Function : Modeling and Applied Aspects". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 141.8, p. 1-7. ISSN : 15288951. DOI : 10.1115/1.4043447.
- HALES, Michael, John David JOHNSON, Gary ASBURY et Nicholas EVANS (nov. 2015). "Influence of Floor Covering Composition on Force Attenuation during Falls, Wheelchair Mobility, and Slip Resistance". In : *AATCC Review* 15.6, p. 44-53. ISSN : 15328813. DOI : 10.14504/ar.15.6.4. URL : <http://openurl.ingenta.com/content/xref?genre=article&iissn=1532-8813&volume=15&issue=6&spage=44>.
- HALONEN, K S, C M DZIALO, M MANNISI, M S VENÄLÄINEN, M de ZEE et M S ANDERSEN (s. d.). "Workflow assessing the effect of gait alterations on stresses in the medial tibial cartilage-combined musculoskeletal modelling and finite element analysis OPEN". In : (). DOI : 10.1038/s41598-017-17228-x. URL : www.nature.com/scientificreports.
- HARRIS, Joshua D., Carmen E. QUATMAN, M. M. MANRING, Robert A. SISTON et David C. FLANIGAN (2014). "How to write a systematic review". In : *American Jour-*

BIBLIOGRAPHIE

- nal of Sports Medicine* 42.11, p. 2761-2768. ISSN : 15523365. DOI : 10.1177/0363546513497567.
- HELM, F. C.T. van der (1994). "Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism". In : *Journal of Biomechanics* 27.5, p. 527-550. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/0021-9290(94)90064-7.
- HICKS, Jennifer L, Thomas K UCHIDA, Ajay SETH, Apoorva RAJAGOPAL et Scott L DELP (2015). "Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 137.2, p. 1-24. ISSN : 15288951. DOI : 10.1115/1.4029304.
- HIK, Freya et David C. ACKLAND (jan. 2019). "The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint : a systematic review". In : *Journal of Anatomy* 234.1, p. 1-15. ISSN : 0021-8782. DOI : 10.1111/joa.12903. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/joa.12903>.
- HILL, A V (1938). "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle". In : *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*. T. 126, p. 136-195. DOI : 10.1098/rspb.1938.0050.
- HOLLOWAY, Catherine S., Andrew SYMONDS, Tatsuto SUZUKI, Angela GALL, Peter SMITHAM et Stephen TAYLOR (2015). "Linking wheelchair kinetics to glenohumeral joint demand during everyday accessibility activities". In : *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2015-Novem*, p. 2478-2481. ISSN : 1557170X. DOI : 10.1109/EMBC.2015.7318896.
- HOLZBAUR, Katherine R. S., Wendy M. MURRAY et Scott L. DELP (juin 2005). "A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control". In : *Annals of Biomedical Engineering* 33.6, p. 829-840. ISSN : 0090-6964. DOI : 10.1007/s10439-005-3320-7. URL : <http://link.springer.com/10.1007/s10439-005-3320-7>.
- HUANG, Yueh-Chu, Lan-Yuen GUO, Chung-Ying TSAI et Fong-Chin SU (avr. 2013). "Mechanical energy and power flow analysis of wheelchair use with different camber settings". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16 (4), p. 403-412. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2011.623675.
- HURD, Wendy J., Melissa M. MORROW, Kenton R. KAUFMAN et Kai Nan AN (2008a). "Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89.10, p. 1996-2002. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2008.03.020.
- HURD, Wendy J, Melissa M B MORROW, Kenton R KAUFMAN et Kai-Nan AN (oct. 2009). "Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation." eng. In : *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 19.5, p. 942-947. ISSN : 1873-5711 (Electronic). DOI : 10.1016/j.jelekin.2008.05.001.
- HURD, Wendy J., Melissa M.B. MORROW, Kenton R. KAUFMAN et Kai Nan AN (2008b). "Influence of varying level terrain on wheelchair propulsion biomechanics". In : *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 87.12, p. 984-991. ISSN : 08949115. DOI : 10.1097/PHM.0b013e31818a52cc.

BIBLIOGRAPHIE

- HYBOIS, Samuel, Joseph BASCOU, Christophe SAURET et Hélène PILLET (2019a). "Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel". Thèse de doct. École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- HYBOIS, Samuel, Pierre PUCHAUD, Maxime BOURGAIN, Antoine LOMBART, Joseph BASCOU, François LAVASTE, Pascale FODÉ, Hélène PILLET et Christophe SAURET (2019b). "Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion". In : *Medical Engineering and Physics* 69, p. 153-160. ISSN : 18734030. DOI : 10.1016/j.medengphy.2019.06.002. URL : <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002>.
- JAFARI, Mehdi et Habib MOLAEI (2014). "Spherical linear interpolation and Bézier curves". In : *General Scientific Researches* 2.1, p. 13-17.
- JANE COTE GIL COURRY, Helenice, Shrawan KUMAR, Solange RODGHER et Yogesh NARAYAN (sept. 1998). "Measurements of shoulder adduction strength in different postures". In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 22.3, p. 195-206. ISSN : 01698141. DOI : 10.1016/S0169-8141(97)00015-2. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169814197000152>.
- JOVIC, Jovana, Adrien ESCANDE, Ko AYUSAWA, Eiichi YOSHIDA, Abderrahmane KHEDDAR et Gentiane VENTURE (juin 2016). "Humanoid and Human Inertia Parameter Identification Using Hierarchical Optimization". In : *IEEE Transactions on Robotics* 32 (3), p. 726-735. ISSN : 1552-3098. DOI : 10.1109/TR0.2016.2558190.
- KAINZ, H., L. MODENESE, D. G. LLOYD, S. MAINE, H. P.J. WALSH et C. P. CARTY (juin 2016). "Joint kinematic calculation based on clinical direct kinematic versus inverse kinematic gait models". In : *Journal of Biomechanics* 49.9, p. 1658-1669. ISSN : 0021-9290. DOI : 10.1016/J.JBIOMECH.2016.03.052.
- KAINZ, Hans, Hoa X HOANG, Chris STOCKTON, Roslyn R BOYD, David G LLOYD et Christopher P CARTY (2017). "Accuracy and reliability of marker-based approaches to scale the pelvis, thigh, and shank segments in musculoskeletal models". In : *Journal of Applied Biomechanics* 33.5, p. 354-360. ISSN : 15432688. DOI : 10.1123/jab.2016-0282.
- KAJITA, Shuuji, Hirohisa HIRUKAWA, Kensuke HARADA et Kazuhito YOKOI (2009). *Introduction à la commande des robots humanoïdes*. Springer, Paris. ISBN : 9782287877155. DOI : 10.1007/978-2-287-87716-2.
- KELLY, Matthew (jan. 2017). "An Introduction to Trajectory Optimization : How to Do Your Own Direct Collocation". In : *SIAM Review* 59.4, p. 849-904. ISSN : 0036-1445. DOI : 10.1137/16M1062569. URL : <https://epubs.siam.org/doi/10.1137/16M1062569>.
- KIM, C S, D LEE, S KWON et M K CHUNG (2014). "Effects of ramp slope, ramp height and users' pushing force on performance, muscular activity and subjective ratings during wheelchair driving on a ramp". In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 44.5, p. 636-646. DOI : 10.1016/j.ergon.2014.07.001. URL : <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84906732709&doi=10.1016%2Fj.ergon.2014.07.001&partnerID=40&md5=e82b17617fca9bfbe4a90569313abc63>.
- KLEIN BRETELER, Mary D., Cornelis W. SPOOR et Frans C.T. VAN DER HELM (nov. 1999). "Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes". In : *Journal of Biomechanics* 32.11, p. 1191-1197. ISSN : 00219290. DOI :

BIBLIOGRAPHIE

- 10.1016/S0021-9290(99)00122-0. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929099001220>.
- KLEIN HORSMAN, M D, H F J M KOOPMAN, F C T van der HELM, L Poliacu PROSÉ et H E J VEEGER (2007). "Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity". In : *Clinical Biomechanics* 22.2, p. 239-247. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003.
- KOONTZ, Alicia M, Rory A COOPER, Michael L BONINGER, Aaron L SOUZA, Brian T FAY *et al.* (2002). "Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion". In : *Journal of rehabilitation research and development* 39.6, p. 635-650.
- KOONTZ, Alicia M., Rory A. COOPER, Michael L. BONINGER, Yusheng YANG, Bradley G. IMPINK et Lucas H.V. VAN DER WOUDE (2005). "A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces". In : *Journal of Rehabilitation Research and Development* 42.4, p. 447-458. ISSN : 07487711. DOI : 10.1682/JRRD.2004.08.0106.
- KOONTZ, Alicia M., Bailey M. ROCHE, Jennifer L. COLLINGER, Rory A. COOPER et Michael L. BONINGER (2009). "Manual Wheelchair Propulsion Patterns on Natural Surfaces During Start-Up Propulsion". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90.11, p. 1916-1923. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2009.05.022. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2009.05.022>.
- KULIG, K, S S RAO, S J MULROY, C J NEWSAM, J K GRONLEY, E L BONTRAGER et J PERRY (sept. 1998). "Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion." eng. In : *Clinical orthopaedics and related research* 354, p. 132-143. ISSN : 0009-921X (Print). DOI : 10.1097/00003086-199809000-00016.
- KÜLÜNKOĞLU, Bahar, Yasemin AKKUBAK et Nevin ERGUN (avr. 2018). "The profile of upper extremity muscular strength in female wheelchair basketball players : a pilot study". In : *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 58.5, p. 606-611. ISSN : 00224707. DOI : 10.23736/S0022-4707.17.06862-1. URL : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28198602/https://www.minervamedica.it/index2.php?show=R40Y2018N05A0606>.
- LAITENBERGER, Maria, Maxime RAISON, Delphine PÉRIÉ et Mickael BEGON (2014). "Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model". In : *Multibody System Dynamics* 33.4, p. 413-438. ISSN : 13845640. DOI : 10.1007/s11044-014-9421-z.
- LALUMIERE, Mathieu, Dany H. GAGNON, Jessica HASSAN, Guillaume DESROCHES, Raphael ZORY et Didier PRADON (2013). "Ascending curbs of progressively higher height increases forward trunk flexion along with upper extremity mechanical and muscular demands in manual wheelchair users with a spinal cord injury". In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23.6, p. 1434-1445. ISSN : 10506411. DOI : 10.1016/j.jelekin.2013.06.009. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.009>.
- LARIVIÈRE, Ophélie (fév. 2023). "Analyse vibratoire de la propulsion en fauteuil roulant manuel : une application à l'athlétisme". Thèse de doct. URL : <https://theses.hal.science/tel-04069410https://theses.hal.science/tel-04069410/document>.

BIBLIOGRAPHIE

- LASCHOWSKI, Brock et John MCPHEE (sept. 2016). "Body segment parameters of Paralympic athletes from dual-energy X-ray absorptiometry". In : *Sports Engineering* 19.3, p. 155-162. ISSN : 14602687. DOI : 10.1007/S12283-016-0200-3/METRICS. URL : <https://link.springer.com/article/10.1007/s12283-016-0200-3>.
- LEARY, M., J. GRUIJTERS, M. MAZUR, A. SUBIC, M. BURTON et F.K. FUSS (nov. 2012). "A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics". In : *Medical Engineering & Physics* 34.9, p. 1278-1286. ISSN : 13504533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2011.12.018. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453311003456>.
- LEMPEREUR, Mathieu, Sylvain BROCHARD, Fabien LEBOEUF et Olivier RÉMY-NÉRIS (2014). "Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis : A systematic review". In : *Journal of Biomechanics* 47.10, p. 2219-2230. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2014.04.028.
- LEVENBERG, Kenneth (1944). "A method for the solution of certain non-linear problems in least squares". In : *Quarterly of Applied Mathematics* 2.2, p. 164-168. ISSN : 0033-569X. DOI : 10.1090/qam/10666.
- LEVY, Charles E, John W CHOW, Mark D TILLMAN, Carolyn HANSON, Tara DONOHUE et William C MANN (jan. 2004). "Variable-ratio pushrim-activated power-assist wheelchair eases wheeling over a variety of terrains for elders." eng. In : *Archives of physical medicine and rehabilitation* 85.1, p. 104-112. ISSN : 0003-9993 (Print). DOI : 10.1016/s0003-9993(03)00426-x.
- LEWIS, Amy R., Elissa J. PHILLIPS, William S. P. ROBERTSON, Paul N. GRIMSHAW et Marc PORTUS (fév. 2018). "Injury Prevention of Elite Wheelchair Racing Athletes Using Simulation Approaches". In : *Proceedings 2018, Vol. 2, Page 255* 2.6, p. 255. ISSN : 2504-3900. DOI : 10.3390/PROCEEDINGS2060255. URL : <https://www.mdpi.com/2504-3900/2/6/255/htm><https://www.mdpi.com/2504-3900/2/6/255>.
- LIVET, Claire (2022). "Contributions algorithmiques à l'analyse musculo-squelettique : modèles et méthodes". Thèse de doct.
- LIVET, Claire, Théo ROUVIER, Georges DUMONT et Charles PONTONNIER (2021a). "An Automatic and Simplified Approach to Muscle Path Modeling". In : *Journal of biomechanical engineering* 144.1. ISSN : 15288951. DOI : 10.1115/1.4051870.
- LIVET, Claire, Théo ROUVIER, Christophe SAURET, Hélène PILLET, Georges DUMONT et Charles PONTONNIER (juill. 2022). "A penalty method for constrained multibody kinematics optimisation using a Levenberg–Marquardt algorithm". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, p. 1-12. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2022.2093607. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2022.2093607>.
- LIVET, Claire, Théo ROUVIER, Charles PONTONNIER et Georges DUMONT (juill. 2021b). "Open vs closed articular architecture of the forearm for an analysis of muscle recruitment during throwing motions". In : p. 1. URL : <https://inria.hal.science/hal-03241267>.
- LOMBART, A., A. SIEGEL, C. VILLA, J. BASCOU, H. PILLET et C. SAURET (oct. 2017). "Evaluation of a scapula spinal marker cluster to track the scapula kinematics during manual wheelchair propulsion". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20 (sup1), S121-S122. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/

BIBLIOGRAPHIE

- 10255842.2017.1382891. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2017.1382891>.
- LOUESSARD, Aude, Théo ROUVIER, Joseph BASCOU, Samuel HYBOIS, Hélène PILLET et Christophe SAURET (2021). "A preliminary investigation of handrim kinetics in various environmental situations crossed in manual wheelchair". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.
- LOUIS, Nicolas (sept. 2010). "Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant   mains courantes : indices d'évaluation ergonomique". Thèse de doct. URL : <https://theses.hal.science/tel-00597217>.
- LU, T W et J J O'CONNOR (1999). "Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints". In : *Journal of Biomechanics* 32.2, p. 129-134. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/S0021-9290(98)00158-4.
- LUND, Morten Enemark, Michael Skipper ANDERSEN, Mark de ZEE et John RASMUSSEN (2015). "Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials". In : *International Biomechanics* 2.1, p. 1-11. ISSN : 23335432. DOI : 10.1080/23335432.2014.993706. URL : <http://dx.doi.org/10.1080/23335432.2014.993706>.
- M. ACKERMANN, F. LEONARDI, H. R. Costa et A.T. FLEURY (2014). "Modeling and Optimal Control Formulation for Manual Wheelchair Locomotion : the Influence of Mass and Slope on Performance". In : *2014 5th IEEE RAS& EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, p. 1079-1084.
- MARCHIORI, Claire (juin 2015). "Identification des situations à risques de Troubles musculosquelettiques par un indice d'inconfort articulaire biomécanique. : Application clinique aux utilisateurs de fauteuil roulant manuel". Thèse de doct. URL : <http://www.theses.fr/2015VERS034V>.
- MARI, Silvia, Ettore PENNESTR , Martina TREBBI, Francesco NAPPI et Diego RUGHI (2012). "A comparison between inverse dynamics skeletal and muscular models". In : *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics* 2.1, p. 74. ISSN : 1755-8735. DOI : 10.1504/ijecb.2012.049807.
- MARQUARDT, Donald W. (juin 1963). "An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters". In : *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics* 11.2, p. 431-441. ISSN : 0368-4245. DOI : 10.1137/0111030. URL : <http://epubs.siam.org/doi/10.1137/0111030>.
- MARRA, Marco A., Valentine VANHEULE, Ren e FLUIT, Bart H.F.J.M. KOOPMAN, John RASMUSSEN, Nico VERDONSCHOT et Michael S. ANDERSEN (f ev. 2015). "A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict in Vivo Mechanics of Total Knee Arthroplasty". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 137.2. ISSN : 15288951. DOI : 10.1115/1.4029258/371217. URL : <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/137/2/020904/371217/A-Subject-Specific-Musculoskeletal-Modeling>.
- MARTIN-LEMOYNE, Valérie, Claude VINCENT, Guy El Hajj BOUTROS, François ROUTHIER et Dany H GAGNON (mars 2020). "Effects of a trained mobility assistance dog on upper extremity muscular effort during wheelchair propulsion on tiled and carpeted floors in individuals with a spinal cord injury." eng. In : *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 73, p. 28-34. ISSN : 1879-1271 (Electronic). DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2019.12.022.

BIBLIOGRAPHIE

- MA'TOUQ, Jumana, Tingli HU et Sami HADDADIN (2019). "A validated combined musculotendon path and muscle-joint kinematics model for the human hand". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22.7, p. 727-739. ISSN : 14768259. DOI : 10.1080/10255842.2019.1588256. URL : <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1588256>.
- MATSUI, Kazuhisa, Kazushi SHIMADA et Paul D. ANDREW (mars 2006). "Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula". In : *Journal of Orthopaedic Science* 11 (2), p. 180-184. ISSN : 09492658. DOI : 10.1007/s00776-005-1000-y.
- MAUREL, Walter et Daniel THALMANN (avr. 2000). "Human shoulder modeling including scapulo-thoracic constraint and joint sinus cones". In : *Computers & Graphics* 24.2, p. 203-218. ISSN : 00978493. DOI : 10.1016/S0097-8493(99)00155-7. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0097849399001557>.
- MCGLINCHEY-BERROTH, Regina, Linda MORROW, Margaret AHLQUIST, Mehdi SARKARATI et Kenneth L. MINAKER (jan. 1995). "Late-Life Spinal Cord Injury and Aging with a Long Term Injury : Characteristics of Two Emerging Populations". In : *The Journal of Spinal Cord Medicine* 18.3, p. 183-193. ISSN : 1079-0268. DOI : 10.1080/10790268.1995.11719391. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10790268.1995.11719391>
<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10790268.1995.11719391>.
- MEDOLA, Fausto O, Phuc V DAO, Jayme J CASPALL et Stephen SPRIGLE (mars 2014). "Partitioning Kinetic Energy During Freewheeling Wheelchair Maneuvers". In : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 22.2, p. 326-333. ISSN : 1534-4320. DOI : 10.1109/TNSRE.2013.2289378. URL : <http://ieeexplore.ieee.org/document/6656838/>.
- MENEGALDO, Luciano Luporini, Agenor DE TOLEDO FLEURY et Hans Ingo WEBER (2004). "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model". In : *Journal of Biomechanics* 37.9, p. 1447-1453. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2003.12.017.
- MICHAUD, Benjamin, Sonia DUPREY et Mickaël BEGON (nov. 2017). "Scapular kinematic reconstruction – segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains : which one should be preferred?" In : *International Biomechanics* 4.2, p. 86-94. ISSN : 2333-5432. DOI : 10.1080/23335432.2017.1405741. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/23335432.2017.1405741>
<http://doi.org/10.1080/23335432.2017.1405741>.
- MISCH, Jacob, Morris HUANG et Stephen SPRIGLE (2020). "Modeling manual wheelchair propulsion cost during straight and curvilinear trajectories." eng. In : *PloS one* 15.6, e0234742. ISSN : 1932-6203 (Electronic). DOI : 10.1371/journal.pone.0234742.
- MISCH, Jacob et Stephen SPRIGLE (déc. 2021). "Effects of wheels and tires on high-strength lightweight wheelchair propulsion cost using a robotic wheelchair tester". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, p. 1-11. ISSN : 1748-3107. DOI : 10.1080/17483107.2021.2012274. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17483107.2021.2012274>.

BIBLIOGRAPHIE

- MISCH, Jacob P., Yuanning LIU et Stephen SPRIGLE (2022). "Effect of Wheels, Casters and Forks on Vibration Attenuation and Propulsion Cost of Manual Wheelchairs". In : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 30, p. 2661-2670. ISSN : 1534-4320. DOI : 10.1109/TNSRE.2022.3205507. URL : <https://ieeexplore.ieee.org/document/9882980/>.
- MOHER, David, Alessandro LIBERATI, Jennifer TETZLAFF, Douglas G. ALTMAN, Doug ALTMAN, Gerd ANTES, David ATKINS, Virginia BARBOUR, Nick BARROWMAN, Jesse A. BERLIN, Jocalyn CLARK, Mike CLARKE, Deborah COOK, Roberto D'AMICO, Jonathan J. DEEKS, P. J. DEVEREAUX, Kay DICKERSIN, Matthias EGGER, Edzard ERNST, Peter C. GÖTZSCHE, Jeremy GRIMSHAW, Gordon GUYATT, Julian HIGGINS, John P.A. IOANNIDIS, Jos KLEIJNEN, Tom LANG, Nicola MAGRINI, David MCNAMEE, Lorenzo MOJA, Cynthia MULROW, Maryann NAPOLI, Andy OXMAN, Bá PHAM, Drummond RENNIE, Margaret SAMPSON, Kenneth F. SCHULZ, Paul G. SHEKELLE, David TOVEY et Peter TUGWELL (2009). "Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses : The PRISMA statement". In : *PLoS Medicine* 6.7. ISSN : 15491277. DOI : 10.1371/journal.pmed.1000097.
- MOISSENET, F., L. MODENESE et R. DUMAS (2017). "Alterations of musculoskeletal models for a more accurate estimation of lower limb joint contact forces during normal gait : A systematic review". In : *Journal of Biomechanics* 63, p. 8-20. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2017.08.025. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.025>.
- MOON, Hyo-Bin, Seung-Jae PARK, Al-Chan KIM et Jee-Hun JANG (juin 2013). "Characteristics of upper limb muscular strength in male wheelchair tennis players". In : *Journal of Exercise Rehabilitation* 9.3, p. 375-380. ISSN : 2288-176X. DOI : 10.12965/jer.130051. URL : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24278887/http://www.e-jer.org/journal/view.php?doi=10.12965/jer.130051>.
- MORÉ, Jorge J (1978). "The Levenberg-Marquardt algorithm : Implementation and theory". In : *Numerical Analysis*. Sous la dir. de G A WATSON. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, p. 105-116. ISBN : 978-3-540-35972-2.
- MORGAN, Kerri A, Jack R ENGBERG et David B GRAY (2015). "Important wheelchair skills for new manual wheelchair users : Health care professional and wheelchair user perspectives." In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 00.00, p. 1-11. ISSN : 1748-3107. DOI : 10.3109/17483107.2015.1063015. URL : <http://dx.doi.org/10.3109/17483107.2015.1063015>.
- MORROW, D. A., L. Y. GUO, K. D. ZHAO, F. C. SU et K. N. AN (fév. 2003). "A 2-D model of wheelchair propulsion". In : *Disability & Rehabilitation* 25.4-5, p. 192-196. ISSN : 0963-8288. DOI : 10.1080/0963828021000030873. URL : <http://journalsonline.tandf.co.uk/Index/10.1080/0963828021000030873>.
- MORROW, Melissa M., Jeffery W. RANKIN, Richard R. NEPTUNE et Kenton R. KAUFMAN (2014). "A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion". In : *Journal of Biomechanics* 47.14, p. 3459-3465. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2014.09.013. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.09.013>.
- MORROW, Melissa M. B., Wendy J. HURD, Kenton R. KAUFMAN et Kai-Nan AN (2009). "Upper-limb joint kinetics expression during wheelchair propulsion". In : *The Journal*

BIBLIOGRAPHIE

- of Rehabilitation Research and Development* 46.7, p. 939. ISSN : 0748-7711. DOI : 10.1682/JRRD.2008.12.0165. arXiv : NIHMS150003. URL : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf><http://www.rehab.research.va.gov/jour/09/46/7/pdf/morrow.pdf>.
- MORROW, Melissa M B, Kenton R KAUFMAN et Kai-Nan AN (mai 2011). "Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift." eng. In : *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 26.4, p. 352-357. ISSN : 1879-1271 (Electronic). DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2010.12.001.
- MORROW, Melissa M.B., Kenton R. KAUFMAN et Kai-Nan AN (sept. 2010). "Shoulder model validation and joint contact forces during wheelchair activities". In : *Journal of Biomechanics* 43 (13), p. 2487-2492. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2010.05.026.
- MORTENSON, William B, William C MILLER, Claudine AUGER, Abstract Mortenson WB, Miller WC et Auger C ISSUES (2008). "Issues for the Selection of Wheelchair-Specific Activity and Participation Outcome Measures : A Review". In : 89.June. DOI : 10.1016/j.apmr.2008.01.010.
- MUKHOPADHYAY, Prabir, Leonard O'SULLIVAN et Timothy J. GALLWEY (avr. 2007). "Estimating upper limb discomfort level due to intermittent isometric pronation torque with various combinations of elbow angles, forearm rotation angles, force and frequency with upper arm at 90° abduction". In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 37.4, p. 313-325. ISSN : 01698141. DOI : 10.1016/j.ergon.2006.11.007. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169814106002654>.
- MULLER, Antoine (2017). "Antoine Muller Contributions méthodologiques à l'analyse musculo-squelettique de l'humain dans l'objectif d'un compromis précision performance". Thèse de doct. école normale supérieure de Rennes. URL : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01591365/>.
- MULLER, Antoine, Coralie GERMAIN, Charles PONTONNIER et Georges DUMONT (2015). "A Simple Method to Calibrate Kinematical Invariants : Application to Overhead Throwing". In : *33 International Conference of Biomechanics in Sports*.
- MULLER, Antoine, Diane HAERING, Charles PONTONNIER, Georges DUMONT, Antoine MULLER, Diane HAERING, Charles PONTONNIER et Georges Dumont NON-INVASIVE (2017a). "Non-invasive techniques for musculoskeletal model calibration". In : *23ème Congrès Français de Mécanique, Lille*.
- MULLER, Antoine, Charles PONTONNIER et Georges DUMONT (2017b). "Uncertainty propagation in multibody human model dynamics". In : *Multibody System Dynamics* 40.2, p. 177-192. ISSN : 1573272X. DOI : 10.1007/s11044-017-9566-7.
- MULLER, Antoine, Charles PONTONNIER, Pierre PUCHAUD et Georges DUMONT (jan. 2019). "CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation". In : *Journal of Open Source Software* 4.33, p. 927. ISSN : 2475-9066. DOI : 10.21105/joss.00927.
- MULROY, Sara J, Craig J NEWSAM, Dee GUTIERREZ, Philip REQUEJO, JoAnne K GRONLEY, Lisa LIGHTHALL HAUBERT et Jacquelin PERRY (jan. 2005). "Effect of Fore-Aft Seat Position on Shoulder Demands During Wheelchair Propulsion : Part 1. A Kinetic Analysis". eng. In : *The Journal of Spinal Cord Medicine* 28.3, p. 214-221. ISSN :

BIBLIOGRAPHIE

- 1079-0268. DOI : 10 . 1080 / 10790268 . 2005 . 11753815. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10790268.2005.11753815>.
- MUNARETTO, Joseph M., Jill L. MCNITT-GRAY, Henryk FLASHNER et Philip S. REQUEJO (mars 2012). "Simulated effect of reaction force redirection on the upper extremity mechanical demand imposed during manual wheelchair propulsion". In : *Clinical Biomechanics* 27.3, p. 255-262. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.001. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003311002592>.
- MURRAY, Wendy M, Thomas S BUCHANAN et Scott L DELP (2002). "Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions". In : *Journal of Biomechanics* 35.1, p. 19-26. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/S0021-9290(01)00173-7. arXiv : 0605161 [cond-mat].
- MYERS, Casey A., Peter J. LAZ, Kevin B. SHELBURNE et Bradley S. DAVIDSON (mai 2015). "A Probabilistic Approach to Quantify the Impact of Uncertainty Propagation in Musculoskeletal Simulations". In : *Annals of Biomedical Engineering* 43 (5), p. 1098-1111. ISSN : 0090-6964. DOI : 10.1007/s10439-014-1181-7.
- NAAIM, Alexandre, Florent MOISSENET, Sonia DUPREY, Mickaël BEGON et Laurence CHÈZE (sept. 2017). "Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction : A case study". In : *Journal of Biomechanics* 62, p. 102-109. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2017.01.031. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.031><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929017300441>.
- NEWSAM, Craig J, Sara J MULROY, JoAnne K GRONLEY, Ernest L BONTRAGER et Jacquelin PERRY (juill. 1996). "Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion". eng. In : *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 75.4, p. 292-299. ISSN : 0894-9115. DOI : 10.1097/00002060-199607000-00010. URL : <http://journals.lww.com/00002060-199607000-00010>.
- NEWTON, Isaac (1687). *Philosophiae naturalis principia mathematica*. Jussu Societatis Regiae ac Typis Josephi Streater. DOI : 10.5479/si1.52126.39088015628399.
- ODLE, Brooke, Jeffrey REINBOLT, Gail FORREST et Trevor DYSON-HUDSON (fév. 2019). "Construction and evaluation of a model for wheelchair propulsion in an individual with tetraplegia". In : *Medical & Biological Engineering & Computing* 57.2, p. 519-532. ISSN : 0140-0118. DOI : 10.1007/s11517-018-1895-z. URL : <http://link.springer.com/10.1007/s11517-018-1895-z>.
- OJEDA, J., J. MARTÍNEZ-REINA et J. MAYO (2016). "The effect of kinematic constraints in the inverse dynamics problem in biomechanics". In : *Multibody System Dynamics* 37.3, p. 291-309. ISSN : 1573272X. DOI : 10.1007/s11044-016-9508-9. URL : <http://dx.doi.org/10.1007/s11044-016-9508-9>.
- OLIVE, David J (2017). *Linear regression*. Springer, p. 1-494. ISBN : 9783319552521. DOI : 10.1007/978-3-319-55252-1.
- OLIVEIRA, Nuno, Sheila BLOCHLINGER, Naphtaly EHRENBERG, Theresa DEFOSSE, Gail FORREST, Trevor DYSON-HUDSON et Peter BARRANCE (2019). "Kinematics and pushrim kinetics in adolescents propelling high-strength lightweight and ultra-lightweight manual wheelchairs". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 14.3, p. 209-216. ISSN : 17483115. DOI : 10.1080/17483107.2017.1417499. URL : <https://doi.org/10.1080/17483107.2017.1417499>.

BIBLIOGRAPHIE

- O'REILLY, Oliver M., Mark P. SENA, Brian T. FEELEY et Jeffrey C. LOTZ (2013). "On representations for joint moments using a joint coordinate system". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 135.11, p. 1-5. ISSN : 01480731. DOI : 10.1115/1.4025327.
- PATAKY, Todd C., Jos VANRENTERGHEM et Mark A. ROBINSON (jan. 2019). "Bayesian inverse kinematics vs. least-squares inverse kinematics in estimates of planar postures and rotations in the absence of soft tissue artifact". In : *Journal of Biomechanics* 82, p. 324-329. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2018.11.007. URL : <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.007>.
- PENNESTRÌ, E., R. STEFANELLI, P. P. VALENTINI et L. VITA (jan. 2007). "Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb". In : *Journal of Biomechanics* 40.6, p. 1350-1361. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2006.05.013.
- PETERSON, Carrie L., Michael S. BEDNAR et Wendy M. MURRAY (juin 2019). "Effect of biceps-to-triceps transfer on rotator cuff stress during upper limb weight-bearing lift in tetraplegia : A modeling and simulation analysis". In : *Journal of Biomechanics* 90, p. 143-148. ISSN : 0021-9290. DOI : 10.1016/J.JBIOMECH.2019.04.043.
- POSTIAU, Tony (2004). "Génération et parallélisation des équations du mouvement de systèmes multicorps par l'approche symbolique". In.
- POULET, Yoann, Florian BRASSART, Emeline SIMONETTI, Hélène PILLET, Arnaud FAUPIN et Christophe SAURET (2023). "Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion". In : *Sensors* 23.1, p. 58. ISSN : 14248220. DOI : 10.3390/S23010058/S1. URL : <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/1/58/htm>.
- PRICE, Robert, Zachary R. ASHWELL, Michael W. CHANG, Michael L. BONINGER, Alicia M. KOONTZ et Sue Ann SISTO (avr. 2007). "Upper-Limb Joint Power and Its Distribution in Spinal Cord Injured Wheelchair Users : Steady-State Self-Selected Speed Versus Maximal Acceleration Trials". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88 (4), p. 456-463. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2007.01.016.
- PUCHAUD, P., C. SAURET, A. MULLER, N. BIDEAU, G. DUMONT, H. PILLET et C. PONTONNIER (2020). "Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23.3, p. 114-125. ISSN : 14768259. DOI : 10.1080/10255842.2019.1705798. URL : <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1705798>.
- PUCHAUD, Pierre (2020). "Modélisation musculo-squelettique générique et spécifique en vue du support de l'activité physique du soldat". Thèse de doct. École normale supérieure de Rennes.
- PUCHAUD, Pierre, Samuel HYBOIS, Antoine LOMBART, Joseph BASCOU, Hélène PILLET, Pascale FODÉ et Christophe SAURET (oct. 2019). "On the Influence of the Shoulder Kinematic Chain on Joint Kinematics and Musculotendon Lengths During Wheelchair Propulsion Estimated From Multibody Kinematics Optimization". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 141.10. ISSN : 0148-0731. DOI : 10.1115/1.4043441. URL : <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/doi/>

BIBLIOGRAPHIE

- 10.1115/1.4043441/726840/On-the-Influence-of-the-Shoulder-Kinematic-Chain.
- QI, Liping, James WAKELING, Simon GRANGE et Martin FERGUSON-PELL (2013). "Coordination patterns of shoulder muscles during level-ground and incline wheelchair propulsion". In : *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 50.5, p. 651. ISSN : 0748-7711. DOI : 10.1682/JRRD.2012.06.0109. URL : <http://www.rehab.research.va.gov/jour/2013/505/pdf/qi505.pdf>.
- RAGNARSSON, Kristjan T. (mars 2012). "Medical Rehabilitation of People with Spinal Cord Injury During 40 Years of Academic Physiatriic Practice". In : *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 91.3, p. 231-242. ISSN : 0894-9115. DOI : 10.1097/PHM.0b013e3182489f5e. URL : https://journals.lww.com/ajpmr/Fulltext/2012/03000/Medical_{_}Rehabilitation_{_}of_{_}People_{_}with_{_}Spinal_{_}Cord.6.aspx<http://journals.lww.com/00002060-201203000-00006>.
- RAMSAY, John W., Betsy V. HUNTER et Roger V. GONZALEZ (2009). "Muscle moment arm and normalized moment contributions as reference data for musculoskeletal elbow and wrist joint models". In : *Journal of Biomechanics* 42.4, p. 463-473. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2008.11.035.
- RANKIN, Jeffery W., Andrew M. KWARCIAK, W. MARK RICHTER et Richard R. NEPTUNE (oct. 2010). "The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion". In : *Journal of Biomechanics* 43.14, p. 2771-2779. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2010.06.020. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010003568>.
- RANKIN, Jeffery W. et Richard R. NEPTUNE (juin 2012). "Musculotendon lengths and moment arms for a three-dimensional upper-extremity model". In : *Journal of Biomechanics* 45.9, p. 1739-1744. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2012.03.010. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.010><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929012001765>.
- RANKIN, Jeffery W., W. Mark RICHTER et Richard R. NEPTUNE (2011). "Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion". In : *Journal of Biomechanics* 44.7, p. 1246-1252. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2011.02.073. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.073>.
- REINBOLT, J.A., R.T. HAFTKA, T.L. CHMIELEWSKI et B.J. FREGLY (mai 2007). "Are Patient-Specific Joint and Inertial Parameters Necessary for Accurate Inverse Dynamics Analyses of Gait?" In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54.5, p. 782-793. ISSN : 0018-9294. DOI : 10.1109/TBME.2006.889187. URL : <http://ieeexplore.ieee.org/document/4155011/>.
- REINBOLT, Jeffrey A., Jaco F. SCHUTTE, Benjamin J. FREGLY, Byung Il KOH, Raphael T. HAFTKA, Alan D. GEORGE et Kim H. MITCHELL (mars 2005). "Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization". In : *Journal of Biomechanics* 38.3, p. 621-626. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2004.03.031. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929004001873>.

BIBLIOGRAPHIE

- RENGIFO, Carlos, Yannick Aoustin, Franck PLESTAN et Christine CHEVALLEREAU (2010). "Distribution of forces between synergistics and antagonistics muscles using an optimization criterion depending on muscle contraction behavior". In : *Journal of Biomechanical Engineering* 132.4, p. 41009. ISSN : 01480731. DOI : 10.1115/1.4001116.
- REQUEJO, Philip S, Jan FURUMASU et Sara J MULROY (2015). "Evidence-Based Strategies for Preserving Mobility for Elderly and Aging Manual Wheelchair Users". In : September. DOI : 10.1097/TGR.000000000000042.
- REQUEJO, Philip Santos, Sharon E LEE, Sara J MULROY, Lisa Lighthall HAUBERT, Ernest L BONTRAGER, JoAnne K GRONLEY et Jacquelin PERRY (2008). "Shoulder muscular demand during lever-activated vs pushrim wheelchair propulsion in persons with spinal cord injury." eng. In : *The journal of spinal cord medicine* 31.5, p. 568-577. ISSN : 1079-0268 (Print). DOI : 10.1080/10790268.2008.11754604.
- RICHTER, W. Mark, Russell RODRIGUEZ, Kevin R. WOODS et Peter W. AXELSON (2007). "Consequences of a Cross Slope on Wheelchair Handrim Biomechanics". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88.1, p. 76-80. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2006.09.015.
- RICHTER, W.M. (déc. 2001). "The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics : a quasi-static model-based approach". In : *Medical Engineering & Physics* 23.10, p. 707-712. ISSN : 13504533. DOI : 10.1016/S1350-4533(01)00074-1. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453301000741>.
- ROUTHIER, François, Claude VINCENT, Johanne DESROSIERS et Sylvie NADEAU (2003). "Mobility of wheelchair users : A proposed performance assessment framework". In : *Disability and Rehabilitation* 25.1, p. 19-34. ISSN : 09638288. DOI : 10.1080/dre.25.1.19.34.
- ROUVIER, T., C. LIVET, A. LOMBART, G. DUMONT, C. PONTONNIER, C. SAURET et H. PILLET (2022). "Comparison of scapula soft tissue artefact compensation methods during manual wheelchair locomotion". In : *Gait & Posture* 97, S233-S234. ISSN : 09666362. DOI : 10.1016/j.gaitpost.2022.07.143. URL : <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.07.143>.
- RUSSELL, Ian M., E.V. WAGNER, P.S. REQUEJO, S. MULROY, H. FLASHNER et J.L. McNITT-GRAY (juill. 2019). "Characterization of the shoulder net joint moment during manual wheelchair propulsion using four functional axes". In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* July, p. 0-1. ISSN : 10506411. DOI : 10.1016/j.jelekin.2019.07.010. URL : <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.07.010><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105064111830511X>.
- SABICK, Michelle B., Brian R. KOTAJARVI et Kai-Nan AN (juill. 2004). "A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85.7, p. 1151-1159. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2003.10.024. URL : <http://www.archives-pmr.org/article/S0003999304001534/fulltext><http://www.archives-pmr.org/article/S0003999304001534/abstract><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304001534>.

BIBLIOGRAPHIE

- SAKAKIBARA, Brodie M., François ROUTHIER et William C. MILLER (2017). "Wheeled-mobility correlates of life-space and social participation in adult manual wheelchair users aged 50 and older". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 12.6, p. 592-598. ISSN : 17483115. DOI : 10.1080/17483107.2016.1198434.
- SAMY, Vincent, Ko AYUSAWA et Eiichi YOSHIDA (2019). "Real-time musculoskeletal visualization of muscle tension and joint reaction forces". In : *2019 IEEE/SICE international symposium on system integration (SII)*. IEEE, p. 396-400.
- SAUL, Katherine R., Xiao HU, Craig M. GOEHLER, Meghan E. VIDT, Melissa DALY, Anca VELISAR et Wendy M. MURRAY (oct. 2015). "Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18.13, p. 1445-1458. ISSN : 14768259. DOI : 10.1080/10255842.2014.916698. arXiv : NIHMS150003. URL : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf><http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2014.916698><http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2014.916698>.
- SAURET, C., Y. COUETARD et P. VASLIN (2011). "Dynamic calibration of a wheelchair six-component wheel dynamometer rolling on the floor". In : <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.592366> 14.SUPPL.1, p. 67-69. ISSN : 10255842. DOI : 10.1080/10255842.2011.592366. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2011.592366>.
- SAURET, C., P. VASLIN, J. BASCOU, H. PILLET et F. LAVASTE (juill. 2013). "Proposal of an index for evaluating pitch instability during actual locomotion with a manual wheelchair". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16.sup1, p. 130-131. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2013.815952. URL : <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2013.815952>.
- SAURET, Christophe, Joseph BASCOU, Nicolas de Saint RMY, Hlne PILLET, Philippe VASLIN et Franois LAVASTE (2012). "Assessment of field rolling resistance of manual wheelchairs". In : *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 49.1, p. 63. ISSN : 0748-7711. DOI : 10.1682/JRRD.2011.03.0050. URL : <http://www.rehab.research.va.gov/jour/2012/491/pdf/sauret491.pdf>.
- SAURET, Christophe, Michel DABONNEVILLE, Yves COUÉTARD, Nicolas DE SAINT RÉMY, Philippe KAUFFMANN, Mariano CID et Philippe VASLIN (mars 2014). "Zeroing of six-component handrim dynamometer for biomechanical studies of manual wheelchair locomotion". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17.4, p. 416-422. ISSN : 1025-5842. DOI : 10.1080/10255842.2012.688107. URL : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22616842/http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2012.688107>.
- SCHNORENBURG, Alyssa J., Brooke A. SLAVENS, Mei WANG, Lawrence C. VOGEL, Peter A. SMITH et Gerald F. HARRIS (jan. 2014). "Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility". In : *Journal of Biomechanics* 47.1, p. 269-276. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2013.11.014. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.014><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929013005666>.
- SCHOLZ, Andreas (2016). "Fast Differential-Geometric Methods for Continuous Muscle Wrapping Over Multiple General Surfaces". Thèse de doct. Faculty of Engineering,

BIBLIOGRAPHIE

- Maschinenbau und Verfahrenstechnik. URL : https://duepublico2.uni-due.de/receive/duepublico_mods_00040461.
- SELESNICK, Ivan W. et C. SIDNEY BURRUS (1998). "Generalized digital butterworth filter design". In : *IEEE Transactions on Signal Processing* 46.6, p. 1688-1694. ISSN : 1053587X. DOI : 10.1109/78.678493.
- ŠENK, Miroslav et Laurence CHÈZE (jan. 2006). "Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics". In : *Clinical Biomechanics* 21.SUPPL. 1, S3-S8. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003305002214>.
- (2010). "A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device : A feasibility study". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13.3, p. 397-401. ISSN : 14768259. DOI : 10.1080/10255840903263945.
- SERRIEN, Ben, Todd PATAKY, Jean Pierre BAEYENS et Erik CATTRYSSE (2020). "Bayesian vs. least-squares inverse kinematics : Simulation experiments with models of 3D rigid body motion and 2D models including soft-tissue artefacts". In : *Journal of Biomechanics* 109, p. 109902. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2020.109902.
- SETH, Ajay, Meilin DONG, Ricardo MATIAS et Scott DELP (nov. 2019). "Muscle Contributions to Upper-Extremity Movement and Work From a Musculoskeletal Model of the Human Shoulder". In : *Frontiers in Neurobotics* 13.November, p. 1-9. ISSN : 1662-5218. DOI : 10.3389/fnbot.2019.00090. URL : <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnbot.2019.00090/full>.
- SETH, Ajay, Ricardo MATIAS, António P. VELOSO et Scott L. DELP (jan. 2016). "A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements". In : *PLOS ONE* 11.1. Sous la dir. de Lei REN, e0141028. ISSN : 1932-6203. DOI : 10.1371/journal.pone.0141028. URL : <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0141028>.
- SEVERIN, Anna C. et Jørgen DANIELSEN (août 2022). "Rotation sequence and marker tracking method affects the humerothoracic kinematics of manual wheelchair propulsion". In : *Journal of Biomechanics* 141, p. 111212. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2022.111212.
- SHANON, Claude E. (1949). "Communication in the presence of noise". In : *Proceedings of the Institute of Radio Engineers* 37.1, p. 10-21.
- SHELBURNE, Kevin B., Michael R. TORRY et Marcus G. PANDY (nov. 2005). "Muscle, Ligament, and Joint-Contact Forces at the Knee during Walking". In : *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37 (11), p. 1948-1956. ISSN : 0195-9131. DOI : 10.1249/01.mss.0000180404.86078.ff. URL : <https://journals.lww.com/00005768-200511000-00018>.
- SHERMAN, Michael A, Ajay SETH et Scott L DELP (2013). "What is a moment arm? Calculating muscle effectiveness in biomechanical models using generalized coordinates". In : *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference 7 B*, p. 1-9. DOI : 10.1115/DETC2013-13633.

BIBLIOGRAPHIE

- SHIMADA, S D, R N ROBERTSON, M L BONNINGER et R A COOPER (juin 1998). "Kinematic characterization of wheelchair propulsion." eng. In : *Journal of rehabilitation research and development* 35.2, p. 210-218. ISSN : 0748-7711 (Print).
- SHOEMAKE, Ken (1985). "Animating rotation with quaternion curves". In : ACM Press, p. 245-254. ISBN : 0897911660. DOI : 10.1145/325334.325242.
- SIE, Ien H., Robert L. WATERS, Rodney H. ADKINS et Harris GELLMAN (jan. 1992). "Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient." In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 73.1, p. 44-48. ISSN : 0003-9993. URL : <https://europepmc.org/article/MED/1729973>.
- SLAVENS, Brooke A., Omid JAHANIAN, Alyssa J. SCHNORENBURG et Elizabeth T. HSIAO-WECKSLER (2019). "A comparison of glenohumeral joint kinematics and muscle activation during standard and geared manual wheelchair mobility". In : *Medical Engineering and Physics* 70, p. 1-8. ISSN : 18734030. DOI : 10.1016/j.medengphy.2019.06.018. URL : <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.018>.
- SLOWIK, Jonathan S., Jill L. MCNITT-GRAY, Philip S. REQUEJO, Sara J. MULROY et Richard R. NEPTUNE (2016a). "Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups : A simulation study". In : *Clinical Biomechanics* 33, p. 34-41. ISSN : 18791271. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2016.02.003. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.02.003>.
- (mars 2016b). "Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups : A simulation study". In : *Clinical Biomechanics* 33, p. 34-41. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2016.02.003. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S026800331600036X>.
- SLOWIK, Jonathan S. et Richard R. NEPTUNE (avr. 2013). "A theoretical analysis of the influence of wheelchair seat position on upper extremity demand". In : *Clinical Biomechanics* 28.4, p. 378-385. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2013.03.004. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003313000600>.
- SLOWIK, Jonathan S., Philip S. REQUEJO, Sara J. MULROY et Richard R. NEPTUNE (2016c). "The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress". In : *Journal of Biomechanics* 49.9, p. 1554-1561. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2016.03.031. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.031>.
- (juin 2016d). "The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress". In : *Journal of Biomechanics* 49.9, p. 1554-1561. ISSN : 0021-9290. DOI : 10.1016/J.JBIOMECH.2016.03.031.
- SMITH, Emma M., Brodie M. SAKAKIBARA et William C. MILLER (2016). "A review of factors influencing participation in social and community activities for wheelchair users". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 11.5, p. 361-374. ISSN : 17483115. DOI : 10.3109/17483107.2014.989420.
- SOLTAU, Shelby L, Jonathan S SLOWIK, Philip S REQUEJO, Sara J MULROY et Richard R NEPTUNE (2015). "An Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion." eng. In : *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 3, p. 86. ISSN : 2296-4185 (Print). DOI : 10.3389/fbioe.2015.00086.

BIBLIOGRAPHIE

- SONG, D, N LAN, G E LOEB et J GORDON (2008). "Model-based sensorimotor integration for multi-joint control : Development of a virtual arm model". In : *Annals of Biomedical Engineering* 36.6, p. 1033-1048. ISSN : 00906964. DOI : 10.1007/s10439-008-9461-8.
- SPRIGLE, Stephen et Morris HUANG (oct. 2015). "Impact of Mass and Weight Distribution on Manual Wheelchair Propulsion Torque". In : *Assistive Technology* 27.4, p. 226-235. ISSN : 1040-0435. DOI : 10.1080/10400435.2015.1039149. URL : <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10400435.2015.1039149>.
- (jan. 2020). "Manual wheelchair propulsion cost across different components and configurations during straight and turning maneuvers". In : *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* 7, p. 205566832090781. ISSN : 2055-6683. DOI : 10.1177/2055668320907819. URL : [/pmc/articles/PMC7144678/](https://pmc/articles/PMC7144678/) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7144678/?report=abstract> <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7144678/>.
- STUDENT (1992). "The Probable Error of a Mean". In : p. 33-57. DOI : 10.1007/978-1-4612-4380-9_4. URL : http://link.springer.com/10.1007/978-1-4612-4380-9_{_}4.
- STURDY, Jordan T., Anne K. SILVERMAN et Nathan T. PICKLE (mai 2022). "Automated optimization of residual reduction algorithm parameters in OpenSim". In : *Journal of Biomechanics* 137, p. 111087. ISSN : 0021-9290. DOI : 10.1016/J.JBIOMECH.2022.111087. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929022001427>.
- SYMONDS, Andrew, Catherine HOLLOWAY, Tatsuto SUZUKI, Peter SMITHAM, Angela GALL et Stephen Jg TAYLOR (2016). "Identifying key experience-related differences in over-ground manual wheelchair propulsion biomechanics." eng. In : *Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering* 3, p. 2055668316678362. ISSN : 2055-6683 (Electronic). DOI : 10.1177/2055668316678362.
- THELEN, Darryl G, Frank C ANDERSON et Scott L DELP (2003). "Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control". In : *Journal of Biomechanics* 36.3, p. 321-328. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/S0021-9290(02)00432-3.
- VALENTE, Giordano, Lorenzo PITTO, Rita STAGNI et Fulvia TADDEI (2015). "Effect of lower-limb joint models on subject-specific musculoskeletal models and simulations of daily motor activities". In : *Journal of Biomechanics* 48.16, p. 4198-4205. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2015.09.042. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.042>.
- VAN DEN BOGERT, Antonie J., Thomas GEIJTENBEEK, Oshri EVEN-ZOHAR, Frans STEENBRINK et Elizabeth C. HARDIN (oct. 2013). "A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function". In : *Medical and Biological Engineering and Computing* 51.10, p. 1069-1077. ISSN : 01400118. DOI : 10.1007/s11517-013-1076-z.
- VAN DER WOUDE, L. H.V., H. E.J. VEEGER, A. J. DALLMEIJER, T. W.J. JANSSEN et L. A. ROZENDAAL (déc. 2001). "Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion". In : *Medical Engineering & Physics* 23.10, p. 713-733. ISSN : 1350-4533. DOI : 10.1016/S1350-4533(01)00083-2.
- VAN DRONGELEN, S., L. H.V. VAN DER WOUDE et H. E.J. VEEGER (2011). "Load on the shoulder complex during wheelchair propulsion and weight relief lifting". In : *Clinical*

BIBLIOGRAPHIE

- Biomechanics* 26.5, p. 452-457. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2011.01.006. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.006>.
- VAN DRONGELEN, Stefan, Ursina ARNET, Dirk Jan H.E.J. VEEGER et Lucas H.V. VAN DER WOUDE (2013). "Effect of workload setting on propulsion technique in handrim wheelchair propulsion". In : *Medical Engineering and Physics* 35.3, p. 283-288. ISSN : 13504533. DOI : 10.1016/j.medengphy.2012.04.017. URL : <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.04.017>.
- VAN DRONGELEN, Stefan, Lucas H. VAN DER WOUDE, Thomas W. JANSSEN, Edmond L. ANGENOT, Edward K. CHADWICK et Dirk Jan H. VEEGER (2005). "Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities". In : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86.6, p. 1214-1220. ISSN : 00039993. DOI : 10.1016/j.apmr.2004.09.023.
- VASLIN, Philippe, Yves COUÉTARD, Loïc BELLOIR, Nicolas RÉMY et Christophe SAURET (2011). "Le Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (FRET)". In : *Le fauteuil roulant manuel : choix et réglages - Une approche pluridisciplinaire*. Sauramps Médical, p. 93-99. ISBN : 978-2-84023-747-1.
- VEEGER, H E, L S MEERSHOEK, L H van der WOUDE et J M LANGENHOFF (juill. 1998). "Wrist motion in handrim wheelchair propulsion." eng. In : *Journal of rehabilitation research and development* 35.3, p. 305-13. ISSN : 0748-7711. URL : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9704314>.
- VEEGER, H.E.J., L.A. ROZENDAAL et F.C.T. van der HELM (mars 2002). "Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion". In : *Clinical Biomechanics* 17.3, p. 211-218. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/S0268-0033(02)00008-6. URL : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003302000086>.
- VEGTER, Riemer J K, Sonja de GROOT, Claudine J LAMOTH, Dirkjan Hej VEEGER et Lucas H V van der WOUDE (jan. 2014). "Initial Skill Acquisition of Handrim Wheelchair Propulsion : A New Perspective." eng. In : *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 22.1, p. 104-113. ISSN : 1558-0210 (Electronic). DOI : 10.1109/TNSRE.2013.2280301.
- VEGTER, Riemer J K, Johanneke HARTOG, Sonja de GROOT, Claudine J LAMOTH, Michel J BEKKER, Jan W van der SCHEER, Lucas H V van der WOUDE et Dirkjan H E J VEEGER (2015). "Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion". In : *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 12 (1), p. 26. ISSN : 1743-0003. DOI : 10.1186/s12984-015-0017-5.
- WALTZ, R.A., J.L. MORALES, J. NOCEDAL et D. ORBAN (juill. 2006). "An interior algorithm for nonlinear optimization that combines line search and trust region steps". In : *Mathematical Programming* 107.3, p. 391-408. ISSN : 0025-5610. DOI : 10.1007/s10107-004-0560-5. URL : <https://link.springer.com/10.1007/s10107-004-0560-5>.
- WELAGE, Nandana et Karen P.Y. LIU (2011). "Wheelchair accessibility of public buildings : A review of the literature". In : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 6.1, p. 1-9. ISSN : 17483107. DOI : 10.3109/17483107.2010.522680.

- WESTERHOFF, P., F. GRAICHEN, A. BENDER, A. HALDER, A. BEIER, A. ROHLMANN et G. BERGMANN (déc. 2011). "Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured in vivo". In : *Clinical Biomechanics* 26 (10), p. 982-989. ISSN : 02680033. DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2011.05.017.
- WIECZOREK, Bartosz, Mateusz KUKLA, Dominik RYBARCZYK et Łukasz WARGUŁA (déc. 2020). "Evaluation of the Biomechanical Parameters of Human-Wheelchair Systems during Ramp Climbing with the Use of a Manual Wheelchair with Anti-Rollback Devices". In : *Applied Sciences* 10.23, p. 8757. ISSN : 2076-3417. DOI : 10.3390/app10238757. URL : <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85097377163&doi=10.3390/app10238757&partnerID=40&md5=fd9e02b71490dfbdd02385e16812be73http://www.mdpi.com/2076-3417/10/23/8757>.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION (2011). *World report on disability*. Rapp. tech. Geneva : World Health Organization & World Bank. URL : <https://www.who.int/publications/i/item/9789241564182>.
- (2013). *How to use the ICF : A practical manual for using the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)*. Rapp. tech. October. Geneva : WHO.
- (2023). *Disability and health*. URL : <https://www.who.int/fr/news-room/factsheets/detail/disability-and-health>.
- WOUDE, L H van der, H E VEEGER, R H ROZENDAL et A J SARGEANT (1989a). "Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique." eng. In : *European journal of applied physiology and occupational physiology* 58.6, p. 625-632. ISSN : 0301-5548 (Print). DOI : 10.1007/BF00418509.
- WOUDE, L. H.V. van der, E. van KRMEN, G. ARIËNS, R. H. ROZENDAL et H. E.J. VEEGER (1995). "Physical strain and mechanical efficiency in hubcrank and handrim wheelchair propulsion". In : *Journal of Medical Engineering and Technology* 19.4, p. 123-131. ISSN : 03091902. DOI : 10.3109/03091909509012418.
- WOUDE, L. H.V. van der, H. E.J. VEEGER et R. H. ROZENDAL (1989b). "Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation." In : *Journal of medical engineering & technology* 13.1-2, p. 136-41. ISSN : 0309-1902. DOI : 10.3109/03091908909030214. URL : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2733007>.
- WU, Ge, Frans C.T. VAN DER HELM, H. E.J. VEEGER, Mohsen MAKHSOUS, Peter VAN ROY, Carolyn ANGLIN, Jochem NAGELS, Andrew R. KARDUNA, Kevin MCQUADE, Xuguang WANG, Frederick W. WERNER et Bryan BUCHHOLZ (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". In : *Journal of Biomechanics* 38.5, p. 981-992. ISSN : 00219290. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.
- ZAJAC, F E (1989). *Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control*.

BIBLIOGRAPHIE



Liste des contributions

A.1 Articles scientifiques

Livet C, Rouvier T, Sauret C, Pillet H, Dumont G, Pontonnier C. A penalty method for constrained multibody kinematics optimisation using a Levenberg-Marquardt algorithm. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2023 May ;26(7) :864-875. doi : 10.1080/10255842.2022.2093607. Epub 2022 Jul 4. PMID : 35786115.

Rouvier T, Louessard A, Simonetti E, Hybois S, Bascou J, et al. (2022) Manual wheelchair biomechanics while overcoming various environmental barriers : A systematic review. *PLOS ONE* 17(6) : e0269657. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0269657>

Livet C, Rouvier T, Dumont G, Pontonnier C. An Automatic and Simplified Approach to Muscle Path Modeling. *J Biomech Eng.* 2022 Jan 1 ;144(1) :014502. doi : 10.1115/1.4051870. PMID : 34292317.

A.2 Communications orales

Rouvier T, Livet C, Lombart A, Dumont G, Pontonnier C, Pillet H, Sauret C. Comparison of scapula soft tissue artefact compensation methods during manual wheelchair locomotion. *Gait & Posture*, 2022, 97, pp.S233 - S234. 10.1016/j.gaitpost.2022.07.143. hal-03794174 (présenté)

Louessard A, Rouvier T, Hybois S, Bascou J, Pillet H, Sauret C. A preliminary investigation of handrim kinetics in various environmental situations crossed in manual wheelchair. October 2021. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 24(Sup1) :272-274. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1978758>. (présenté)

Livet C, Rouvier T, Pontonnier C, Dumont G. Open vs closed articular architecture of the forearm for an analysis of muscle recruitment during throwing motions. ISB 2021 - XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics, Jul 2021, Stockholm, Sweden. pp.1. hal-03241267 (présenté par Livet C)

Livet C, Rouvier T, Sauret C, Dumont G, Pontonnier C. Expected scapula orientation error regarding scapula-locator uncertainty while studying wheelchair locomotion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2021, pp.1-2. hal-03276057 (présenté par Livet C)

Résumé :

Pour les personnes n'ayant plus la capacité de marcher et qui peuvent utiliser un fauteuil roulant manuel (FRM), le FRM est un moyen de favoriser leur autonomie, leur estime de soi, ainsi que l'accès à la vie en communauté. L'accessibilité aux personnes en situation de handicap est un enjeu majeur, et en France, d'après la loi n°2005-102 du 11 Février 2005, tous les espaces publics doivent être accessibles à tous, cependant, si l'accessibilité d'un établissement est garantie, le trajet nécessaire pour s'y rendre ne l'est en général pas. Cette thèse s'inscrit dans un projet de l'Agence Nationale de la Recherche qui vise à proposer des outils utiles à la suggestion d'itinéraires accessibles aux utilisateurs de FRM, notamment un coût biomécanique de la locomotion en FRM dans différentes situations représentatives du milieu urbain. Cette thèse avait pour objectif, au sein de ce vaste projet, de développer des modèles musculo-squelettiques personnalisables de l'utilisateur en FRM, et d'investiguer les paramètres clés caractérisant la difficulté physique d'une situation, mais très peu d'études de la littérature s'intéressent à la comparaison de la biomécanique de la locomotion en FRM dans différentes situations. Pour arriver à ces fins sont présentées en trois chapitres les contributions personnelles.

D'abord sont présentés les travaux sur le traitement des données de capture du mouvement, notamment une méthode de compensation des artefacts de tissus mous à l'épaule. Ensuite, le manuscrit s'attarde sur la définition d'un modèle musculo-squelettique à partir d'une chaîne ostéo-articulaire adaptée de la littérature et d'une chaîne musculaire définie par une méthode de génération systématique de chemins musculaires. Enfin, une investigation de grandeurs biomécaniques clés est proposée dans six différentes situations environnementales. Les grandeurs biomécaniques clés investiguées étaient à la fois cinématiques, mais reflétaient également les sollicitations mécaniques des membres supérieurs. Un classement de la difficulté physique environnementale selon cinq critères est alors défini, et de prochaines études devront s'intéresser à l'agrégation de ces cinq critères en un unique indice de coût biomécanique. Cet indice de coût biomécanique d'un trajet pourra alors servir pour l'objectif final du projet : pouvoir suggérer un itinéraire aux utilisateurs de FRM en comparant les coûts biomécaniques des différents trajets disponibles.

Mots clés : Biomécanique, Fauteuil Roulant Manuel, Accessibilité, Modèles Musculo-squelettiques, Épaule

Abstract :

For people who have lost the ability to walk and can use a manual wheelchair (MWC), the MWC is a way to promote their autonomy, their self-esteem, and access to community life. Accessibility to people with disabilities is a major issue, and in France, according to the law n°2005-102 of February 11, 2005, all public spaces must be accessible to all, however, if the accessibility of an establishment is guaranteed, the necessary path to get there is generally not guaranteed. This thesis is part of a project of the French National Research Agency which aims at proposing useful tools to suggest accessible itineraries to MWC users, in particular a biomechanical cost of locomotion in MWC in different situations representative of the urban environment.

The objective of this thesis was to develop customizable musculoskeletal models of the MWC user, and to investigate the key parameters characterizing the physical difficulty of a situation, but only very few studies in the literature are interested in the comparison of the biomechanics of MWC locomotion in different situations. To reach these ends, personal contributions are presented in three chapters.

First, work on the processing of motion capture data is presented, including a method for compensating for soft tissue artifacts at the shoulder. Then, the manuscript focuses on the definition of a musculoskeletal model from an osteoarticular chain adapted from the literature and a muscle chain defined by a systematic muscle path generation method. Finally, an investigation of key biomechanical quantities is proposed in six different environmental situations. The key biomechanical quantities investigated were both postural, but also reflected the mechanical solicitations of the upper limbs. A classification of the environmental physical difficulty according to five criteria is then defined, and future studies will have to focus on the aggregation of these five criteria into a single biomechanical cost index. This biomechanical cost index of a trip could then be used for the final objective of the project : to be able to suggest a route to MWC users by comparing the biomechanical costs of the different available routes.

Keywords : Biomechanics, Manual Wheelchair, Accessibility, Musculo-skeletal Models, Shoulder