Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel

Samuel Hybois

▶ **To cite this version:**

Samuel Hybois. Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel. Autre [cond-mat.other]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2019. Français. NNT : 2019ENAM0041 . tel-02462462

HAL Id: tel-02462462
https://pastel.hal.science/tel-02462462

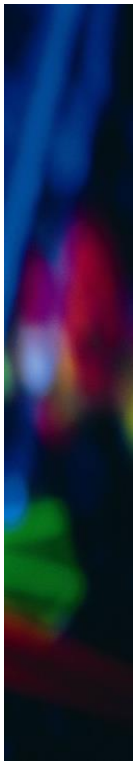
Submitted on 31 Jan 2020

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

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

ParisTech
INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES
PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY

Arts et Métiers Sciences et Technologies



2019-ENAM-0041

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique et ingénierie pour la santé "

présentée et soutenue publiquement par

Samuel HYBOIS

le 14 octobre 2019

Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel

Directeur de thèse : **Hélène PILLET**
Co-encadrement de la thèse : **Christophe SAURET**
Co-encadrement de la thèse : **Joseph BASCOU**

Jury

M. Georges DUMONT, Professeur des Universités, Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires, Ecole Normale Supérieure de Rennes	Président
Mme Laurence CHEZE, Professeur des Universités, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, Université Claude Bernard	Rapporteur
M. Nasser REZZOUG, Maître de Conférences, Université de Toulon	Rapporteur
M. Lucas van der WOUDE, Professeur des Universités, Center for Human Movement Sciences, University of Groningen	Examinateur
M. André THEVENON, Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Unité de Recherche Pluridisciplinaire Sport, Santé, Société, Université de Lille	Examinateur
Mme Hélène PILLET, Maître de Conférences, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers	Examinateur
M. Christophe SAURET, Maître de Conférences, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers	Examinateur
M. Joseph BASCOU, Ingénieur de recherche, Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Ministère des Armées	Examinateur

T H È S E

Arts et Métiers - Campus de Paris
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

Remerciements

Je voudrais commencer par remercier l'ensemble des membres du jury qui m'ont fait l'honneur d'accepter d'évaluer ce travail de thèse. Je remercie particulièrement le Pr. Laurence Chèze et M. Nasser Rezzoug d'avoir été les rapporteurs de ce manuscrit. Je remercie également le Pr. André Thévenon et le Pr. Lucas van der Woude d'avoir accepté de faire partie du jury en tant qu'examinateurs, ainsi que le Pr. Georges Dumont d'avoir assuré la présidence de ce jury. Ayant eu vent des contraintes impressionnantes des agendas de chacun, je ne peux que vous exprimer à toutes et tous ma gratitude d'avoir pu vous libérer pour la soutenance. Grâces à vos spécialités respectives en lien avec la thématique du fauteuil roulant manuel, les échanges techniques ou plus philosophiques que nous avons pu avoir lors de la soutenance ont été de grande qualité et j'ai pris beaucoup de plaisir à expliquer mon travail et prendre part à cette discussion scientifique avec vous. Je termine cette thèse en gardant en tête vos conseils très précieux, et tout autant de pistes et d'idées à explorer.

Ensuite, je tiens à remercier le professeur Philippe Rouch, directeur de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC), de m'avoir accueilli pour mener cette thèse au sein du laboratoire. Je remercie également le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (INI-CERAH) d'avoir permis ce co-encadrement de la thèse, qui a pu se dérouler dans les meilleures conditions notamment grâce à la mise à disposition de nombreux équipements de la part de ces deux laboratoires. Mes remerciements vont également au Ministère de l'Enseignement Supérieur, de la Recherche et de l'Innovation, ainsi qu'aux Arts et Métiers, pour avoir assuré le financement de mon contrat doctoral.

J'en profite pour remercier Philippe, ainsi que le campus de Paris des Arts et Métiers, de me permettre de poursuivre encore un peu l'aventure au labo. Au moment où j'écris ces remerciements, j'ai en effet la chance d'être A.T.E.R à l'IBHGC, où ma recherche va se porter sur la modélisation biomécanique pour l'analyse du sport, thématique qui me tient également beaucoup à cœur.

Je tiens à remercier sincèrement mes trois encadrants : Hélène, Christophe et Joseph. Grâce à vos qualités scientifiques et surtout humaines, vous avez largement contribué à faire de cette thèse une expérience où j'ai pu m'épanouir. Merci à tous les trois d'avoir toujours su trouver les mots pour me remettre sur la piste lorsque parfois, de par mon impatience et mon exigence, je pouvais avoir tendance à me dire que mes développements ~~ne servaient à rien~~ n'étaient qu'une (trop) petite étape dans l'avancée du projet.

Merci Hélène pour tes précieux conseils tout au long de la thèse, toujours avec bienveillance et

attention, de manière à me donner les clés et la confiance pour avancer et être véritablement acteur de ce projet.

Joseph, merci pour ta patience et ton enthousiasme, en particulier lors de nos longues journées passées à gratter les équations du modèle méca. Ce fut très agréable de travailler avec toi. Je garde aussi d'excellents souvenirs de toutes nos discussions toujours passionnantes ces quatre années, initiées pendant mon Master au CERAH lors des trajets Fresnes-Créteil en voiture, où tu m'as gentiment accepté comme covoit'. Quel regret qu'on n'ait plus eu la possibilité d'avoir les tables de ping le midi pour que tu nous régales avec ce fameux service dont toi seul a le secret !

Et bien sûr, Christophe, je te remercie de m'avoir fait confiance dès le début, avant même la thèse, depuis cette fameuse réunion de présentation des projets de Master sur le fauteuil. Ton implication dans le suivi au quotidien a été précieuse. Avoir un encadrant qui peut à la fois te donner du recul sur ton projet de thèse, mettre les mains dans le code, être moteur sur la rédaction et la publication d'articles, être (hyper-)actif sur la veille biblio, s'impliquer dans les manips, tout en animant le fonctionnement de l'équipe de recherche... C'est franchement royal ! Et je mesure la chance que j'ai eu d'effectuer ma thèse dans ces conditions. Merci aussi pour nos discussions plus (ou moins) philosophiques, notamment autour du sport (et de Lavillenie).

Je remercie aussi le Pr. François Lavaste : votre pédagogie et vos interventions toujours pertinentes lors des réunions que nous avons pu avoir ensemble pour le suivi de ma thèse m'ont bien aiguillé. Merci également pour vos mots très sympathiques suite à la soutenance. Cela m'a beaucoup touché et rendu très fier.

Le travail réalisé durant cette thèse n'a bien entendu pas été mené en solo, et je remercie mes compagnons de la CSRTeam pour toutes les étapes qu'on a pu développer ensemble, notamment lors des fameuses sessions "bunker" où l'efficacité était proportionnelle à la quantité de bonbons ingurgitée. Merci à Maxime et Thibault (Norbert ?) pour vos contributions au développement du modèle et de toute la pipeline sur OpenSim. Même s'il y a pu y avoir des *ctrl+a-suppr* malheureux, à force de *push* et de *commit*, on arrivera à une super version stable bientôt, j'en suis sûr.

Pierre, merci pour ton boulot remarquable sur le développement de la partie musculaire du modèle (la version M_{beauty} reste encore une référence à ce jour), ainsi qu'à Antoine pour le focus sur l'analyse expérimentale du mouvement de la scapula.

Théo, je te remercie pour ta grande aide dans l'implémentation de la simulation prédictive du mouvement, qui n'était pas une mince affaire, et te souhaite le meilleur pour la suite du projet fauteuil !

Je n'oublie pas non plus les autres membres de la "secte" : Constantin, Diane, Yoann, Brieuc, Grégoire, Charlotte, etc.

Je tiens aussi à remercier l'ensemble des sujets volontaires qui ont participé aux campagnes de mesures, ainsi que Nicolas Eydieux et Alice Siegel qui avaient réalisé le premier protocole d'acquisition durant leurs Master Recherche respectifs, m'ayant ainsi permis de démarrer la thèse avec des données précieuses pour l'évaluation des modèles.

Je remercie également toutes les petites mains qui ont été impliquées (parfois traquenardées) dans les sessions d'acquisition et dans les étapes de labellisation ou de traitement des données, sans qui ce travail n'aurait pas pu aboutir.

Bien évidemment, il n'a pas été question que de travail durant ces trois années de thèse, mais aussi d'amitié et de super souvenirs construits grâce à celles et ceux qui font qu'en arrivant au labo chaque matin, on a le sourire. Merci à Stan, Pim, Chrichrou et Louis, la fine équipe du BDL. (Tiens.) Toujours à l'écoute quand il y avait besoin, pas toujours sérieux, pas les derniers pour se marrer ou pour teps : les gars, c'était vraiment une atmosphère géniale !

Un merci tout spécial à Marine d'avoir complété ce bureau avec assiduité, et de contribuer autant à la bonne ambiance dans ce labo. De la 6^e étoile des Experts vécue à Bercy au(x portes du) Café Oz en passant par Roland : on aura vraiment vécu un paquet de chouettes moments !

Merci aussi à toute l'équipe des pauses canap' : Laura, Sylvain, Agathe, Rachele, Laurent, Seb, Baptiste, Delphine, Momo, et tant d'autres. Un "petit" break, parfois ça fait pas de mal.

Je remercie également tou.te.s les doctorant.e.s qui s'impliquent et donnent de leur temps pour animer la vie du labo : Nolwenn, CMS, Emeline, Clément & co. ! J'espère qu'on trouvera vite un nouveau terrain pour que le basket du midi puisse revenir !

Et bien évidemment, énorme merci à Pierre-Yves (mais ouiiii !) et Xavier, mes copains de course à pied du matin ou du midi. Mine de rien, les nombreuses discussions qu'on a pu avoir lors de ces sorties m'ont aussi beaucoup aidé à avancer et prendre du recul. Et après l'Ecotrail, le marathon de La Rochelle et le marathon de Paris... il nous faut un nouvel objectif ! !

Et comme en tant que biomécanicien, on sait qu'il ne faut pas négliger la récupération, merci à la Belette d'avoir hébergé les cinquièmes quart-temps du labo tout au long de ces trois années, et autant de super souvenirs, dont une demi-finale France-Belgique qui restera dans les mémoires.

Mais comme l'air de Paris n'est pas forcément le plus frais, merci encore à Louis d'avoir ouvert les portes du Mélézin à la team Rasta Rockett. Du Thabor à la Luc Alphand, nos multiples escapades briançonnaises durant ces trois ans comptent vraiment parmi les meilleurs souvenirs vécus tous ensemble.

Pour m'aérer l'esprit, il a aussi été important pour moi, en parallèle de la thèse, de pouvoir poursuivre mon engagement associatif auprès de la Fédéeh. Cela m'a notamment permis de donner du sens à mes actions par rapport au handicap, quand parfois cela me manquait un peu dans mes travaux de recherche. Merci donc à celles et ceux qui font la richesse de ce réseau et avec qui j'ai pu travailler, échanger et former durant ces différents mandats, pour encourager la réussite des jeunes en situation de handicap.

Merci aussi à mes amis qui m'ont accompagné depuis toutes ces années, en particulier mon pti Vianney ainsi que Maéva, Coco et Manu, la fine équipe du roadtrip dans les Rocheuses : je suis trop content que vous soyez venus le jour de la soutenance !

Je voudrais terminer en remerciant mes parents de m'avoir toujours encouragé à faire ce qui me plaisait et ce qui comptait à mes yeux. Les ressources et les qualités dont j'ai eu besoin pour parcourir tout ce chemin, c'est de vous que je les tiens. Alors, Maman, Papa, merci de m'avoir aidé à devenir le Samuel que je suis. Je suis très fier et heureux de notre famille, et les week-ends à la maison où on pouvait se retrouver tous les quatre (ok Papa, cinq avec Cannelle) m'ont toujours fait beaucoup de

bien, tout comme les moments privilégiés des footings père-fils du dimanche matin.

Merci Victor, mon (grand) petit frère, pour les super moments qu'on a pu passer tous les deux durant ces trois ans, lorsque tu étais de passage à Paris (big up aussi à toi pour la labellisation des données effectuée durant ton stage au labo, et mercé bro' !).

Merci aussi à toute ma famille, en particulier mes grand-parents avec qui j'ai pu former une super coloc au début de la thèse, mon parrain pour nos parenthèses comtoises ou stéphanoises, et ma marraine avec qui j'ai eu la chance de partager cette escapade au Népal qui m'a été essentielle avant la dernière ligne droite.

Merci enfin à Fanny d'avoir été là, pour les bons moments comme pour les moins faciles. Merci aussi pour tes relectures et tes conseils. Je reste admiratif du fait que, malgré ton expertise en tant qu'ergo de toutes les contraintes "de la vraie vie" lors de l'attribution d'un fauteuil, tu aies toujours porté un regard enthousiaste et valorisant pour les modèles que j'ai essayé de développer et dont je te parlais. Merci pour ça, et merci pour tout le reste ♡.

Marion Montaigne, "Tu mourras moins bête" - *Congrès de la SB 2017*

A chaque question subtile et complexe, il existe une réponse parfaitement simple et directe, qui est fausse.

H.L Mencken

Table des matières

Remerciements **iii**

Introduction **xiii**

1 Etat de l'art et Objectifs **1**

1 Recommandations de réglages d'un fauteuil roulant manuel 3

1.1 Description d'un FRM 3

1.2 Définition des réglages d'un FRM 6

1.3 Exemples usuels de préconisations de réglages d'un FRM 9

2 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM 12

2.1 Grandeurs spatio-temporelles 12

2.2 Quantification du mouvement du membre supérieur 14

2.3 Quantification mécanique du fauteuil en mouvement 16

2.4 Influence des réglages sur la mécanique de la locomotion en FRM 18

3 Modélisation biomécanique de la propulsion en FRM 23

3.1 Modèles biomécaniques de l'interaction sujet-fauteuil 23

3.2 Modèles mécaniques de l'interaction fauteuil-environnement 32

4 Synthèse de l'état de l'art et objectifs de la thèse 35

4.1 Synthèse de l'état de l'art 35

4.2 Objectifs de la thèse 38

2 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM **41**

1 Protocole expérimental 43

1.1 Mesure des efforts exercés sur le fauteuil 43

1.2 Capture du mouvement 44

1.3 Suivi du mouvement de la scapula 45

2 Campagnes de mesures 47

2.1 Population de sujets valides 47

2.2 Population de sujets expérimentés en FRM 49

3 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM en démarrage et propulsion . . 52

3.1 Variables spatio-temporelles au cours du cycle 52

3.2 Actions mécaniques sur la main courante 54

3.3 Quantification de la mobilité du sujet et du FRM en mouvement 55

3 Modélisation et analyse biomécanique du membre supérieur lors de la locomotion en FRM **61**

1 Description du modèle développé et des méthodes de traitement 63

1.1 Cahier des charges 63

1.2 Choix réalisés 63

1.3 Etude préliminaire : influence de l'articulation sterno-claviculaire 64

1.4 Construction du modèle musculo-squelettique 65

1.5 Méthodes de traitement 69

2 Evaluation du modèle sur la cinématique et la dynamique de la locomotion en FRM . 73

2.1 Evaluation cinématique du modèle à partir du scapula locator et de l'analyse de la propulsion sur ergomètre 73

2.2 Comparaison du scapula locator et du cluster pour le suivi du mouvement de la scapula 80

2.3 Evaluation cinématique et dynamique du modèle à partir de l'analyse de la propulsion sur le terrain 82

4 Modélisation mécanique du FRM en mouvement **91**

1 Description du modèle développé 92

1.1 Formalisme et hypothèses 92

1.2 Développement des équations du mouvement 98

1.3 Système d'équations constitutif du modèle mécanique 99

1.4 Comparaison à un modèle précédent 100

2 Exemple d'application du modèle : effet des réglages sur la stabilité antéro-postérieure du sujet sur le FRM 104

2.1 Méthodes 104

2.2 Résultats et perspectives 105

5 Optimisation des réglages du FRM **107**

1 Optimisation des réglages du FRM pour certaines tâches locomotrices de la vie quotidienne 109

1.1 Présentation de la procédure d'optimisation développée 110

1.2 Optimisation des réglages pour des tâches de la vie quotidienne 114

1.3 Limitations et perspectives 119

2 Génération de mouvement du membre supérieur 122

2.1 Développement d'un modèle de simulation du mouvement en FRM 122

2.2 Simulation et analyse du mouvement généré 128

2.3 Effet des réglages sur le mouvement simulé 130

2.4 Limitations et perspectives 133

Conclusion générale et perspectives **137**

Table des figures **143**

Liste des tableaux **146**

A Annexes techniques **147**

1 Modélisation biomécanique du membre supérieur 148

1.1 Vue topologique du modèle musculo-squelettique construit durant la thèse . . . 148

1.2 Set de marqueurs pour la capture du mouvement 148

1.3 Muscles inclus dans le modèle 149

2 Modèle mécanique du FRM en mouvement 150

2.1 Torseurs d'actions mécaniques extérieures 150

2.2 Vitesse et accélération linéaires du FRM 154

2.3 Torseurs cinétiques et dynamiques des solides 156

3 Modèle simplifié du système "sujet-FRM" 167

3.1 Calcul des composantes normales des réactions du sol sur les roues 167

3.2 Calcul de la distance horizontale au centre de pression du système "sujet-FRM" 168

B Articles et communications scientifiques **169**

1 Publications scientifiques 170

1.1 Medical Engineering and Physics, juin 2019 171

1.2 Disability and Rehabilitation : Assistive Technology, janvier 2017 179

1.3 Journal of Biomechanical Engineering, avril 2019 186

1.4 Journal of Biomechanics, avril 2018 206

1.5 Disability and Rehabilitation : Assistive Technology, janvier 2019 211

2 Communications orales 220

2.1 Congrès de l'European Society of Biomechanics (ESB), Séville, juillet 2017 . . . 221

2.2 Congrès de la Société de Biomécanique (SB), Reims, novembre 2017 222

2.3 XV International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, Manchester, juillet 2018 226

2.4 Congrès de l'International Society of Physical Medicine and Rehabilitation (ISPRM), Paris, juillet 2018 228

2.5 6th International Rehabmove Congress, Groningen, décembre 2018 230

Bibliographie **233**

Introduction

La représentation du handicap au sein de la société est indissociable du symbole de la personne en fauteuil roulant. Au cours des années 1960, un mouvement international de défense des droits des personnes handicapées prend forme, cherchant à caractériser par le biais d'un pictogramme les lieux accessibles [Saillant and Fougeyrollas, 2007]. Le symbole international d'accessibilité finalement retenu en 1969 lors d'un concours organisé par la commission internationale sur les aides techniques de l'ONG *Rehabilitation International* [Groce, 2002] est un pictogramme représentant une personne dans son fauteuil, vue de profil (Figure 1).

Figure 1 – Pictogramme représentant l'accessibilité

Ce symbole a contribué à une forme de changement de regard envers les personnes en situation de handicap. D'un point de vue philosophique, cette image forte permet en effet de sortir d'une conception misérabiliste de la personne infirme ramenée exclusivement à sa déficience, en proposant au contraire une vision ouverte aux possibilités de mouvement, de déplacement, d'accès et de participation. Les personnes utilisant un fauteuil roulant ont de ce fait hérité d'un statut particulier de porte-bannière de l'accessibilité universelle : l'environnement doit être pensé de manière à ce que chaque personne, même avec des capacités fonctionnelles limitées (par exemple à cause d'un handicap), puisse pleinement prendre part à la vie au sein de la cité. Néanmoins, de symbole de l'accessibilité, ce pictogramme est peu à peu devenu celui du handicap en général, la personne en fauteuil roulant représentant ainsi "la personne handicapée". Une des dérives de ce symbolisme est donc le fait qu'auprès du grand public, souvent peu sensibilisé à ce sujet, il masque la diversité des handicaps. En effet, il ne faut pas oublier que la majorité des handicaps sont invisibles, et le côté univoque de ce symbole de la personne handicapée en fauteuil roulant va à l'opposé de ce que vise l'accessibilité universelle et la société inclusive : une adaptation de l'environnement à l'ensemble des personnes, en réfléchissant en profondeur à la pluralité des situations de handicap et des barrières à la mobilité. Ainsi, il est important de garder à l'esprit que la présence d'un ascenseur ou d'une rampe d'accès ne permet pas d'affirmer qu'un lieu est universellement accessible . Moyennant d'autres conditions (largeur des portes, toilettes adaptées, etc.), il peut

en effet devenir accessible à certaines personnes en fauteuil roulant, mais pas nécessairement à toutes les situations de handicap.

L'utilisation d'un fauteuil roulant manuel (FRM) permet à certaines personnes en situation de handicap de retrouver une part de leur mobilité. Ce dispositif d'assistance permet en effet de pallier une incapacité de marche souvent liée à une atteinte des fonctions motrices des membres inférieurs. Actuellement, en France, l'attribution d'un FRM à un patient s'effectue par prescription d'un médecin. Bien que leur statut en tant que symbole ait pu jouer un rôle majeur, il existe pourtant peu de données actualisées sur la démographie des utilisateurs de fauteuil roulant, en particulier en France. Plusieurs raisons peuvent expliquer ce décalage. D'une part, la difficulté de recensement est liée à la grande variété des prescriptions de FRM : usage temporaire pour une rééducation en milieu hospitalier, usage permanent comme dispositif complémentaire d'aide à la mobilité, usage permanent comme unique moyen de locomotion, etc. D'autre part, les données pouvant être fournies par l'assurance-maladie, les fabricants et les revendeurs sont souvent incomplètes et difficiles à exploiter pour faire un véritable état des lieux [Ville et al., 2011]. Les chiffres avancés par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) affirment toutefois qu'environ 1% de la population mondiale utilise un fauteuil (manuel ou électrique). Pour donner un ordre d'idée, quelques études ont estimé le nombre d'utilisateurs de fauteuil à l'échelle nationale au début des années 2000 : au Royaume-Uni, on dénombrait 1,2 million d'utilisateurs de fauteuil (soit 2% de la population générale, i.e. prévalence de 203 pour 10 000) [Sedgwick et al., 2005], 2,7 millions aux Etats-Unis vivant hors institutions (soit 0.9% de la population, i.e. une prévalence de 93 pour 10 000) [Steinmetz, 2002], 184 000 au Canada (soit 0.6% de la population, i.e. une prévalence de 60 pour 10 000) [Shields, 2004] et enfin environ 361 000 utilisateurs en France (soit 0.6% de la population, i.e. une prévalence de 62 pour 10 000) [Vignier et al., 2008]. Ces chiffres constituent certainement une sous-évaluation des données réelles à l'échelle mondiale, étant donné que les études sont menées quasi-exclusivement dans des pays développés. Dans les pays en voie de développement, la proportion de personnes ayant besoin d'un fauteuil roulant serait potentiellement au moins aussi importante, puisque de multiples facteurs (difficulté d'accès au soin pour certaines maladies, présence de mines anti-personnelles sur les théâtres de guerre, etc.) conduisent à l'apparition de situations de handicap. Une autre caractéristique importante à préciser concernant les utilisateurs de FRM dans les pays développés est leur nombre en augmentation depuis une dizaine d'années, ce qui est en partie lié au vieillissement de la population [Smith et al., 2016]. Cela permet en outre de préciser que, contrairement à l'image assez répandue de l'utilisateur-type de fauteuil manuel comme jeune personne active et sportive, la moyenne d'âge des utilisateurs de FRM indique au contraire que le profil type est plutôt celui de la personne âgée : 65,4 ans au Canada [Smith et al., 2016] ou encore 70 ans en France [Vignier et al., 2008].

La réacquisition de la capacité de se déplacer permise par l'utilisation d'un FRM est une condition nécessaire pour retrouver l'autonomie, établir des relations sociales, ainsi que pour favoriser la participation et la confiance en soi [Finlayson and van Denend, 2003]. La situation d'équilibre ainsi rétablie est pourtant fragile, avec des risques multiples de pertes de mobilité et d'autonomie, en particulier pour les utilisateurs de FRM âgés [Requejo et al., 2015]. D'une part, la position assise prolongée dans le fau-

teuil peut être à l'origine de diverses complications, comme l'apparition d'escarres [McGlinchey-Berroth et al., 1995; Chen et al., 2005] ou de troubles urinaires et gastro-intestinaux [Ragnarsson, 2012]. D'autre part, du fait de la répétition importante de gestes contraignants pour le membre supérieur, l'utilisation d'un FRM peut aussi mener l'utilisateur à des douleurs voire des blessures. De nombreuses études ont montré que la plupart des utilisateurs de FRM développent des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur au cours de leur vie [Boninger et al., 2003; Curtis et al., 1999], en particulier au poignet avec le syndrome du canal carpien [Gellman et al., 1988; Sie et al., 1992] ou au niveau de l'épaule. La prévalence des douleurs et blessures au niveau de l'épaule pour les utilisateurs de FRM provient notamment des sollicitations répétées lors des tâches de la vie quotidienne inhérentes à la propulsion en FRM : démarrages, freinages, demi-tours, virages, montées de pente, montées de trottoir, transferts, etc.

Ainsi, dans la perspective de réduire le risque d'apparition de troubles musculo-squelettiques, l'enjeu d'un point de vue biomécanique est de minimiser les sollicitations de l'épaule durant la propulsion en FRM. Plusieurs leviers sont possibles pour y parvenir, le FRM étant un dispositif en double-interaction (Figure 2), à la fois avec l'utilisateur (soutien du corps du sujet et actions mécaniques exercées pour se déplacer) et avec l'environnement (roues du fauteuil en contact avec le sol). Cette double-interaction utilisateur-fauteuil et fauteuil-environnement permet alors d'envisager plusieurs leviers pour réduire les sollicitations à l'épaule, selon la perspective choisie, par exemple :

- point de vue de l'environnement : l'amélioration de l'accessibilité du bâti urbain permettrait de réduire la difficulté des trajets pour les personnes en fauteuil ;
- point de vue du fabricant de fauteuil : la modification des matériaux du fauteuil pour le rendre plus léger et favoriser la mobilité, et la mise en place de réglages modifiables pour ajuster le fauteuil à l'utilisateur ;
- point de vue de l'équipe pluri-disciplinaire (kinésithérapeutes, ergothérapeutes, etc.) : la rééducation de la personne en fauteuil, l'apprentissage des techniques de propulsion et l'adaptation du fauteuil à l'utilisateur.

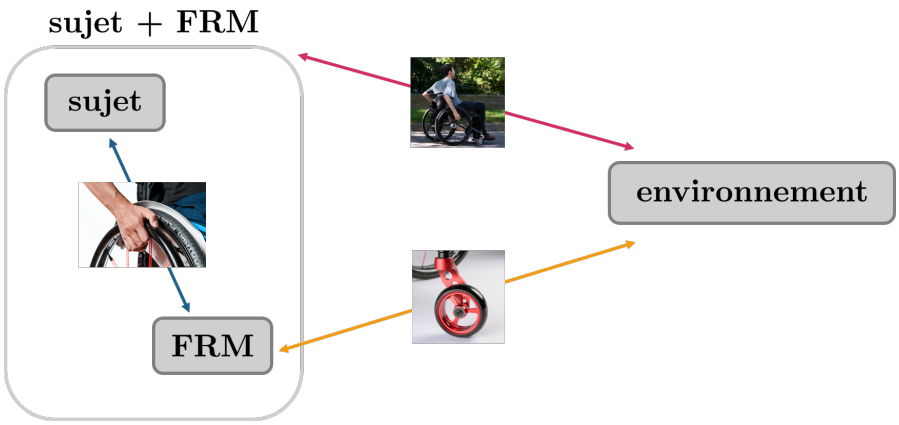
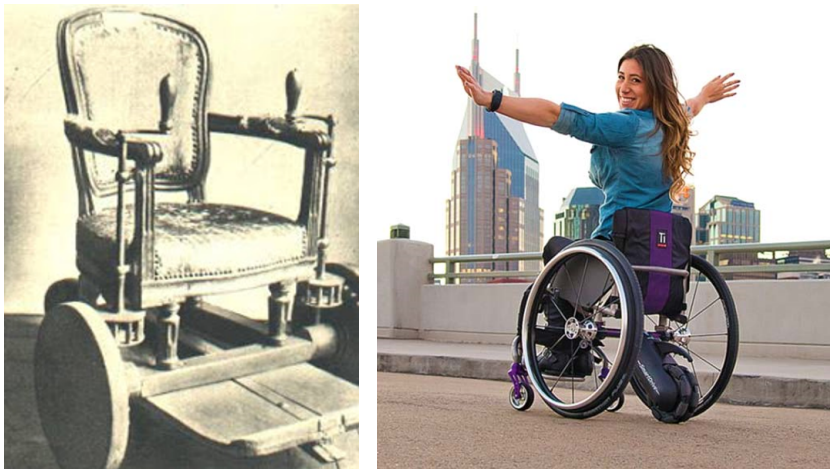


Figure 2 – Schéma présentant la double interaction sujet-fauteuil et fauteuil-environnement

Il est à noter que, dans ces différentes approches, l'interaction "utilisateur-FRM" est indissociable de l'interaction "FRM-environnement", et le choix des réglages s'entend en fonction d'un environnement donné. Ainsi, en s'intéressant aux réglages du FRM à adapter à l'utilisateur, il est quand même nécessaire de tenir compte de l'interaction entre le FRM et l'environnement. De plus, les différents

leviers évoqués ci-dessus peuvent être actionnés à plus ou moins long terme. L'adaptation de l'environnement correspond souvent à des temporalités longues, et est difficile à mettre en place en termes d'universalité de l'accessibilité (cf. page xiii). A l'opposé, l'expertise des kinésithérapeutes et ergothérapeutes permet d'agir à court terme, pour adapter le FRM à l'utilisateur. Les fabricants de fauteuils, quant à eux, disposent d'une capacité d'action à moyen et court terme, via une utilisation optimisée des réglages du FRM existant. En effet, les différents réglages du FRM peuvent désormais être modifiés par le fabricant, dans une perspective de personnalisation.

Le fauteuil roulant a pourtant longtemps été considéré comme un dispositif médical auquel l'utilisateur devait s'adapter. C'était l'ère de la "chaise roulante" où cet objet était essentiellement composé d'une chaise en bois à laquelle on ajoutait des roues (Figure 3a). Grâce à l'évolution technologique, le fauteuil roulant a progressivement vu l'apparition des mains courantes pour la propulsion manuelle en autonomie, puis des rayons en acier pour remplacer les roues en bois, au début du 20e siècle. Une des principales innovations a eu lieu en 1933 lorsque le premier fauteuil roulant pliable en métal avec châssis "en X" a été commercialisé par Everest et Jennings [Roques, 1997]. Puis, petit à petit, grâce au perfectionnement des outils et procédés de fabrication ainsi qu'à une évolution sociétale du regard et des perspectives offertes pour les personnes en fauteuil roulant, un changement de paradigme s'est opéré dans l'industrie du fauteuil roulant, aboutissant à l'époque actuelle où l'idéal proposé par les fabricants est celui d'un FRM adapté à l'utilisateur (voir Figure 3b), tant du point de vue de sa morphologie et de ses capacités que de son environnement et style de vie [Cooper, 1996].



(a) fauteuil roulant à tourniquets utilisé par Georges Couthon (1755-1794)

(b) fauteuil roulant actif actuel, personnalisé et équipé d'une roue motrice d'assistance à la propulsion. Image issue de la fiche produit *SmartDrive* de Permobil

Figure 3 – Photographies montrant l'évolution des technologies associées aux FRM

La phase d'attribution d'un FRM prend désormais en compte cette possibilité de personnalisation, avec une multiplicité de versions et d'options possibles. Même si le FRM peut sembler être un dispositif relativement rudimentaire du point de vue de la conception mécanique, la multiplication des réglages et options possibles (plusieurs dizaines pour un fauteuil roulant manuel actif) en fait un dispositif complexe (voir Figure 4). Appréhender les conséquences des modifications de réglages sur la biomécanique de la propulsion en FRM reste donc une tâche difficile, notamment à cause de la

double interaction sujet-fauteuil et fauteuil-environnement évoquée précédemment. La configuration du FRM retenue pour l'utilisateur doit pourtant répondre aux besoins de la personne, en fonction de ses caractéristiques individuelles (type de pathologie, âge, paramètres morphologiques, etc.), de son environnement et de son projet de vie [Lepoutre, 2011]. Pour cela, dans certains cas, après la prescription d'un FRM, le patient se dirige directement vers un revendeur de dispositifs médicaux pour le choix et l'achat du fauteuil. Dans le meilleur des cas en revanche, le patient a, préalablement à la prescription, été accompagné par une équipe pluri-disciplinaire composée notamment d'ergothérapeutes, afin d'être assisté dans le choix et l'adaptation du fauteuil. Cette démarche personnalisée, souvent de type "évaluation-préconisation-essai", se focalise en particulier sur l'interaction "sujet-fauteuil" et permet notamment d'assurer l'étape d'ajustement du positionnement de l'utilisateur dans son FRM, l'ergothérapeute veillant à l'adéquation aux besoins réels de la personne. Cette phase d'adaptation des réglages du fauteuil est souvent basée sur l'expérience et centrée sur le positionnement statique de l'utilisateur dans le fauteuil, afin de prioritairement assurer son confort et limiter le risque d'apparition d'escarres. Cette étape peut aussi être menée en concertation avec le revendeur ou le fabricant de FRM, ayant une connaissance précise des ajustements de réglages permis par le modèle de FRM choisi, avant la finalisation du bon de commande.

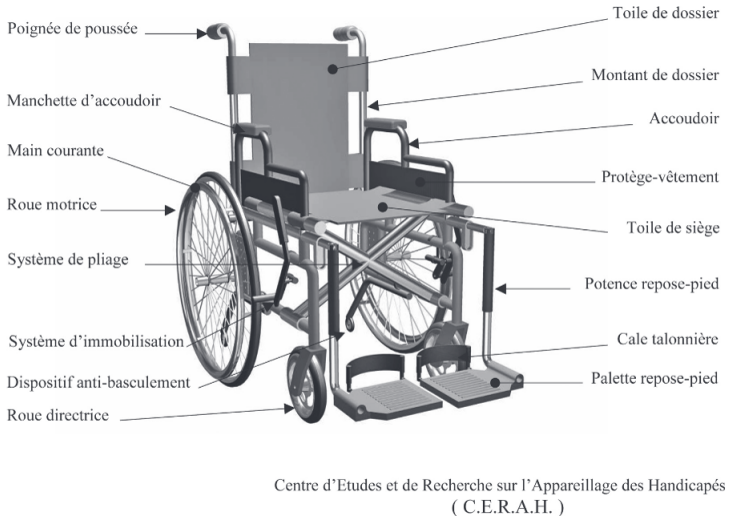


Figure 4 – Schéma et nomenclature simplifiés d'un fauteuil roulant manuel

L'adaptation des réglages porte en revanche plus rarement sur l'amélioration de la mobilité, caractérisant la facilité avec laquelle le sujet va se propulser en FRM. Cette démarche nécessite l'ajustement des réglages en regard de l'interaction entre le fauteuil et l'environnement, tout en prenant en compte l'interaction du FRM avec l'utilisateur. Cette considération de mobilité est pourtant particulièrement importante pour les personnes utilisant un fauteuil roulant manuel actif. L'influence des réglages sur la biomécanique du sujet en mouvement avec le FRM reste en effet difficile à quantifier lors de l'attribution d'un FRM à un sujet. L'approche expérimentale consistant à modifier certains réglages sur le fauteuil puis les faire tester à l'utilisateur possède à ce titre des limites intrinsèques. D'une part, pour des raisons évidentes de temps et de disponibilité des différents types de FRM, il est difficile de tester un nombre important de réglages et configurations différentes du FRM, au risque de négliger les interactions et effets croisés entre les réglages. D'autre part, l'effet des réglages sur la mobilité est abordé de manière qualitative avec le ressenti du sujet ou l'expertise de l'ergothérapeute et du revendeur.

Pour obtenir une analyse quantitative, il est nécessaire de représenter l'utilisateur et son fauteuil, en modélisant numériquement à la fois la chaîne articulaire de l'utilisateur et ses spécificités, l'interaction entre le sujet et le fauteuil et l'interaction du fauteuil avec le sol. Ces représentations effectuées et validées permettraient de tester l'effet de nombreux réglages du fauteuil sur la facilité à se propulser, ajoutant une autre dimension à l'analyse de l'utilisateur dans son fauteuil et évitant certaines des difficultés liées à l'approche expérimentale. En étudiant numériquement l'effet de nombreux réglages sur la facilité à se propulser, il serait alors possible d'engager de véritables démarches d'optimisation de réglages. La prise en compte de tous les réglages et des particularités du sujet et de son environnement dans la quantification biomécanique de l'utilisateur en mouvement avec son FRM apporterait ainsi une information complémentaire, en particulier lors de l'attribution du FRM mais également à l'échelle du fabricant. Le FRM avec réglages optimisés « in silico » pourrait ensuite être utilisé comme solution de départ pour l'ergothérapeute avant de procéder à ses derniers ajustements.

Le but de la présente thèse est donc de contribuer à une meilleure adaptation des réglages du FRM à l'utilisateur. Pour cela, la démarche adoptée consiste à développer des méthodes de modélisation et de simulation numérique pour quantifier la propulsion en fauteuil roulant manuel d'un point de vue biomécanique, puis de les utiliser afin d'évaluer l'effet des réglages du FRM sur la mobilité du sujet, avec un objectif d'optimisation des réglages. Dans cette perspective, la thèse vise trois objectifs :

- améliorer la représentation de l'interaction sujet-fauteuil avec une approche de modélisation musculo-squelettique de l'utilisateur permettant d'étudier le mouvement (cinématique et dynamique inter-segmentaires) et de construire un modèle adapté pour reproduire avec fidélité les mouvements des membres supérieurs lors de la locomotion en FRM ;
- améliorer la représentation des interactions fauteuil-environnement en représentant numériquement la dynamique du fauteuil par l'intermédiaire d'un modèle mécanique du FRM en mouvement ;
- développer une démarche d'optimisation numérique des réglages du FRM à partir des modèles de l'interaction "sujet-fauteuil" et "fauteuil-environnement", qu'il est nécessaire de prendre en compte simultanément.

Cadre de la réalisation des travaux de thèse

Pour mener à bien ces trois objectifs, la démarche a consisté à s'appuyer sur des données expérimentales utilisées d'une part pour alimenter et d'autre part pour évaluer les modèles développés. Le recueil de ces données expérimentales avait pour objectif la caractérisation de l'interaction "sujet-FRM" d'une part, et de l'interaction "fauteuil-environnement" d'autre part.

En particulier, les trois étapes proposées nécessitaient une connaissance fine de la mécanique du fauteuil et de la biomécanique de l'utilisateur. Pour mener à bien les travaux de la thèse, nous nous sommes donc appuyés sur l'expertise acquise au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) qui collabore depuis plus de 10 ans avec le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (INI-CERAH) sur l'étude de la locomotion en fauteuil roulant manuel.

Ces travaux antérieurs, débutés au sein d'un projet ANR (SACR-FRM), se sont intéressés depuis 2006 aux démarches de choix des réglages du FRM. L'un des verrous majeurs était la possibilité de mesurer les actions mécaniques exercées sur l'ensemble du FRM. Ce verrou a pu être levé grâce à la conception d'un FRM entièrement instrumenté (FRET-2). Grâce à cet outil, plusieurs campagnes de mesure ont permis de mieux décrire la locomotion en FRM. Parmi ces campagnes, deux séries d'acquisitions sur 18 sujets sains (projets de Master Recherche de Nicolas Eydieux et d'Alice Siegel, de 2014 à 2015) ont servi de données de base pour le développement des modèles biomécaniques. Ainsi, un premier modèle musculo-squelettique du membre supérieur avait été proposé dans le cadre de mon Master Recherche (2016).

En parallèle de ces démarches expérimentales, des modèles innovants de caractérisation de la mécanique du contact sol/roue (résistance au roulement et pivotement) ont également été initiés au cours du projet SACR-FRM et poursuivis dans le cadre de la thèse de Joseph Bascou (2009-2012) et du Master Recherche de Constantin Fallot (2016), pour obtenir une quantification expérimentale des paramètres issus de ces modèles.

Dans ce contexte, le cœur du travail de thèse était d'évaluer la faisabilité d'une optimisation numérique des réglages prenant en compte la double interaction "sujet-FRM" et "FRM-environnement".

Pour compléter les données disponibles, une nouvelle campagne de mesure a également été proposée dans le cadre des projets de Master Recherche de Pierre Puchaud et d'Antoine Lombart, menés en parallèle de la thèse, et à laquelle j'ai pu activement participer. Cette campagne réalisée auprès de 10 sujets expérimentés en FRM, présentant diverses situations de handicap, a permis de recueillir des données indispensables au développement et à l'évaluation du modèle musculo-squelettique du membre supérieur sous-jacent à la démarche d'optimisation mise en œuvre durant la thèse.

Par ailleurs, un soin particulier a été apporté à la compatibilité des développements concernant le modèle musculo-squelettique proposé dans la thèse avec les modèles développés au sein du laboratoire, dans le contexte de deux autres thèses appliquées à des thématiques différentes. Un travail d'équipe a donc été réalisé avec Maxime Bourgain, dont la thèse portait sur l'analyse biomécanique du swing de golf, et Thibault Marsan, dont la thèse applique les méthodes de modélisation musculo-squelettique à l'analyse du tennis de table.

Chapitre 1

Etat de l'art et Objectifs

Une recherche de littérature est réussie quand le sujet sur lequel on était parti plein d'enthousiasme apparaît totalement connu, défriché, d'une accablante banalité et qu'une dépression profonde s'empare du chercheur.

Hervé Dumez

Sommaire

1 Recommandations de réglages d'un fauteuil roulant manuel 3

1.1 Description d'un FRM 3

1.2 Définition des réglages d'un FRM 6

1.3 Exemples usuels de préconisations de réglages d'un FRM 9

2 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM 12

2.1 Grandeurs spatio-temporelles 12

2.2 Quantification du mouvement du membre supérieur 14

2.2.1 Actions mécaniques sur la main courante 14

2.2.2 Cinématique du membre supérieur 15

2.2.3 Dynamique du membre supérieur 16

2.3 Quantification mécanique du fauteuil en mouvement 16

2.3.1 Indice de stabilité antéro-postérieure 17

2.3.2 Pertes énergétiques 17

2.3.3 Résistance au roulement et au pivotement 17

2.4 Influence des réglages sur la mécanique de la locomotion en FRM 18

3 Modélisation biomécanique de la propulsion en FRM 23

3.1 Modèles biomécaniques de l'interaction sujet-fauteuil 23

3.1.1 Modèles utilisés en quasi-statique 23

3.1.2 Modèles utilisés en dynamique inverse 24

3.1.2.1 Modèles 2D et 3D avec liaisons à 6 degrés de libertés 24

3.1.2.2 Modèles 3D avec chaîne cinématique 26

3.1.3 Modèles utilisés en dynamique directe 29

3.2 Modèles mécaniques de l'interaction fauteuil-environnement 32

4 Synthèse de l'état de l'art et objectifs de la thèse 35

4.1 Synthèse de l'état de l'art 35

4.2 Objectifs de la thèse 38

4.2.1 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM 38

4.2.2 Modélisation biomécanique du membre supérieur lors de la locomotion en FRM 38

4.2.3 Modélisation mécanique du FRM en mouvement 39

4.2.4 Optimisation numérique des réglages du FRM 39

L'état de l'art présenté dans ce chapitre est développé en trois parties. Tout d'abord, après une présentation des différents réglages du FRM, des exemples de préconisations de ces réglages utilisés en pratique seront présentés, de manière à comprendre le support des méthodes actuelles pour l'adaptation d'un FRM à l'utilisateur. Ensuite, les différentes variables permettant de caractériser la biomécanique de la locomotion en FRM seront présentées, de manière à introduire les différents critères possibles pour quantifier la mobilité du sujet se déplaçant en FRM. Enfin, une revue de la littérature sur la modélisation du membre supérieur appliquée à l'étude de la locomotion en FRM sera présentée, ainsi qu'un état de l'art des modèles mécaniques développés pour étudier le comportement mécanique du FRM en mouvement.
La synthèse des éléments développés dans ce chapitre sera ensuite présentée, permettant de dégager les objectifs ayant aiguillé ce projet de thèse, qui structureront les différents chapitres de ce manuscrit.

1 Recommandations de réglages d'un fauteuil roulant manuel

Le fauteuil roulant manuel (FRM) est un dispositif médical permettant à des personnes avec certaines pathologies ou situations de handicap de se déplacer. Les différents réglages du FRM peuvent être ajustés pour améliorer l'interaction sujet-fauteuil. Dans ce cadre, l'ergothérapeute va émettre des recommandations en termes de positionnement, prioritairement pour assurer le confort de la personne et limiter le risque d'escarres, et s'assurer de l'adéquation du FRM retenu avec le projet de vie de la personne. Cependant, ces réglages sont fréquemment réalisés en statique, et les conséquences sur la mobilité ne sont abordées que très partiellement. Le rôle de l'ingénieur biomécanique va consister à étudier l'interaction du système sujet-fauteuil avec l'environnement, pour chercher à optimiser la facilité de déplacement du sujet. Toutefois, les différentes recommandations induites peuvent mener à des recommandations de réglages incompatibles, nécessitant la mise en place de compromis.

1.1 Description d'un FRM

D'un point de vue mécanique, le FRM est composé d'un assemblage de quatre systèmes :

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

Le châssis constitue le socle du FRM. Il est de nature rigide, afin de diminuer les pertes énergétiques et les jeux et vibrations qui apparaîtront avec le vieillissement du FRM, et, selon les modèles, soudé en un seul bloc ou pliant pour faciliter les transferts dans le véhicule. La plupart des FRM sur le marché disposent d'un châssis en aluminium, qui offre un bon rapport masse/résistance, même si des matériaux plus performants tels le titane et la fibre de carbone commencent à apparaître sur le marché. Leur utilisation reste néanmoins marginale et sur des gammes de fauteuils actifs haut de gamme, à cause du coût élevé de ces matériaux.

Le système de soutien du corps est constitué par le dossier, le siège, ainsi que des palettes repose-pieds. Le siège peut par exemple être constitué d'une sellerie souple, qui doit être réglable en tension afin de corriger l'effet hamac (tissu de l'assise qui se détend au cours du temps) modifiant le positionnement

Figure 1.1 – Représentation de l'ensemble châssis, roues arrière et système de soutien du corps (dossier, assise, repose-pieds)

de la personne dans son fauteuil en induisant une surcharge sur les cuisses pouvant potentiellement augmenter le risque d'apparition d'escarres. Dans le cas d'un siège avec une plaque rigide, un coussin anti-escarre est nécessaire en complément. Le dossier, essentiel dans le maintien de la posture et du tronc de l'utilisateur, peut également être fabriqué à partir d'une toile réglable en tension permettant d'épouser la forme de la colonne vertébrale, ou bien avec une sellerie rigide avec capitonnement. Le fauteuil peut en outre posséder l'option d'un dossier amovible ou rabattable, afin de faciliter le rangement du fauteuil, dans le cas du transport dans un véhicule par exemple. Les potences et palettes repose-pieds peuvent avoir l'option de pivoter vers l'intérieur/extérieur ou d'être amovibles, selon la capacité de transfert assis/debout de l'utilisateur. De même, les palettes repose-pieds peuvent être relevables ou bien constituer un ensemble monobloc, de manière à faciliter le transfert de l'utilisateur.

Un FRM dispose dans la majorité des cas de deux types de roues : les roues arrière, dites "motrices", et les roulettes avant dites "directrices". Le rayon des roues arrière est en général compris entre $27,5$ cm (22") et 33 cm (26"). Les pneus peuvent être choisis selon la situation : une personne active se déplaçant en extérieur aura recours à des pneumatiques (gonflage variable) afin d'absorber les chocs et vibrations tout en facilitant la propulsion. Pour d'autres, plutôt sédentaires, se déplaçant en intérieur, des "pneus pleins" en bandages peuvent être recommandés afin de limiter le dégonflage des pneus, d'où leur utilisation régulière en institution pour faciliter la maintenance. Les roulettes avant peuvent aussi être à bandages ou à pneus (plus rare), avec un rayon compris entre $3,3$ cm (3") et $7,5$ cm (6"). Elles sont reliées au châssis par le biais de fourches, dont la longueur et le déport peuvent aussi être ajustés.

Le système de conduite le plus courant pour les utilisateurs de FRM est le système par mains courantes simples (Figure 1.3a), montées directement sur chacune des roues motrices. Dans le cas de pathologies entraînant une limite de la capacité de préhension, ces mains courantes peuvent être munies d'ergots pour faciliter la saisie. Un système de double main courante (Figure 1.3b) peut également être mis en place pour les personnes n'ayant la capacité d'utiliser qu'une seule main, telles que les personnes hémiplégiques. Deux mains courantes de diamètres différents sont alors montées sur la roue du côté valide. L'orientation du fauteuil à gauche ou à droite est obtenue en entraînant une seule des mains courantes, et la propulsion en ligne droite est possible en entraînant simultanément les deux

Figure 1.2 – Photographie de l'ensemble fourche et roulette avant (image : sunrisemedical.co.uk)

mains courantes. Ce dispositif nécessite néanmoins un temps d'apprentissage relativement important. D'autres systèmes de conduite moins courants existent, par exemple par l'intermédiaire de manivelles ou de leviers pendulaires (Figure 1.3c, un seul fabricant en France). Lorsque leurs capacités physiques le permettent, certaines personnes utilisatrices de FRM emploient également la conduite podale. Dans la suite des travaux, seuls les FRM à propulsion bilatérale par mains courantes simples seront pris en compte.

Enfin, le système d'immobilisation du FRM est principalement constitué de freins que la personne va pouvoir actionner pour bloquer les roues arrière. Néanmoins, dans le cas de roues équipées de mains courantes, le freinage s'effectue en général en exerçant une action sur les mains courantes, l'immobilisation finale du fauteuil étant réalisée grâce à des freins statiques.

(a) Main courante simple (image : monfauteuilroulant.com)

(b) Double-main courante à droite (image : proactiv-gmbh.eu)

(c) Système à levier pendulaire (image : invacare.fr)

Figure 1.3 – Photographie des différents systèmes de conduite du FRM

Un fauteuil roulant peut aussi être constitué d'autres éléments optionnels :

- les accoudoirs, qui permettent d'assurer un bon positionnement du membre supérieur et un maintien du tronc. En outre, à l'arrêt, cela permet à l'utilisateur de reposer ses avant-bras autrement qu'en les positionnant sur ses jambes, ce qui entraîne une surcharge de la partie postérieure des cuisses, ou encore d'aider à se soulever régulièrement pour les utilisateurs ayant cette capacité, de manière à limiter les risques d'apparition d'escarre ;
- des roulettes anti-bascule, qui sont reliées au châssis et se déportent à l'arrière des roues motrices, et permettent d'assurer la stabilité du fauteuil en cas de bascule vers l'arrière, par exemple lors d'une manœuvre de *wheeling* (technique de propulsion consistant à lever les roulettes avant) pour

franchir un petit obstacle ou monter un trottoir ;

- des garde-boue et protège-vêtements ;
- des éléments aidant au positionnement : cales d'abduction/adduction, biseau crural, butée sacro-lombaire etc., pour assurer un maintien de la posture.

Il existe en outre différents types de FRM, qui vont être plus ou moins adaptés à l'utilisateur selon son environnement, ses capacités et son projet de vie (Tableau 1.1).

Action 4, *Invacare*	FRM standard	vendu au tarif de remboursement de la sécurité sociale, il présente généralement un dossier haut, des poignées de poussée, des accoudoirs hauts et deux palettes repose-pied séparées. Il est plutôt destiné à un usage court ou à des personnes ayant besoin d'une assistance pour se propulser, puisqu'il reste assez lourd et difficile à manœuvrer
Inovys, *Vermeiren*	FRM de confort	principalement destiné aux personnes propulsées par un tiers, ce type de fauteuil a la particularité d'avoir un système de soutien du corps particulièrement étudié pour assurer un maintien et un confort supérieur aux autres types de fauteuil
Krypton R, *Quickie*	FRM actif	destiné aux personnes très actives, ce type de fauteuil est souvent à châssis fixe soudé et composé de matériaux légers. Il dispose de nombreux réglages pour être ajusté à l'utilisateur, choisis avant la conception du fauteuil afin de le souder, pour assurer une grande rigidité. Le prix est néanmoins élevé, entre 2000 € et 6000 € en général
Basket Thunder, *Per4max Medical Inc.*	FRM de sport	destiné spécifiquement à la pratique de certaines activités handisport, il dispose de nombreux réglages adaptables pour être personnalisé au joueur en recherche de performance. Les adaptations sont spécifiques au sport (tennis, rugby, basket, athlétisme pour les plus répandus) et peuvent être effectuées directement lors de la conception puisque les châssis sont ensuite soudés

Tableau 1.1 – Description et illustration des différents types de FRM

1.2 Définition des réglages d'un FRM

La notion de "réglage" d'un FRM est dépendante du point de vue adopté : la terminologie et la définition d'un réglage ne sera pas la même entre un ergothérapeute et un ingénieur en mécanique. Il est pourtant essentiel de faire correspondre ces deux descriptions, afin d'assurer le lien entre la recherche et la pratique et de rendre possibles les arbitrages évoqués en introduction de cette partie. D'une manière générale, on peut déjà mentionner qu'on entend par réglage d'un FRM une grandeur géométrique (distance ou angle) qui va définir la configuration du fauteuil proposée à l'utilisateur. Pourtant, les variétés de types de FRM et de modèles/distributeurs présents sur le marché rendent

impossible la définition des réglages et mesures au cas par cas. Des standards internationaux (ISO 7176-7, 1998 ; ISO 7176-5, 2008) ont donc été définis pour les fauteuils roulants afin de s'affranchir des particularités liées à un modèle de fauteuil, en définissant des dimensions de fauteuil génériques pouvant être mesurées sur chaque fauteuil avec des procédures particulières. Des démarches ont aussi été entreprises dans la littérature pour formaliser et uniformiser la définition des réglages du FRM et faire le lien avec la pratique clinique afin d'émettre des recommandations standard. En effet, une liste minimale de réglages définissant la configuration d'un FRM a été établie par la Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America (RESNA) [DiGiovine et al., 2012]. Les réglages qui y figurent ont un intérêt clinique et doivent être ajustables, ce qui impose des contraintes au fabricant. La connaissance de cet ensemble de réglages et des recommandations de positionnement associées a été intégrée dans la pratique de la prescription des FRM. En France, les méthodes associées sont décrites dans des ouvrages de référence [Lepoutre, 2011] ou présentées lors de la formation délivrée par le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (INI-CERAH), permettant d'obtenir l'attestation pour revendre des véhicules pour personnes handicapées (VPH).

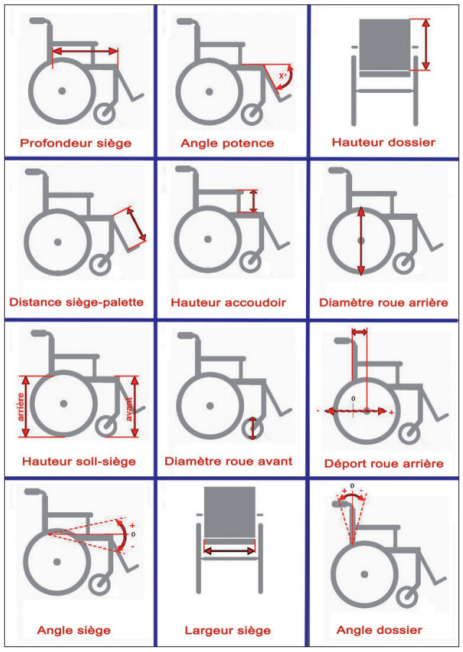


Figure 1.4 – Schéma descriptif des principaux réglages d'un FRM [Faupin et al., 2011]

On retrouve donc dans la littérature [Faupin et al., 2011] la description des réglages suivants (voir Figure 1.4) :

- la hauteur avant du siège : distance verticale entre le sol et le bord antérieur de la toile d'assise ;
- la hauteur arrière du siège : distance verticale entre le sol et le bord postérieur de la toile d'assise ;
- la largeur de l'assise : distance entre les bords extérieurs de la toile d'assise à l'arrière du FRM ;
- la profondeur de l'assise : distance entre le bord antérieur du tube de dossier et l'extrémité antérieure de la toile d'assise ;
- la hauteur du dossier : distance entre la partie supérieure de l'assise et la partie supérieure du dossier ;
- l'angle de l'assise : angle entre l'axe horizontal et l'axe de la toile d'assise ;

- l'angle de dossier : angle entre l'axe vertical et l'axe du dossier ;
- la longueur entre le siège et le repose-pied : distance entre l'extrémité antérieure du siège et le bord postérieur du repose-pied ;
- l'angle des jambes avec l'assise ou "angle de potence" : angle entre l'axe de la potence de repose-pied et l'axe du siège ;
- le déport des roues arrière : distance suivant l'axe horizontal entre le milieu de l'entraxe des roues arrière et l'arrière du dossier ;
- le type et la taille des roues.

A quelques réglages près (carrossage des roues arrière, position verticale du siège par rapport à l'entraxe arrière), on retrouve la liste des réglages principaux d'un FRM tels que définis par la RESNA [DiGiovine et al., 2012]. Cette description des réglages est, comme indiqué précédemment, particulièrement pertinente pour l'ergothérapeute car ils correspondent aux réglages directement modifiables sur le fauteuil lors des essais avec le patient. L'ergothérapeute peut alors directement et simplement effectuer ces mesures et ajustements à la fois sur le fauteuil et sur le patient (voir Figure 1.5).

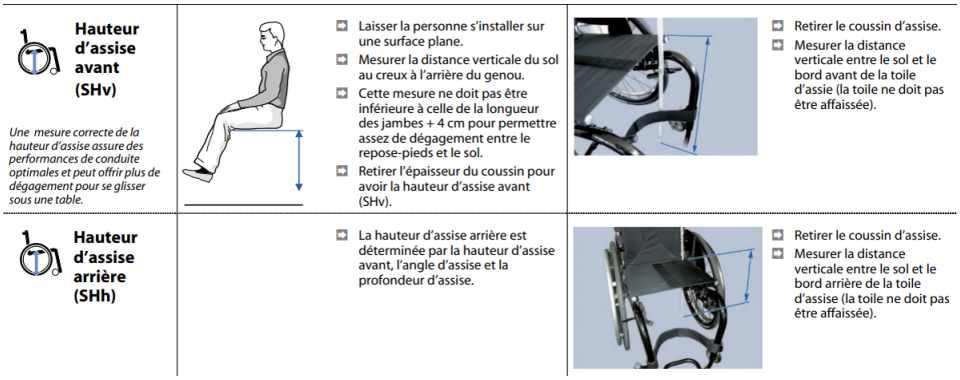


Figure 1.5 – Extrait de recommandations pratiques d'une fiche de prise de mesure pour un ergothérapeute ou un revendeur de FRM. Source : *invacare.fr*

En effet, dans le meilleur des cas, lors de l'attribution d'un FRM à un patient, des ergothérapeutes formés spécifiquement aux problématiques de positionnement interviennent, en concertation avec le revendeur, pour définir le modèle de fauteuil le plus approprié aux besoins du patient et ajuster les réglages à la personne. Cette étape de positionnement se consacre généralement en priorité au contrôle postural assis de la personne, à savoir l'évaluation de l'alignement des segments corporels et du lien entre le mouvement et la posture. Pour cela, des ouvrages de référence existent [Engström, 2009] et plusieurs échelles d'évaluation clinique ont été établies dans la littérature comme support pour les ergothérapeutes, par exemple l'échelle MCPAA (Mesure du Contrôle Postural Assis chez l'Adulte) [Gagnon et al., 2005b,a].

Pourtant, d'un point de vue biomécanique, cette définition des réglages d'un FRM est difficilement utilisable en pratique. D'une part, certains de ces réglages ne sont pas définis dans les mêmes référentiels. La hauteur du siège (avant ou arrière) est par exemple définie dans un repère lié au sol, tandis que le déport des roues arrière est défini dans un repère lié au fauteuil, ayant son origine au niveau de l'entraxe arrière. De même, certaines mesures sont données en absolu par rapport à la direction horizontale ou verticale (angle de dossier, angle de siège), tandis que d'autres sont définies de manière relative (angle

de potence ou angle des jambes avec l'assise). D'autre part, ces réglages ne sont pas indépendants. Par exemple, le diamètre des roulettes avant influence plusieurs autres réglages du FRM : changer sa valeur implique alors d'adapter de nouveau un grand nombre de réglages (orientation des potences, orientation du siège, etc.). Ce formalisme, bien qu'utile aux ergothérapeutes, ne donne pas d'information sur les relations entre ces réglages, bien qu'ils dépendent les uns des autres. Ainsi, en pratique, dès lors qu'un réglage est modifié, il est souvent nécessaire d'effectuer une nouvelle fois toutes les mesures sur le fauteuil, certains fabricants préconisant d'ailleurs un ordre précis de réglages du fauteuil. Une autre conséquence des limites de cette proposition de standardisation est qu'il devient impossible de comparer les réglages de deux fauteuils différents.

Afin de répondre à ce problème, une nouvelle approche a été proposée [Vaslin et al., 2014]. L'idée était de réduire le nombre de réglages en considérant certaines des mesures précédentes comme des "paramètres" d'un modèle à deux dimensions, puis de mettre en place une analyse géométrique simple basée sur le théorème d'Al Kashi afin de pouvoir déterminer l'ensemble des réglages tels que définis par les standards internationaux (voir Figure 1.6). Un repère "fauteuil" a aussi été défini, ayant pour origine le milieu de l'entraxe arrière. Grâce au pointage avec un logiciel dédié de 19 longueurs sur les photographies du FRM de face et de profil, ce modèle permet d'obtenir en sortie l'ensemble des dimensions, positions et orientations des éléments du fauteuil, qui peuvent être exprimés dans le repère "fauteuil" ou dans le repère lié au sol, selon les besoins. Ce modèle permet en outre d'obtenir directement l'effet de la modification d'un des réglages d'entrée sur les autres dimensions (i.e. sans avoir à tout mesurer une nouvelle fois), puisqu'il dispose des équations liant tous les réglages.

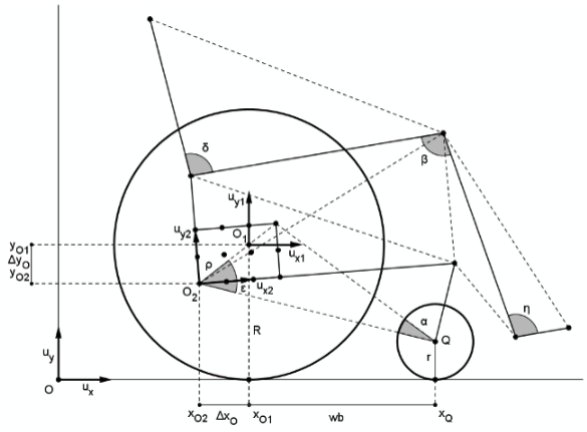


Figure 1.6 – Représentation du modèle géométrique 2D permettant de calculer les différents réglages du FRM [Vaslin et al., 2014]

Pour rendre ces développements accessibles et utiles aux ergothérapeutes dans leur pratique, une version de ce logiciel a été implémentée avec une interface Java simple d'utilisation. Néanmoins, bien que les relations formelles entre les grandeurs géométriques soient connues, cette formulation n'est pas non plus utilisable en pratique pour la description des réglages car les paramètres sont également inter-dépendants. Ainsi, la modification de l'un des réglages entraîne la modification d'un ou plusieurs autres, ce qui empêche la mise en place d'un problème d'optimisation des réglages.

1.3 Exemples usuels de préconisations de réglages d'un FRM

L'objet de ce paragraphe est de donner un aperçu des règles qui motivent en pratique la préconisation des réglages d'un FRM présentés précédemment. Le but n'est pas de dresser la liste exhaustive des étapes de la procédure effectuée par l'ergothérapeute, mais de présenter le raisonnement appliqué et les contraintes auxquelles il doit répondre. En effet, chaque préconisation est effectuée par rapport à un critère, qu'il soit physiologique, d'accessibilité, de sécurité, etc. Parfois, les recommandations imposées par des critères différents peuvent devenir incompatibles, et un arbitrage doit être effectué. Les exemples suivants sont parmi les plus utilisés en pratique et dans la formation des ergothérapeutes [Faupin et al., 2011].

- pour le réglage des repose-pieds, la préconisation se fait en regard de critères d'accessibilité et de maîtrise du fauteuil. En effet, afin d'éviter d'accrocher et de venir buter sur des petits obstacles, il est recommandé que la garde au sol (distance entre le sol et les palettes repose-pied) soit supérieure à 5 cm, et peut même être encore plus grande si la taille de l'utilisateur l'impose. Au contraire, la garde au sol peut être abaissée si la personne maîtrise suffisamment le *wheeling*.
- la longueur des potences (longueur entre le siège et le repose-pied) est fixée par un critère de confort. Il est généralement imposé que cette longueur soit égale à la longueur des tibias de l'utilisateur, autrement dit la distance entre le creux poplité du genou et le milieu des voûtes plantaires, chaussures inclues. Si les potences sont trop courtes, les jambes vont avoir tendance à être relevées, ce qui va augmenter la pression au niveau des ischions, tandis que des potences trop longues vont entraîner une augmentation de la pression sous les cuisses. La meilleure répartition de pression assurée par des potences de longueur adéquate permet alors de réduire le risque d'apparition d'escarre.
- au niveau de l'assise, le siège doit être plus large que le bassin de la personne, afin d'éviter l'apparition de zones de surpression pouvant induire une augmentation du risque d'apparition d'escarres. Une largeur $l_{siege} = l_{bassin} + 2$ cm est en générale recommandée car une largeur plus importante entraîne des difficultés de franchissement des portes par une augmentation de la voie arrière (distance entre les centres des roues arrière) ainsi que des risques d'instabilité posturale et un contrôle réduit du fauteuil. Cette recommandation combine ainsi les critères de confort, d'accessibilité et de posture. La question de la hauteur du siège est quant à elle arbitrée par le fait que le fauteuil doit pouvoir passer sous le mobilier (table, lavabo, etc.). Ainsi, la hauteur du siège, combinée à l'épaisseur du coussin et des cuisses du sujet, ne doit pas excéder 65 cm.
- pour le dossier, le critère physiologique est prépondérant, en particulier la capacité de contrôle du tronc. Pour une personne paraplégique haute n'ayant pas de contrôle abdominal, il faudra absolument avoir un dossier haut (de 40 à 55 cm) pour permettre le maintien postural, tandis qu'il est recommandé d'équiper une personne avec une paraplégie basse d'un dossier court (30 cm) de façon à augmenter l'amplitude possible pour ses épaules et faciliter la propulsion.
- le carrossage des roues arrière est souvent choisi pour un critère de sécurité. En effet, ajouter du carrossage permet de protéger les mains de la personne, lors du franchissement de portes notamment, le contact entre le fauteuil et les bords de porte se faisant alors au niveau du contact roue/sol. Néanmoins, un carrossage trop important pour des fauteuils de la vie quotidienne n'est pas possible, puisque la voie arrière serait limitante pour franchir des portes.

Cet état des lieux a permis de montrer qu'il existe un ensemble de considérations conduisant les ergothérapeutes et l'ensemble des acteurs impliqués dans l'attribution d'un FRM à préconiser des réglages adaptés à l'utilisateur. Ces critères personnalisés concernent particulièrement le positionnement, i.e. la posture assise de l'utilisateur dans son fauteuil, et les contraintes liées au projet de vie de la personne. En revanche, ces adaptations sont souvent réalisées en statique dans le fauteuil et, en dehors d'une évaluation qualitative de type "préconisation-essai-ajustement" en fonction du ressenti de la personne et de l'expertise de l'ergothérapeute, il n'existe pas à l'heure actuelle d'outil d'aide à la décision permettant de quantifier l'effet des réglages du FRM sur la dynamique du sujet et du FRM. Une telle méthode, prenant en compte la technique individuelle de propulsion et les spécificités du sujet, permettrait d'envisager une optimisation des réglages plus seulement pour le positionnement, mais aussi pour la mobilité, afin d'améliorer la facilité à se propulser, par exemple en diminuant les pertes énergétiques liées à l'interaction entre le fauteuil et le sol. L'optimisation de la mobilité du sujet dans son FRM au sens mécanique n'est ainsi qu'un critère parmi les nombreux autres qui motivent le choix d'un FRM en particulier et de ses réglages, mais les réglages optimaux obtenus pourraient être un outil complémentaire en tant que réglage "initial" comme base de départ avant les derniers ajustements arbitrés par l'ergothérapeute.

2 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM

Dans le contexte de l'optimisation des réglages du FRM, il est indispensable de disposer de critères quantitatifs d'évaluation de la locomotion en FRM. Dans cette partie, il s'agit ainsi de définir les grandeurs biomécaniques les plus utilisées dans la littérature pour décrire la locomotion en FRM. Des valeurs de ces grandeurs spatio-temporelles, cinématiques et dynamiques issues de la littérature sont également fournies dans les tableaux 1.2, 1.3 et 1.4 afin d'en donner des ordres de grandeur. Ces indicateurs seront en effet le support de nombreuses analyses développées par la suite dans le travail personnel. Une analyse de la littérature est ensuite menée pour résumer les travaux ayant étudié l'effet des réglages du FRM sur la biomécanique de la propulsion en FRM.

2.1 Grandeurs spatio-temporelles

Dans le cas des activités de la vie quotidienne, la propulsion en FRM à l'aide de mains courantes se fait généralement de manière symétrique. La propulsion asymétrique, qui ne sera pas étudiée dans ce travail, avec des mouvements dissociés des mains droite et gauche, intervient généralement à basse vitesse pour des tâches de contournement d'obstacle, ou alors dans des activités sportives comme le basket en fauteuil. Pour la propulsion symétrique, on distingue alors deux phases lors d'un cycle de propulsion : la phase de poussée, quand la main est en contact avec la main courante, et la phase de roue libre (ou de recouvrement), quand le bras revient en arrière pour saisir de nouveau la main courante (Figure 1.7).

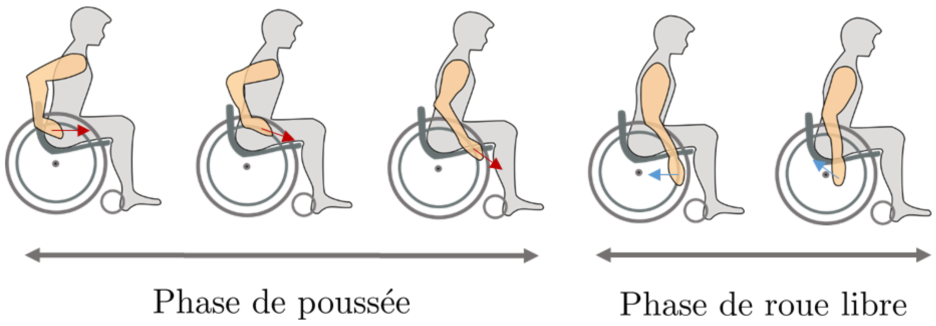


Figure 1.7 – Schéma des phases de poussée et de roue libre lors de la propulsion en FRM

Les paramètres suivants peuvent alors être définis :

- durée de cycle (s) : durée entre deux débuts de saisie de la main courante ;
- temps de poussée (s) : durée de saisie de la main courante durant un cycle ;
- temps de roue libre (s) : durée entre la fin de la poussée et la fin du cycle ;
- cadence ou fréquence de propulsion (Hz ou cycles par minute) : fréquence des cycles de propulsion, i.e. inverse de la durée de cycle.

Les paramètres angulaires de la propulsion peuvent aussi être définis (voir Figure 1.8), par rapport au contact entre la main et la main courante :

- angle de saisie (°) : angle entre la verticale et le vecteur joignant le centre de la roue et le point d'application de l'effort sur la main courante au début de la phase de poussée ;

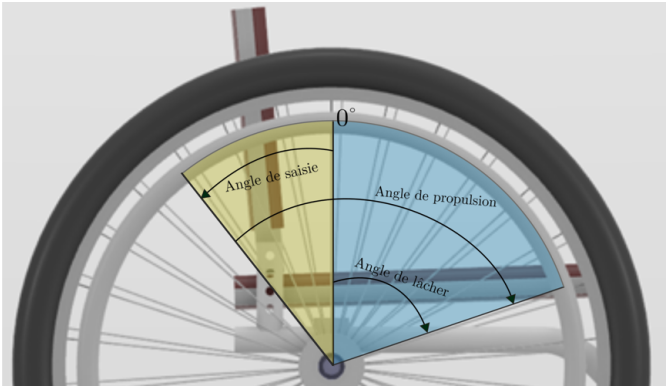


Figure 1.8 – Définition des différents paramètres angulaires de main courante

- angle de lâcher (°) : angle entre la verticale et le vecteur joignant le centre de la roue et le point d'application de l'effort sur la main courante à la fin de la phase de poussée ;
- angle de propulsion (°) : secteur angulaire parcouru pendant la phase de poussée.

La technique de propulsion en FRM diffère également d'un individu à l'autre et selon le niveau d'expertise en fauteuil, avec des différences de trajectoire de la main durant la phase de recouvrement.

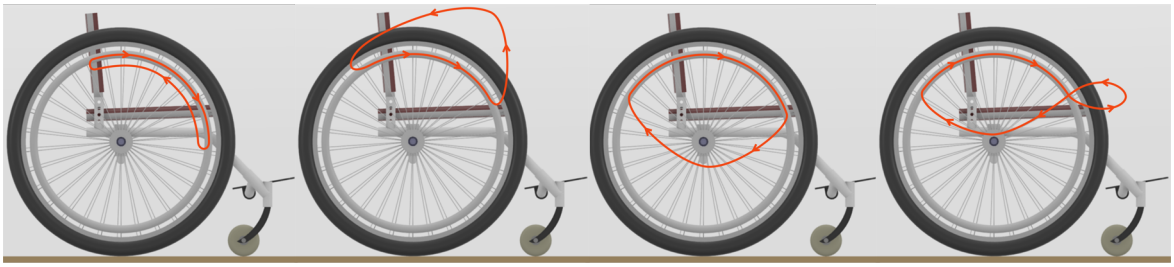


Figure 1.9 – Schéma illustrant les différents patterns de propulsion en FRM [Boninger et al., 2002]

Différents *patterns* de propulsion peuvent en effet être distingués (voir Figure 1.9) :

- arcing (AR) : la main reste proche des tubes en suivant la main courante ;
- single-loop (SL) : avec l'entraînement de la phase de poussée, la main rejoint l'angle initial de saisie par la partie supérieure à la main courante ;
- semi-circular (SC) : avec l'entraînement de la phase de poussée, la main rejoint l'angle initial de saisie par la partie inférieure à la main courante, en passant proche du centre de la roue ;
- double-loop (DL) : la main est entraînée et forme un "huit" avant de revenir avec une trajectoire proche du pattern semi-circulaire.

Les *patterns* de propulsion influencent directement les paramètres angulaires et temporels de la locomotion en FRM, puisqu'ils sont associés à des angles de saisie et de lâcher différents.

La vitesse $\vec{\mathbf{v}}(t)$ $(m.s^{-1})$ et l'accélération $\vec{\mathbf{a}}(t)$ $(m.s^{-2})$ linéaires du FRM [1] sont en général définies comme les dérivées temporelles première et seconde de la position du centre de l'entraxe arrière, lié au châssis, par rapport au sol. Les valeurs moyennes au cours d'un cycle de propulsion sont en général

1. définies par abus de langage, la vitesse d'un solide n'étant définie en réalité que pour un mouvement de translation pure

	Propulsion
vitesse moyenne $\bar{v}$	1,48 m/s
durée de cycle	1,08 s
temps de poussée	0,34 s
temps de roue libre	0,66 s
cadence	55 c.p.m
angle de saisie	31°
angle de lâcher	46°
angle de propulsion	77°

Tableau 1.2 – Ordre de grandeur des paramètres temporels et angulaires lors de la propulsion en FRM (moyenne sur 13 sujets utilisateurs de FRM) [Kotajarvi et al., 2004]

fournies, mais il faut garder à l'esprit que les vitesses et accélérations instantanées au cours d'un cycle varient selon la phase de poussée et la phase de roue libre. Dans le cas des mouvements de rotation, on peut aussi définir la vitesse angulaire $\vec{\omega}(t)$ $(rad.s^{-1})$ et l'accélération angulaire $\dot{\vec{\omega}}(t)$ $(rad.s^{-2})$ du FRM, définies par rapport à l'axe normal au plan de contact avec le sol (axe vertical dans le cas de la propulsion sur sol horizontal).

2.2 Quantification du mouvement du membre supérieur

2.2.1 Actions mécaniques sur la main courante

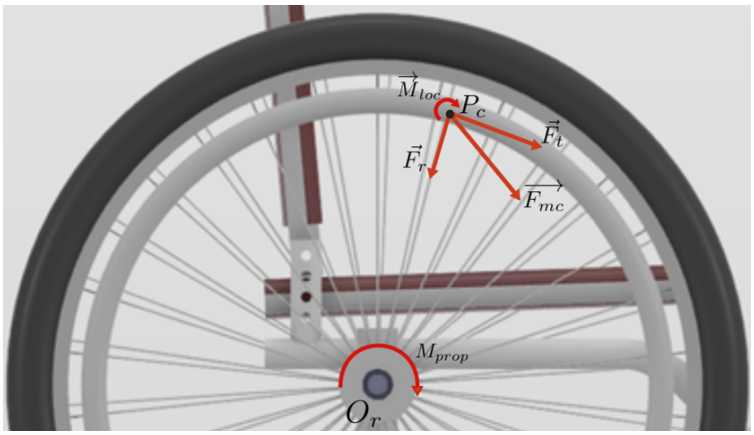


Figure 1.10 – Schéma représentant les actions mécaniques de la main sur la main courante

Pour se propulser, l'utilisateur de FRM exerce un moment local $\overrightarrow{M_{loc}}$ et une force $\overrightarrow{F_{mc}}$ avec sa main sur la main courante du fauteuil, durant la phase de poussée. Cette force peut être décomposée dans les trois directions de l'espace, avec notamment les deux composantes dans le plan de la roue : la composante radiale F_r (N) dirigée vers le centre de la roue et la composante tangentielle F_t (N), tangente à la main courante au point d'application de l'effort (voir Figure 1.10). Cette action mécanique génère alors un moment $\overrightarrow{M_p}$ (Nm) au niveau du centre de la roue O_r :

$$\overrightarrow{M_p} = \overrightarrow{M_{loc}} + \overrightarrow{O_r P_c} \wedge \overrightarrow{F_{mc}} \tag{2.1}$$

Le moment propulsif est défini comme la composante de $\overrightarrow{M_p}$ suivant l'axe $\vec{z_r}$ de la roue :

$$M_{prop} = \overrightarrow{M_p}.\vec{z_r} \tag{2.2}$$

En général, dans la littérature, les valeurs moyennes ainsi que les valeurs pics sont étudiées pour ces paramètres lors du cycle de propulsion. Il est aussi possible de calculer la puissance mécanique au cours du cycle à partir du moment propulsif et de la vitesse angulaire ω_r des roues, puis le travail mécanique associé, par intégration temporelle :

$$W_{prop} = \int_{t_0}^{t_f} \omega_r(t).M_{prop}(t)\,\mathrm{dt} \tag{2.3}$$

Pour caractériser l'efficacité de la propulsion en FRM, un indice nommé "*Fraction of Effective Force*" (FEF) a également été proposé [Dallmeijer et al., 1998; Morrow et al., 2003a], défini comme :

$$\mathrm{FEF} = \frac{F_t}{\left\|\overrightarrow{F_{mc}}\right\|} \tag{2.4}$$

	Propulsion
Moment propulsif maximum (Nm)	8,3
Force tangentielle F_t max. (N)	31,9
Force radiale F_r max. (N)	31,4
FEF moyenne (%)	55

Tableau 1.3 – Ordre de grandeur des actions mécaniques sur la main courante lors de la propulsion en FRM (moyenne sur 13 sujets utilisateurs de FRM) [Kotajarvi et al., 2004]

2.2.2 Cinématique du membre supérieur

L'intégralité de la chaîne cinématique du membre supérieur est sollicitée lors de la propulsion en FRM, avec en particulier le complexe de l'épaule (articulations scapulo-thoraciques, gléno-humérales et sterno-claviculaires) et les articulations du coude et du poignet. Quantifier le mouvement du membre supérieur dans l'espace revient à décrire le mouvement des segments les uns par rapport aux autres. En pratique, à partir d'un système de capture du mouvement (marqueurs réfléchissants positionnés sur la peau et localisés dans l'espace par caméras optoéletroniques), des repères anatomiques liés aux segments peuvent être construits (scapula, humerus, ulna, etc.) pour étudier leurs mouvements relatifs, en translation ou rotation. Le mouvement d'un segment par rapport à l'autre peut alors être directement reconstitué à l'aide de matrices de transformations [Cappozzo et al., 2005], les angles étant alors obtenu par décomposition avec les angles d'Euler ou de Cardan (et donc dépendants du choix de la séquence de rotation). Une autre possibilité afin de limiter les artefacts de tissu mou est d'utiliser un modèle composé de segments rigides avec des degrés de liberté (ddl) admissibles (chaîne cinématique) pour générer par optimisation ou par méthodes inverses une cinématique articulaire permettant de reproduire au mieux les trajectoires des marqueurs obtenues expérimentalement [Lu and O'Connor, 1999]. Le choix du modèle de la chaîne cinématique impose alors les degrés de liberté étudiés, i.e. les coordonnées généralisées. Les angles articulaires dans le cas de la propulsion en FRM sont donc généralement les suivants :

- articulation sterno-claviculaire : protraction/rétraction et élévation/dépression ;
- articulation gléno-humérale : flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe ;
- articulation du coude : flexion/extension et prono-supination ;
- articulation du poignet : flexion/extension et déviation.

Il est aussi possible de définir les vitesses articulaires [2] ($rad.s^{-1}$), qui correspondent aux vitesses de rotation d'un segment par rapport à l'autre autour d'une articulation.

2.2.3 Dynamique du membre supérieur

Les forces et moments au niveau de la main courante (i.e. en bout de chaîne cinématique) résultent des actions mécaniques des articulations en amont dans la chaîne cinématique. Pour modéliser la dynamique du membre supérieur, on adjoint des paramètres inertiels segmentaires (masse, centres de masse, moments et produits d'inerties) aux différents éléments de la chaîne cinématique. Ces derniers sont souvent issus de mesures sur des populations spécifiques (jeunes étudiants en sciences des activités physiques [Zatsiorsky et al., 1990], jeunes sujets masculins membres de l'U.S Air Force [McConville et al., 1980], etc.), qui peuvent ensuite être mis à l'échelle du sujet par homothétie en regard de la longueur des segments et de la masse totale du sujet [de Leva, 1996; Dumas et al., 2007]. On peut alors obtenir par le biais d'algorithmes de dynamique inverse les forces et moments globaux au niveau des articulations, qui permettent d'expliquer le mouvement observé. Pour chacune des coordonnées généralisées exprimées précédemment, il est alors possible de calculer un moment inter-segmentaire (Nm). La puissance des efforts inter-segmentaires (W) peut alors être obtenue par le produit scalaire de la vitesse articulaire par le moment inter-segmentaire associé, en négligeant les translations dans les articulations.

Néanmoins, ces paramètres ne sont que des estimations globales au niveau des articulations et ne permettent pas de décrire la dynamique à l'échelle intra-articulaire. Pour connaitre les forces de contact intra-articulaires, il faut en effet ajouter la modélisation des structures passives (ligaments) et actives (muscles). C'est l'objet de l'étape suivante de la modélisation musculo-squelettique : la chaîne cinématique est couplée avec des modèles musculaires contenant à la fois la géométrie du muscle et ses propriétés mécaniques. Grâce à des procédures d'optimisation associées à la mesure des efforts extérieurs au système, les tensions musculaires ayant permis de générer les moments globaux aux articulations peuvent alors être estimés [Penrod et al., 1974; Crowninshield and Brand, 1981a].

	Propulsion
Moment de flexion max. (Nm)	16,3
Moment d'adduction max. (Nm)	12,1
Moment de rotation inerne max. (Nm)	9,9
Moment global à l'épaule max. (Nm)	22,5

Tableau 1.4 – Ordre de grandeur des moments inter-segmentaires de l'articulation gléno-humérale lors de la propulsion en FRM ($\bar{v} = 1.39m/s$, valeurs moyennes sur 3 sujets utilisateurs de FRM) [Veeger et al., 2002]

2. liées mais non égales aux dérivées des angles articulaires

2.3 Quantification mécanique du fauteuil en mouvement

Comme le système "sujet-fauteuil" est en appui sur le sol au niveau des quatre roues, il existe des forces de réaction sur le FRM au niveau des points de contact entre les pneumatiques des roues et le sol. Ces forces ont deux composantes principales : la composante verticale, qui va entre autres compenser le poids du sujet et du fauteuil, et la composante longitudinale (ou antéro-postérieure) qui, sur les roulettes avant, s'oppose au mouvement du FRM, mais permet l'accélération des roues arrière en transmettant les actions mécaniques du sujet sur les mains courantes au niveau du sol. Une composante latérale existe également, notamment pour les manœuvres de virage du fauteuil, même si la dynamique du fauteuil dans cette direction a été peu étudiée [Silva et al., 2016].
Les composantes normales des forces de réaction du sol vont alors permettre de définir des grandeurs caractéristiques de la mobilité du sujet, à savoir l'indice de stabilité antéro-postérieure et les moments de résistance au roulement et au pivotement.

2.3.1 Indice de stabilité antéro-postérieure

La composante normale des forces de réaction entre le sol et les roues permet de définir un paramètre important pour l'aspect "sécurité" de la locomotion en FRM, à savoir l'indice de stabilité antéro-postérieure. En effet, l'indice de stabilité suivant peut être défini à partir de la composante normale de l'action du sol sur les roulettes avant R_{N_f} et de la composante normale de l'action du sol sur les roues arrière R_{N_r} [Sauret et al., 2013a] :

$$I_{stab} = \frac{R_{N_f}}{R_{N_f} + R_{N_r}} \tag{2.5}$$

Cet indice décrit la distribution antéro-postérieure sur le châssis des efforts du sol, eux-mêmes fonctions de la dynamique du sujet sur le fauteuil. On a alors $0 < I_{stab} < 1$: $I_{stab} = 0$ si et seulement si $R_{N_f} = 0$, i.e. le fauteuil est à la limite du basculement vers l'arrière, et $I_{stab} = 1$ si et seulement si $R_{N_r} = 0$, i.e. le fauteuil est à la limite du basculement vers l'avant. L'évolution de I_{stab} au cours d'un cycle de propulsion indique alors la répartition antéro-postérieure du chargement sur le fauteuil.

2.3.2 Pertes énergétiques

Le fauteuil roulant en mouvement subit des pertes énergétiques qui limitent son déplacement, par exemple les pertes par déformation du châssis, par résistance aérodynamique ou encore les pertes dans les paliers. Pour les FRM actifs à châssis fixes et rigides, les pertes par déformation du châssis peuvent être considérées comme négligeables [Bascou, 2012]. La résistance aérodynamique entraine une perte de 1.6 W pour un système fauteuil-patient de 75 kg propulsé en ligne droite à une vitesse de 1 $m.s^{-1}$ [Frank and Abel, 1989], celle-ci n'est donc souvent pas prise en compte. De même, les pertes énergétiques dans les paliers pour des conditions d'utilisation normales avec peu de chargement axial sur les roulements sont inférieures à 1 W [Bascou et al., 2017]. Ce sont donc les résistances au roulement et au pivotement qui sont prépondérantes dans la propulsion en FRM, liées au contact entre le sol et les roues.

2.3.3 Résistance au roulement et au pivotement

Le mouvement des roues et roulettes d'un FRM lors des activités de la vie quotidienne peut combiner du roulement (rotation de la roue autour de son axe) et du pivotement (rotation de la roue autour

d'un axe normal au plan de déplacement, généralement vertical).
Lors du roulement d'un FRM, une perte énergétique a lieu via le frottement au niveau de sa zone de contact avec le sol. En effet, un moment de résistance au roulement apparaît, expliqué par un décalage vers l'avant du point d'application des efforts (Figure 1.11) par rapport à l'intersection de la verticale de l'axe de la roue et du sol qui serait le point d'application pour un contact parfait [Bascou, 2012]. Ce décalage s'explique notamment par la déformation de la roue et du sol à cause de leur élasticité imparfaite.

Figure 1.11 – Photographie illustrant la déformation de la roue et le paramètre de résistance au roulement [Sauret et al., 2012]

La théorie de Coulomb a permis d'établir que le moment de résistance au roulement est proportionnel à la composante normale de la réaction du sol sur la roue considérée R_N [Coulomb, 1785] et peut être modélisé par une formule du type :

$$M_{rr} = \lambda_r R_N \tag{2.6}$$

où λ_r (m), paramètre de résistance au roulement, dépend notamment des propriétés de la roue considérée (matériau, largeur, rayon), des propriétés du sol (rigidité, élasticité) et de la charge appliquée sur la roue. Ce modèle a très souvent été appliqué à l'étude de la propulsion en FRM [Kauzlarich and Thacker, 1985; Cooper, 1990; Sauret et al., 2012; Bascou et al., 2014].
Lors du pivotement des roues d'un fauteuil, les matériaux du pneu en contact avec le sol adhèrent d'abord au sol, provoquant une déformation élastique du pneu et l'apparition d'un couple résistant croissant, puis glissent au sein de la zone de contact, engendrant l'apparition d'un couple résistant : le moment de résistance au pivotement. De manière analogue à la résistance au roulement, ce moment est exprimé par :

$$M_{rp} = \mu R_N \tag{2.7}$$

où μ (m), paramètre de résistance au pivotement, dépend notamment des propriétés de la roue considérée (matériau, largeur, rayon), des propriétés du sol (rigidité, élasticité), de la charge appliquée sur la roue. Les études ayant porté sur la quantification de la résistance au pivotement [Kauzlarich et al., 1984; Frank and Abel, 1989; Silva et al., 2016] ont étudié ce phénomène en pivotement pur, c'est-à-dire sans le coupler au roulement lié au mouvement global du fauteuil. Plus récemment, l'influence du rayon de courbure r_c de la trajectoire de la roue a été établie [Fallot, 2016], avec un modèle de régression proposé pour le paramètre μ de la forme :

$$\mu = \frac{1}{ar_c + b} \tag{2.8}$$

où a et b sont des coefficients obtenus expérimentalement et dépendant du type et de la pression des roues ainsi que du type de sol.

2.4 Influence des réglages sur la mécanique de la locomotion en FRM

Les différents réglages d'un FRM ont un impact direct sur les paramètres biomécaniques de la locomotion présentés précédemment. Modifier les réglages d'un FRM revient alors à réfléchir à la manière dont l'utilisateur dispose de son fauteuil pour ajuster au mieux ces paramètres. De nombreuses études, recensées dans la *review* de [Medola et al., 2014], se sont attachées à décrire l'effet individuel de chacun des principaux réglages d'un FRM (Figure 1.12) sur la mobilité de l'utilisateur. Ces études fournissent ainsi un critère d'aide à la décision pour l'ajustement de certains réglages, même si des compromis doivent souvent être trouvés.

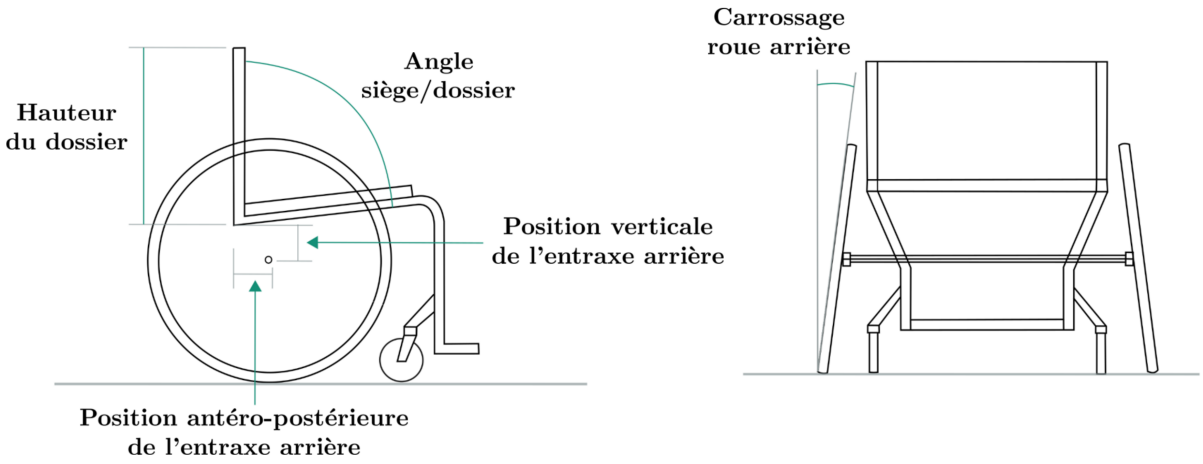


Figure 1.12 – Représentation schématique des principaux réglages d'un FRM influençant la mobilité, tels qu'étudiés dans la littérature (d'après [Medola et al., 2014])

Des recommandations d'ordre postural ont été émises pour le réglage de la hauteur du dossier, principal élément du fauteuil responsable du maintien du tronc (cf. partie 1.3, p. 9). En effet, le réglage de la hauteur du dossier est fonction du niveau de lésion médullaire (i.e. de la capacité de contrôle du tronc) et des capacités physiques de l'utilisateur. Pour une personne paraplégique "basse" ayant un profil d'utilisateur dynamique, il y a donc un compromis support/fonction qui doit être arbitré puisque le contrôle du tronc n'impose pas de dossier haut. Une étude a donc cherché à déterminer les effets de la hauteur du siège sur la biomécanique de la propulsion [Yang et al., 2012]. Le protocole impliquait l'usage d'un tapis roulant sur lequel les sujets propulsaient un FRM équipé de roues instrumentées et paramétrable avec deux niveaux de hauteur de dossier. La cinématique était aussi enregistrée à l'aide d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement avec des marqueurs réfléchissants positionnés sur le sujet. Les analyses pour la population étudiée (36 sujets utilisateurs de FRM, avec une lésion médullaire basse, entre T8 et L2) ont montré qu'un dossier bas augmentait le temps de poussée et diminuait ainsi la cadence (fréquence de poussée). Grâce au dossier bas, les sujets disposaient en effet d'une plus grande amplitude angulaire et pouvaient aller chercher la main courante plus loin dans la direction postérieure, augmentant alors l'angle de saisie et l'angle de propulsion. En revanche, aucun

effet de la hauteur du dossier sur la dynamique des mains courantes (moment et forces propulsives) n'a été observé dans cette étude.

Les recommandations générales pour l'angle de l'assise et du dossier indiquent qu'une inclinaison vers l'arrière permet d'augmenter la stabilité posturale et le confort pour l'utilisateur, en diminuant le risque de chute vers l'avant. Cependant, tous les modèles de fauteuil roulant ne proposent pas cet ajustement. Une étude transversale auprès d'une cohorte de 140 patients utilisateurs de FRM a d'ailleurs permis de montrer qu'un siège et dossier "droits" (siège parallèle au sol et dossier à 90°) occasionnaient 1,9 fois plus de douleurs à l'épaule et 1,7 fois plus de blessures structurelles du membre supérieur qu'une assise inclinée [Giner-Pascual et al., 2011]. Un fauteuil équipé de siège et dossier droits est donc facteur de risque d'apparitions de troubles musculo-squelettiques. Pour aller au-delà de cette étude uniquement descriptive avec des indices à partir de questionnaires et d'imageries IRM, une étude a cherché à établir un lien entre les angles siège/dossier et les moments inter-segmentaires à l'épaule [Desroches et al., 2006], afin de comprendre les mécanismes articulaires en jeu. Les mesures étaient effectuées sur un ergomètre de FRM à rouleaux équipé de roues instrumentées, couplé à un système d'analyse du mouvement. La cinématique du membre supérieur et les forces et moments appliqués sur les mains courantes étaient ensuite pris comme arguments d'entrée d'un algorithme de dynamique inverse dont les sorties étaient les moments inter-segmentaires à l'épaule (cf. partie 3.1.2, p. 24). Cette étude menée auprès de 14 utilisateurs de FRM âgés, avec des situations de handicap variées, n'a pas montré d'influence des angles du siège et du dossier sur les moments inter-segmentaires à l'épaule. Une lecture possible de ces résultats est qu'il est possible de modifier les angles du dossier et du siège sans craindre de sur-sollicitation de l'épaule, et donc de favoriser d'autres critères comme le confort et la répartition de pression sur le siège. Certaines études ont en effet montré, à l'aide de nappes de pression [Maurer and Sprigle, 2004; Park and Jang, 2011], l'effet de l'inclinaison du siège sur la répartition de pression au niveau des cuisses ou des ischions, qui pourrait augmenter le risque d'apparition d'escarres.

La position du siège par rapport à l'entraxe des roues arrière, en vertical et en antéro-postérieur, est un réglage influençant directement la stabilité et la mobilité. Les recommandations de la littérature indiquent que pour favoriser la mobilité, les roues doivent être positionnées le plus antérieurement possible par rapport au châssis (i.e. le siège positionné le plus postérieurement), bien que ce choix diminue fortement la stabilité du fauteuil [Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005]. Cette recommandation "pratique" pour les utilisateurs et professionnels de santé est supportée par d'autres études. En effet, il a été montré que le fait de reculer et baisser le siège par rapport à une configuration de fauteuil standard entraînait une diminution de l'amplitude articulaire de l'épaule et du coude [Hughes et al., 1992] et une diminution de l'activité musculaire mesurée par les EMG [Mâsse et al., 1992]. Plusieurs études ont en outre souligné que diminuer la hauteur du siège et le positionner plus en arrière du châssis avait une influence directe sur les paramètres spatio-temporels de la propulsion en FRM en permettant de diminuer la cadence et d'augmenter l'angle de propulsion au niveau de la main courante [Boninger et al., 2000; Kotajarvi et al., 2004; Gorce and Louis, 2012]. Les protocoles expérimentaux de ces études reproduisaient la propulsion sur sol horizontal, avec des fauteuils de terrain, des ergomètres à rouleaux ou des tapis roulants pour contrôler la vitesse, et étudiaient uniquement les tâches en ligne droite. Pourtant, une autre conséquence du fait d'avancer les roues arrière par rapport au châssis est la diminution de l'empattement du fauteuil. L'inertie du FRM

est alors diminuée par rapport à l'axe vertical, ce qui permet de faciliter les manœuvres en rotation et donc la maniabilité du FRM [Eicholtz et al., 2012]. Concernant la position verticale du siège par rapport à l'entraxe arrière, il a été montré qu'un siège trop haut diminuait l'angle de propulsion [Boninger et al., 2000], ce qui a pour effet d'augmenter la cadence lorsqu'il faut maintenir la vitesse linéaire du FRM, entraînant une plus grande sollicitation du membre supérieur. Une autre étude a quantifié l'effet de la hauteur du siège sur les efforts au niveau de la main courante et les paramètres cardio-respiratoires (dépense énergétique du sujet) [van der Woude et al., 2009]. Les résultats ont indiqué qu'une hauteur de siège réglée pour donner un angle du coude d'environ 120° en saisie de haut de main courante permettait d'obtenir la meilleure efficacité mécanique de propulsion et la dépense énergétique la plus faible, ce qui a permis de confirmer des recommandations déjà établies [Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005; Mejis et al., 1989]. Les effets de la position antéro-postérieure et verticale du siège ont également été évalués en regard d'indices de risques de troubles musculo-squelettiques basés sur la cinématique et la proximité des butées articulaires [Louis, 2010]. Les mesures expérimentales ont ainsi permis de montrer que les assises hautes et avancées par rapport aux roues arrière réduisent les valeurs extrêmes et les amplitudes articulaires des articulations du membre supérieur, diminuant ainsi le risque de troubles musculo-squelettiques par rapport aux indices ergonomiques calculés. Cette recommandation, à l'opposé de celles présentées ci-dessus, semble indiquer qu'un compromis entre efficacité et risque de troubles musculo-squelettiques doit être effectué lors de la préconisation des réglages.

Le carrossage des roues arrière influence directement le comportement mécanique du fauteuil. Plusieurs études ont montré un effet du carrossage des roues sur la résistance au roulement : une étude effectuée sur tapis roulant a montré qu'augmenter le carrossage du fauteuil de 0° à 9° diminuait légèrement la résistance au roulement [Veeger et al., 1989], tandis qu'une étude sur ergomètre a permis d'établir que pour des angles supérieurs à 9°, cette résistance au roulement augmentait, entraînant une plus grande puissance totale à développer [Faupin et al., 2004]. Les valeurs de carrossage entre 6° et 9° ont également été considérées par les utilisateurs de FRM comme optimisant également le confort de propulsion et la manoeuvrabilité dans les tâches de la vie courante [Perdios et al., 2007]. Pourtant, là encore, l'optimisation du réglage doit se faire en fonction de la tâche étudiée, puisqu'au delà de 10° de carrossage, l'encombrement du fauteuil et l'effort supplémentaire nécessaire pour maintenir sa vitesse linéaire ne conviennent pas aux situations de la vie quotidienne, alors que les améliorations de la stabilité et de la manoeuvrabilité permises par ce carrossage important (entre 18° et 24°) conviennent particulièrement à certains sports, par exemple le tennis, le basket ou le rugby fauteuil [Mason et al., 2012].

L'influence des différents réglages du FRM sur les grandeurs biomécaniques caractérisant la locomotion en FRM et présentée ci-dessus est synthétisée dans le tableau 1.13, avec des cases colorées lorsqu'un réglage influence un des paramètres biomécaniques.

Cette revue des principales études portant sur l'évaluation des effets des réglages du FRM sur la mobilité de l'utilisateur mettent ainsi en lumière que chaque réglage du FRM influence plusieurs aspects de la locomotion en FRM, qu'il s'agisse de grandeurs spatio-temporelles, de la cinématique ou de la dynamique du membre supérieur, ou encore de la mécanique du FRM en mouvement. Dès lors, pour ajuster la configuration d'un FRM, il est nécessaire d'établir des compromis afin que les

		Hauteur du dossier	Angle siège/dossier	Position de l'entraxe arrière	Position verticale du siège	Carrossage	Paramètres des roues (rayon, pneus)	Empattement
Paramètres spatio-temporels	Temps de poussée	■		■	■			
	Angle de poussée	■		■	■			
	Fréquence	■		■	■			
Biomécanique du membre supérieur	Forces main courante				■			
	Amplitude articulaire	■		■	■	■		
	Moments à l'épaule							
	Risque de blessure		■	■				
	Dépense énergétique				■			
Mécanique du fauteuil	Manœuvrabilité			■		■	■	■
	Stabilité			■		■		■
	Résistance au roulement					■	■	■
Répartition de la pression siège/cuisses			■					

Figure 1.13 – Récapitulatif de l'influence des réglages du FRM sur la biomécanique de la locomotion [Medola et al., 2014]

effets cumulés des réglages optimisent bien la locomotion suivant le critère choisi. Dans une démarche d'optimisation, le choix de ce critère apparaît donc comme une étape primordiale.

Enfin, il est important de souligner que le trait commun de ces études était également d'avoir été menées avec des méthodes expérimentales, en modifiant chaque réglage individuellement et directement sur le fauteuil, afin d'évaluer son effet sur la locomotion. Il est en effet très difficile de tester expérimentalement de nombreux réglages ou combinaisons de réglages, une étude de 4 réglages du FRM sur 3 niveaux pour un plan complet nécessitant par exemple de tester 81 configurations différentes du FRM. La transition permettant de passer de méthodes purement expérimentales à des méthodes de modélisation est ainsi nécessaire, dans l'optique d'utilisation de méthodes de simulation numérique permettant de tester un grand nombre de configurations de FRM.

3 Modélisation biomécanique de la propulsion en FRM

Comme évoqué lors de l'introduction, une démarche d'optimisation des réglages devra prendre en compte simultanément l'interaction fauteuil-sujet et l'interaction fauteuil-environnement. Dans la littérature, des modèles traités indépendamment sont utilisés pour représenter ces interactions. D'une part, la représentation du sujet en mouvement dans son fauteuil est décrite dans la littérature à plusieurs échelles de complexité : chaîne de segments rigides en quasi-statique, modèle cinématique avec liaisons inter-segmentaires à six degrés de liberté, modèles avec chaîne cinématique ou encore modèles musculo-squelettiques. D'autre part, la représentation de l'interaction entre le fauteuil et l'environnement consiste à développer un modèle mécanique permettant de lier la dynamique du fauteuil (mouvement, actions mécaniques de réaction du sol) aux actions mécaniques exercées par l'utilisateur.

3.1 Modèles biomécaniques de l'interaction sujet-fauteuil

3.1.1 Modèles utilisés en quasi-statique

Une première forme de modélisation pour étudier la mécanique de la locomotion en FRM consiste à employer une approche quasi-statique, c'est-à-dire de négliger les effets de l'inertie et des actions de la gravité sur les segments considérés dans le modèle. L'avantage de cette méthode, malgré ses hypothèses fortes, est la rapidité des calculs, en particulier pour les modèles en 2D, et l'implémentation qui ne nécessite de connaître ni les paramètres inertiels (masses, position des centres de masse, moments et produits d'inertie) ni les accélérations des segments.

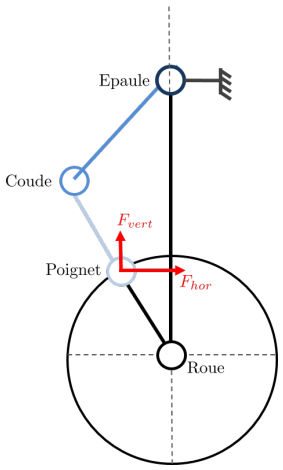


Figure 1.14 – Schéma du modèle 2D du système 4-barres "sujet-FRM" [Richter, 2001; Leary et al., 2012]

Le système "sujet-fauteuil" a ainsi été modélisé en 2D avec un système 4-barres ([Richter, 2001; Leary et al., 2012], Figure 1.14), pour lequel il est possible d'estimer les moments inter-segmentaires à partir des efforts mesurés sur les mains courantes et de la cinématique des bras et avant-bras. Dans ce modèle, le centre de l'articulation gléno-humérale est fixé par rapport à la roue (pas de protraction/rétraction ni d'élévation/abaissement de la tête humérale par rapport au thorax). Avec le modèle développé par Richter [Richter, 2001], l'analyse a été menée en quasi-statique, avec l'avantage de ne requérir qu'un minimum de données expérimentales. En effet, les angles articulaires étant calculés par trigonométrie, il suffit de connaître les longueurs segmentaires, la position verticale du centre de l'articulation glénohumérale et les forces exercées sur les mains courantes pour obtenir ces moments

inter-segmentaires. Pour cela, un profil générique de force sur les mains courantes a été obtenu en utilisant les roues instrumentées SMART$^{\text{wheel}}$ [Cooper et al., 1997; Cooper, 2009] sur 5 sujets. Les moments inter-segmentaires au coude et à l'épaule ont alors pu être calculés pour l'ensemble du secteur angulaire entre l'angle de saisie et de lâcher, en négligeant l'inertie des segments. D'autres études ont mis en place une stratégie d'analyse quasi-statique à partir d'un modèle 4 barres pour étudier la *Fraction of Effective Force* (FEF) lors de la locomotion en FRM [Guo et al., 2002, 2003]. L'analyse de la FEF a été mise en place sous la forme d'un problème d'optimisation linéaire (avec les composantes radiales F_r et tangentielles F_t des forces sur la main courante en variables d'optimisation) pour maximiser le moment autour de la roue tout en égalisant les moments inter-segmentaires obtenus pour chaque angle de main courante [Guo et al., 2002]. Les résultats de simulation obtenus indiquaient que la répartition optimale n'était pas une force purement tangentielle, qui entraine un moment de flexion du bras plus important, pour un moment autour de la roue plus faible. Cette conclusion avait déjà été suggérée par une étude antérieure [Rozendaal and Veeger, 2000]. Une étude plus récente [Munaretto et al., 2012], utilisant également un modèle 4 barres dans le plan sagittal, a confirmé ce résultat : la force résultante minimisant le moment à l'épaule avait une composante radiale plus importante au sommet de la main courante, bien qu'en début et fin de poussée, la partie tangentielle soit prédominante.

3.1.2 Modèles utilisés en dynamique inverse

Contrairement à l'analyse quasi-statique, les modèles associés à des algorithmes de dynamique inverse permettent de prendre en compte l'effet de l'inertie des segments et de l'action de la gravité. Pour cela, il est souvent nécessaire de mesurer expérimentalement les forces et moments exercés par la main sur la main courante, à l'aide de roues instrumentées, de mesurer la cinématique des segments et d'estimer les paramètres inertiels segmentaires. Par l'intermédiaire d'un algorithme de type Newton-Euler récursif ou une optimisation globale, il est alors possible d'estimer les forces et moments résultants à chaque articulation. Ces algorithmes peuvent être appliqués :

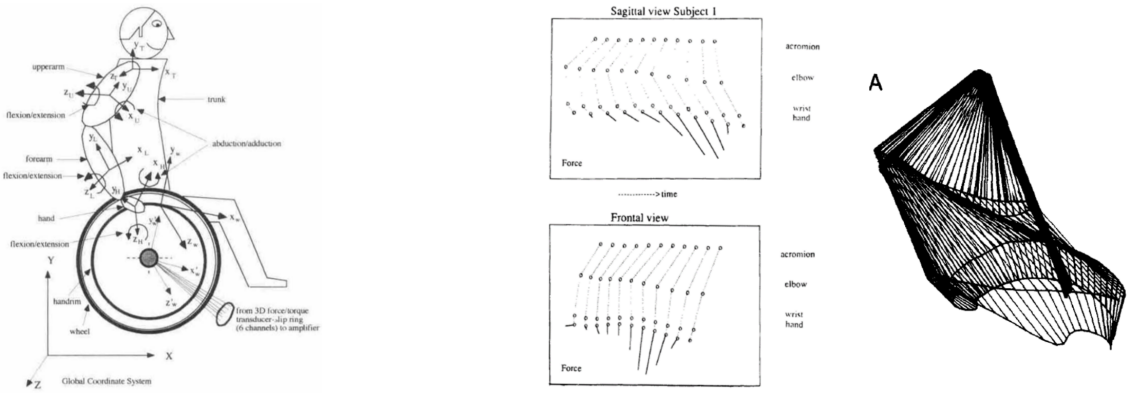
- à des modèles 2D ou 3D faisant l'hypothèse de liaisons inter-segmentaires à 6 degrés de liberté ;
- à des modèles intégrant une chaîne cinématique pour décrire les articulations, parfois associée à des modèles de muscles (modèles musculo-squelettiques).

3.1.2.1 Modèles 2D et 3D avec liaisons à 6 degrés de libertés

Une des premières études ayant cherché à estimer les moments inter-segmentaires du membre supérieur lors de la locomotion en FRM a été présentée dans un abstract du 7^{e} congrès de la Société International de Biomécanique (ISB) en 1981 [Cerquiglini et al., 1981]. Bien que peu de détails soient fournis sur le modèle, les moments à l'épaule, au coude et au poignet ont été calculés, suivant un modèle 2D des segments du membre supérieur, dans le plan sagittal. Les efforts au niveau de la main courante étaient mesurés avec des jauges de déformation sur une manivelle, et la cinématique du membre supérieur obtenue avec deux caméras. Une procédure de dynamique inverse était alors appliquée pour calculer les forces et moments inter-segmentaires. Les techniques expérimentales restreintes disponibles à cette époque constituent la principale limite de cette étude qui a néanmoins fixé un cadre méthodologique pour l'analyse biomécanique de la locomotion en FRM. D'autres études ont par la suite été menées avec une méthodologie de dynamique inverse [Guo et al., 2003, 2006; Price et al., 2007; Huang et al.,

2013], souvent couplée à des considérations énergétiques au niveau de la mécanique du membre supérieur. Dans certains cas, le modèle 4 barres générique était modifié, pour inclure les segments main ou tronc.

Bien qu'il soit mentionnée dans la littérature qu'étudier la propulsion en FRM en 2D dans le plan sagittal est suffisant [Morrow et al., 2003b], puisqu'il s'agit du plan dans lequel la majorité du mouvement a lieu, l'opportunité d'étendre le modèle en 3D est aussi soulignée pour permettre l'accès à d'autres composantes des moments inter-segmentaires, par exemple dans le plan frontal [Morrow et al., 2003b]. Avec le développement pour la recherche de technologies d'analyse du mouvement en 3D, la partie "modélisation" pour l'analyse de la propulsion en FRM a rapidement évolué vers des modèles en trois dimensions. Dans les années 1990, plusieurs équipes ont commencé à développer des modèles pour la dynamique inverse sur les mêmes principes que décrits précédemment, mais en ajoutant la mobilité abduction/adduction à l'épaule et la déviation radio-ulnaire au niveau du poignet [Veeger et al., 1991b; Rodgers et al., 1998]. Ces deux études ont associé la mesure des forces et moments au niveau de la main courante dans les trois directions à une mesure de la cinématique des membres supérieurs en 3D (voir Figure 1.15). Dans ces études, les masses et moments d'inertie des différents segments étaient estimés par régression à partir de données anthropométriques mesurées dans le cadre d'études cadavériques [Clauser et al., 1969; Hinrichs, 1985; Winter, 1990]. Cela a permis de montrer que l'épaule est l'articulation la plus sollicitée en termes de moments inter-segmentaires lors de la propulsion en FRM. Durant les années suivant le développement du modèle de Rodgers ([Rodgers et al., 1998], voir Figure 1.15), celui-ci a été utilisé dans de multiples études, pour explorer l'influence de la flexion du tronc [Rodgers et al., 2000], l'influence de la fatigue sur la propulsion en FRM entre utilisateurs experts et novices [Rodgers et al., 2003], ou encore des adaptations de technique de propulsion liées à la présence de troubles musculo-squelettiques au niveau du membre supérieur [Finley et al., 2004].



Rodgers et al., 1998 Veeger et al., 1991 Rodgers et al., 1994

Figure 1.15 – Représentation d'un modèle 3D (gauche) [Rodgers et al., 1998] et de la cinématique 3D reconstruite (droite) pour l'étude de la locomotion en FRM

Pour aller plus loin dans l'analyse des moments inter-segmentaires, une étude a proposé de représenter les articulations du membre supérieur (gléno-humérale en particulier) par une liaison rotule (*ball and socket joint*) et d'inclure cette description dans le modèle [Kulig et al., 1998]. Cette modélisation permet de mieux comprendre les mobilités en jeu et d'interpréter les moments inter-segmentaires, ici exprimés dans un repère global. L'année suivante, Cooper et Boninger ont développé un modèle simi-

laire [Cooper et al., 1999], mais en modifiant les systèmes de coordonnées pour passer du repère global au repère tronc. La *pipeline* de calcul des moments inter-segmentaires à partir des données d'analyse du mouvement a été implémentée sous une force matricielle avec MATLAB®, et cette méthode a été largement reprise dans la littérature par la suite. Avec ce modèle, il a ainsi été établi que les utilisateurs de FRM pour qui les moments inter-segmentaires à l'épaule atteignaient des valeur plus élevées avaient plus de risque de développer des troubles musculo-squelettiques [Mercer et al., 2006], ou encore que lors de la phase de poussée, les valeurs maximales des moments inter-segmentaires étaient atteintes avant que la main n'atteigne le sommet de la main courante [Koontz et al., 2002; Collinger et al., 2008]. Plusieurs autres études, dont les conclusions ne seront pas détaillées, ont employé ce modèle [Moon et al., 2013; Gil-Agudo et al., 2010a,b, 2014, 2016; Desroches et al., 2006, 2008b,a].

Avec ces modèles, l'estimation de la cinématique capturée lors des mesures était effectuée directement à partir des positions des marqueurs réfléchissants placés sur la peau (au moins trois par segment), en reconstruisant les matrices de transformation d'un segment à l'autre. Cette approche peut être source d'erreurs dans l'estimation de la localisation des centres articulaires et rend possible les dislocations articulaires ou pénétrations inter-segmentaires au niveau de la cinématique reconstruite, car les marqueurs placés sur la peau ne peuvent pas suivre parfaitement les mouvements osseux à cause des artefacts de tissus mous. Ce problème est majeur dans le cas du mouvement de la scapula où les artefacts de tissus mous peuvent atteindre jusqu'à $8,7$ cm [Matsui et al., 2006].

3.1.2.2 Modèles 3D avec chaîne cinématique

Les modèles présentés précédemment faisaient l'hypothèse de liaisons parfaites entre les segments du membre supérieur, avec dans certains cas les 6 degrés de liberté autorisés entre les segments, et une analyse de la biomécanique de l'épaule principalement focalisée sur l'articulation gléno-humérale. En réalité, le complexe de l'épaule fait intervenir quatre articulations que seul un modèle définissant une chaîne cinématique permet de prendre en compte. Ce type de modèle avec chaîne cinématique doit s'appuyer sur une représentation la plus réaliste possible de l'anatomie du complexe de l'épaule.

Description du mouvement du complexe de l'épaule

D'un point de vue anatomique, le complexe de l'épaule relie trois segments osseux : l'humérus, la scapula et la clavicule, par l'intermédiaire de quatre articulations (Figure 1.16) : l'articulation sternoclaviculaire (SC) reliant la clavicule au thorax, l'articulation acromio-claviculaire (AC) reliant l'acromion de la scapula au bord latéral de la clavicule, l'articulation scapulo-thoracique (ST) où le glissement de la scapula sur le thorax est guidé par les muscles environnants, et enfin l'articulation gléno-humérale (GH) qui vient compléter la mobilité du bras avec une liaison sphérique où la tête humérale est logée au niveau de la cavité glénoïde. Grâce à cet ensemble articulaire, le complexe de l'épaule est l'une des articulations les plus mobiles du corps humain, au détriment de sa stabilité et des efforts qu'elle peut supporter et générer.

Modèles du membre supérieur avec chaîne cinématique développés dans la littérature

L'ajout d'une chaîne cinématique dans la représentation des segments permet d'intégrer les contraintes directement dans les mouvements articulaires admissibles, empêchant les phénomènes de dislocation ou pénétration inter-segmentaire. De plus, le mouvement n'est plus reconstruit par méthode de cinéma-

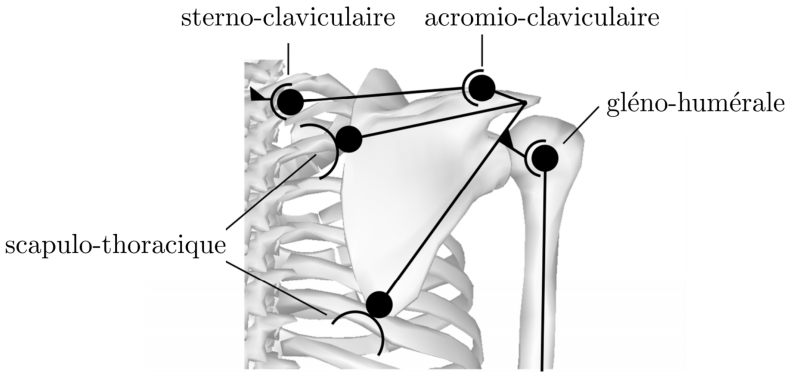


Figure 1.16 – Schéma représentant la chaîne cinématique de l'épaule en boucle fermée, adapté de [Duprey et al., 2017]

tique segmentaire directement à partir des marqueurs, mais en utilisant un algorithme d'optimisation cinématique multi-segmentaire qui permet de réduire les effets liés aux artefacts de tissus mous [Lu and O'Connor, 1999]. Comme pour les modèles avec six degrés de liberté, après avoir estimé les paramètres inertiels de chacun des segments du modèle (généralement à partir de mesures cadavériques), les moments inter-segmentaires peuvent être calculés pour ces modèles 3D disposant d'une chaîne cinématique, avec des algorithmes de dynamique inverse.

Modèles cinématiques décrivant le mouvement du complexe de l'épaule

Du point de vue de la modélisation biomécanique, il existe une grande variété de modèles de l'épaule dans la littérature [Duprey et al., 2017]. L'articulation gléno-humérale est généralement décrite comme une liaison rotule, mais d'autres formulations ont été envisagées, par exemple le contact entre deux sphères de rayons différents pour modéliser l'interaction entre la tête humérale et la cavité glénoïde, autorisant ainsi une translation [El Habachi et al., 2015], négligée lors la modélisation par une liaison sphérique. La ceinture scapulaire est d'ailleurs parfois modélisée uniquement à travers le lien entre le thorax et l'humérus par l'articulation gléno-humérale [Odle et al., 2019]. Dans d'autres cas, le complexe de l'épaule est complété par l'intégration des mobilités sterno-claviculaires et acromio-claviculaires, dans des modèles en chaîne ouverte. Cependant, dès lors que l'articulation scapulo-thoracique est prise en compte, la chaîne cinématique devient une chaîne fermée. La mobilité scapulo-thoracique peut dans ce cas être modélisée par le maintien d'un contact entre différents points anatomiques de la scapula glissant sur un ellipsoïde représentant le thorax, ou bien d'utiliser des équations de régression couplant les mouvements de la scapula et de la clavicule à l'élévation humérale (*shoulder rhythm*).

Modélisation des membres supérieurs

Plusieurs modèles du membre supérieur ont été développés dans la littérature (Tableau 1.5), avec différentes hypothèses pour décrire la chaîne cinématique, en particulier au niveau de l'épaule. Une revue de littérature exhaustive de l'ensemble de ces modèles existe par ailleurs dans la littérature [Duprey et al., 2017]. Aussi, l'analyse faite ici se focalisera sur la littérature relative à l'étude de la locomotion en FRM.

En particulier, le "Delft National Shoulder and Elbow Model" (DSEM), développé par van der Helm [van der Helm, 1994] avec un solveur propre destiné aux simulations par éléments finis, modélise

Nom du modèle	Publication	Articulations modélisées						Paramètres inertiels	Latéralité
		P	C	GH	ST	AC	SC		
Delft National Shoulder Model (DSEM)	[van der Helm, 1994]							[Veeger et al., 1991a]	unilatéral
UK National Shoulder Model	[Charlton and Johnson, 2006]							[de Leva, 1996]	unilatéral
Garner and Pandy Model	[Garner and Pandy, 2001]							∅	unilatéral
Stanford VA Model	[Holzbaur et al., 2005]					régression	régression	[McConville et al., 1980]	unilatéral
Scapulothoracic joint model	[Seth et al., 2016]					contact	contact	[Breteler et al., 1999]	unilatéral
Wheelchair Propulsion Model	[Odle et al., 2011]							[Winter, 2005]	unilatéral

P : poignet, C : coude, GH : gléno-humérale, ST : scapulo-thoracique, AC : acromio-claviculaire, SC : sterno-claviculaire

Tableau 1.5 – Modèles musculo-squelettiques du membre supérieur utilisés dans la littérature

l'articulation du coude (2 ddl) et la chaîne cinématique de l'épaule y est décrite par les articulations sterno-claviculaire (3 ddl), acromio-claviculaire (3 ddl) et gléno-humérale (3 ddl). La liaison entre la scapula et le thorax se fait par contact rigide sur un ellipsoïde modélisant la courbure du thorax. Le principal inconvénient de ce modèle, dans sa version convertie dans le logiciel OpenSim, est l'absence de géométries génériques, qui empêche la mise à l'échelle du modèle aux paramètres anthropométriques des différents sujets [3]. Le modèle d'Holzbaur (ou Stanford VA) [Holzbaur et al., 2005; Saul et al., 2015] a quant à lui été développé avec le logiciel SIMM (Musculographics, Inc., Santa Rosa, CA, USA) puis transféré sur OpenSim. Il contient les segments et articulations définissant le poignet (2 ddl), le coude (2 ddl), et l'épaule comme une liaison rotule à l'articulation gléno-humérale. Les mouvements de la chaîne cinématique de l'épaule faisant intervenir les articulations acromio-claviculaire et sterno-claviculaire sont calculés par des équations de régression [de Groot and Brand, 2001] liant l'orientation de la clavicule et de la scapula à l'élévation de l'humerus. L'articulation scapulo-thoracique n'est pas modélisée, définissant ainsi une chaîne cinématique ouverte. 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 et des paramètres inertiels.

Publication	Mise à l'échelle	Articulations analysées						Mouvement de la scapula	Modèle utilisé	Moments résultants	Forces musculaires
		P	C	GH	ST	AC	SC				
[Veeger et al., 2002]	∅							régression	DSEM		
[van Drongelen et al., 2005a]	∅							régression	DSEM		
[van Drongelen et al., 2005b]	∅							régression	DSEM		
[Dubowsky et al., 2008]	homothétie							∅	DSEM		
[Rankin et al., 2010, 2011]	?							régression	Stanford VA (Holzbaur)		
[van Drongelen et al., 2011]	∅							scapula locator	DSEM		
[Morrow et al., 2010, 2014]	?							régression	Stanford VA (Holzbaur)		
[Vegter et al., 2015]	∅							scapula cluster	DSEM		
[Slowik et al., 2016b,a]	?							régression	Stanford VA (Holzbaur)		
[Odle et al., 2019]	homothétie							∅	Wheelchair Propulsion Model		

P : poignet, C : coude, GH : gléno-humérale, ST : scapulo-thoracique, AC : acromio-claviculaire, SC : sterno-claviculaire

Tableau 1.6 – Modèles musculo-squelettiques utilisés pour l'analyse de la propulsion en FRM

Dans la littérature, de multiples études se sont attachées à analyser la locomotion en FRM avec des méthodes de modélisation par chaîne cinématique (Tableau 1.6). Les modèles de Delft (DSEM) [Veeger et al., 2002; Dubowsky et al., 2008; van Drongelen et al., 2005b,a, 2011; Vegter et al., 2015] et Holzbaur (Stanford VA) [Rankin et al., 2010, 2011; Morrow et al., 2010, 2014; Slowik et al., 2016b,a] ont été les plus utilisés à cet effet. Dans la plupart des études mentionnées ci-dessus, le mouvement de la scapula était inféré à partir d'équations de régression. D'autres méthodes expérimentales [van Andel et al., 2009; Duprey et al., 2015] ont également été employées pour mesurer le mouvement de

3. cette mise à l'échelle n'étant pas non plus effectuée dans la version initiale par éléments finis

ce segment, par exemple l'utilisation d'un *scapula locator* [van Drongelen et al., 2011] ou d'un cluster de marqueurs positionné sur l'acromion [Vegter et al., 2015]. Ces études utilisaient majoritairement une démarche de dynamique inverse pour estimer les moments résultants, principalement au niveau de l'articulation gléno-humérale. Un autre modèle a été développé spécifiquement pour l'analyse de la locomotion en FRM, avec des hypothèses différentes sur la chaîne cinématique. Il s'agit du *Wheelchair Propulsion Model*, modélisant l'épaule par une liaison rotule fixe par rapport au thorax [Odle et al., 2019].

Modèles musculo-squelettiques

L'un des intérêts des modèles 3D intégrant une chaîne cinématique est aussi de pouvoir intégrer une chaîne musculaire et de modéliser le comportement géométrique et mécanique de certains muscles qu'il est possible d'associer aux segments. Avec des algorithmes d'optimisation basés sur les résultats de la dynamique inverse et l'hypothèse que seules les actions musculaires contribuent aux moments inter-segmentaires, il est alors possible de répartir les torseurs inter-segmentaires entre les différents muscles du modèle pour calculer les forces musculaires au cours du mouvement.

Dans une première étude [Rankin et al., 2010], le modèle musculo-squelettique utilisé comprenait la chaîne cinématique du tronc jusqu'à la main droite (unilatéral) [Morrow et al., 2010]. Un algorithme d'optimisation dynamique (par opposition à l'optimisation statique, pas de temps par pas de temps) sur tout le mouvement permettait de calculer les activations musculaires. La fonction coût associée permettait de minimiser l'écart entre, d'une part, la cinématique du membre supérieur et les forces aux mains courantes mesurées, et d'autre part la cinématique et les forces simulées par le modèle. Les écarts observés avec les mesures étaient relativement faibles (1,12° en moyenne pour les coordonnées généralisées, 2,36 N en moyenne pour les profils de force sur les mains courantes). Ainsi, il a été observé que maximiser la FEF revenait à solliciter la coiffe des rotateurs de manière plus importante, tandis qu'une FEF moins importante transférait le chargement sur les muscles associés à l'articulation du coude. Plusieurs études utilisant des méthodes analogues ont été publiées par la suite, avec différentes questions d'intérêt : l'identification des profils d'activation musculaire entre la phase de poussée et la phase de roue libre [Rankin et al., 2011], l'influence de la position du siège sur la sollicitation musculaire du membre supérieur [Slowik and Neptune, 2013], les différences entre optimisation statique (frame par frame) et optimisation dynamique (cycle entier simulé puis comparé aux données expérimentales dans une boucle d'optimisation) pour l'estimation des activations musculaires [Morrow et al., 2014] ou encore l'influence du *pattern* de propulsion (*arcing*, semi-circulaire, *single-loop*, *double-loop*) sur les sollicitations musculaires [Slowik et al., 2016b]. Ces études constituent l'analyse la plus complète d'un point de vue biomécanique puisqu'elles se placent à l'échelle du muscle. Néanmoins, tous ces modèles sont basés sur un grand nombre d'hypothèses, notamment au niveau du choix de la chaîne cinématique et des propriétés musculaires. La validation des résultats obtenus pour les activations musculaires est difficile, puisqu'il n'existe pas de véritable gold-standard hormis les mesures par électromyographie (EMG) et les prothèses instrumentées, utilisées par exemple dans une étude sur la locomotion en FRM [Westerhoff et al., 2011], permettant de mesurer directement les efforts de contact intra-articulaires.

3.1.3 Modèles utilisés en dynamique directe

Les approches précédentes étaient basées sur l'estimation des moments résultants à partir des données expérimentales (cinématique, forces et moments sur les mains courantes). Même dans le cas du calcul des forces musculaires par optimisation, l'approche choisie n'était pas purement prédictive pour calculer le mouvement généré, mais basée sur la dynamique inverse avec les moments résultants et/ou la cinématique à reproduire. Une des dernières avancées dans le domaine de l'analyse du mouvement, notamment en FRM, consiste à utiliser les différents modèles de manière prédictive, en simulant le mouvement plutôt qu'en l'analysant rétrospectivement à partir des mesures expérimentales. C'est le principe de la dynamique directe : le modèle est piloté en contrôles (moments inter-segmentaires ou forces musculaires) pour générer les accélérations des différents segments et créer le mouvement ainsi que les actions mécaniques exercées sur l'extérieur, i.e. les mains courantes.

Dans le cas de la propulsion pour l'athlétisme en fauteuil, une étude a mis en place cette stratégie de dynamique directe avec un modèle 4-barres pour représenter le membre supérieur [Masson et al., 2016]. Les configurations initiales (angles, vitesses, accélérations) de chaque segment en début de poussée étaient obtenues à partir de mesures expérimentales sur les athlètes. Puis les équations du mouvement étaient résolues sur une durée de 2 secondes grâce à un solveur de type ODE5 Dormand-Prince. Une des principales limites de cette étude est que le modèle est passif puisqu'il ne prend pas de contrôles articulaires ou musculaires en argument mais simule directement le mouvement par intégration des équations du mouvement à partir de conditions initiales fournies par des données expérimentales. Néanmoins, comme indiqué dans la revue de littérature de la thèse de Master de Colin Brown [Brown, 2018], il s'agit d'une des premières études à implémenter une stratégie de dynamique directe sur un modèle 2D pour analyser la locomotion en FRM.
Enfin, une dernière méthode d'analyse du mouvement inspirée des méthodes de la robotique, est l'utilisation d'une famille d'algorithmes de dynamique directe dits de "commande optimale" (*optimal control*). L'idée est dans un premier temps de modéliser le système considéré (articulation, corps complet, machine, etc.) en le formalisant d'un point de vue mathématique avec les équations décrivant son évolution dynamique :

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = f\left(\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t)\right) \tag{3.1}$$

Puis, les contrôles $\mathbf{u}(t)$ et les états $\mathbf{x}(t)$ sont inclus en tant que variables d'optimisation d'un problème cherchant à minimiser une certaine quantité biomécanique (énergie ou puissance développée, somme des activations musculaires au carré, etc.) tout en répondant à un certain nombre de contraintes (suivi d'une trajectoire donnée, position et vitesses finales imposées, etc.). Le mouvement ainsi obtenu pour le système est un mouvement simulé et optimal par rapport au critère choisi. En biomécanique, cela a de nombreuses applications, notamment au niveau de l'investigation des stratégies de contrôle moteur pour des tâches spécifiques (optimisation de la course à pied [Schultz and Mombaur, 2010], étude de la marche [Ackermann and van den Bogert, 2010], etc.). Dans la littérature, une recherche rapide avec les mots clés *"optimal control" AND "biomechanics"* sur la base de données PubMed (voir Figure 1.17) révèle l'augmentation progressive d'études scientifiques appliquant les méthodes de commande optimale à l'analyse du mouvement (hors robotique).

Les techniques de commande optimale ont récemment été appliquées à l'étude de la propulsion

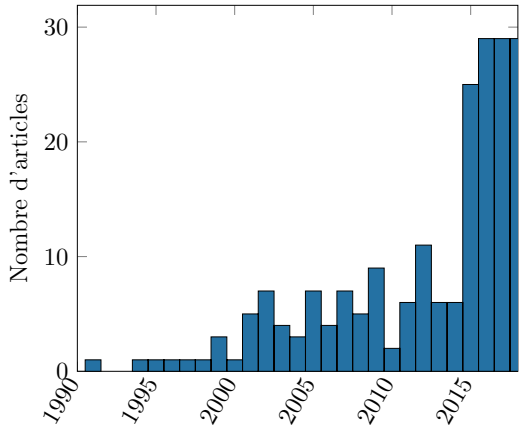


Figure 1.17 – Incidence d'articles de recherche en biomécanique sur le thème "optimal control"

en FRM dans plusieurs études d'une équipe de recherche au Brésil. Le système "fauteuil+utilisateur" est modélisé en 2D dans le plan sagittal et comprend les roues, les avant-bras, les bras, ainsi que l'ensemble "tronc+fauteuil" [Ackermann et al., 2014]. Les 3 coordonnées généralisées $q = [x, \beta, \alpha]$ sont décrites sur la figure 1.18. En dérivant les équations de Newton-Euler avec MATLAB®, la dynamique du système a pu être formulée sous la forme de 2 équations, l'une décrivant la phase de poussée et l'autre la phase de roue libre. Le modèle est utilisé pour formuler un problème de commande optimale afin de générer le mouvement du membre supérieur pour un cycle entier de propulsion en FRM. Le problème de commande optimale consiste à chercher le vecteur (temporel) décrivant les états du système (coordonnées généralisées $q(t)$, vitesses généralisées $\dot{q}(t)$), les contrôles (moments inter-segmentaires à l'épaule τ_s et au coude τ_e, forces au niveau de la main courante $F_x(t)$ et $F_y(t)$) et les paramètres temporels (durée de la phase de poussée T_c et de la phase de roue libre T_r) et permettant de minimiser une fonction coût décrivant un critère de performance. Ici, l'hypothèse choisie est de générer le mouvement entraînant une moindre sollicitation des articulations, i.e. minimisant l'intégrale temporelle des moments inter-segmentaires (élevés au carré pour la positivité) :

$$J = \int_{t_0}^{T_c} \left(\tau_s(t)^2 + \tau_e(t)^2\right)\ \mathrm{dt} + \int_{T_c}^{T_c+T_r} \left(\tau_s(t)^2 + \tau_e(t)^2\right)\ \mathrm{dt} \tag{3.2}$$

Les équations de contrainte adossées au problème d'optimisation permettent de garantir que la dynamique du système est respectée, qu'il n'y a pas de discontinuité lors des transitions poussée/roue-libre et roue-libre/poussée, et imposent les angles de saisie ($\gamma = 70°$), de lâcher ($\gamma = 120°$) ainsi qu'une vitesse moyenne minimale du fauteuil sur le cycle entier ($0.5m/s$). Ce problème d'optimisation non linéaire sous contrainte peut alors être résolu en le traduisant sous la forme d'une programmation non linéaire (NLP), pour lesquels de nombreux solveurs sont disponibles.

Les auteurs de cette étude ont pu déterminer, avec un modèle mécanique en 2D et des considérations purement mathématiques (pas de mesures expérimentales), une configuration articulaire optimale du membre supérieur pour la locomotion en FRM. Ainsi, il a été possible d'étudier l'influence de la pente et de la masse du fauteuil, avec une étude purement numérique. L'influence de la pente sur les *patterns* de propulsion "optimaux" a aussi été étudiée [Cuerva et al., 2017] : entre une propulsion sur une surface horizontale et sur un plan incliné, le pattern de propulsion "optimal" déterminé par l'algorithme est passé de semi-circulaire à *single-loop* (Figure 1.9). Cela permet une analyse additionnelle

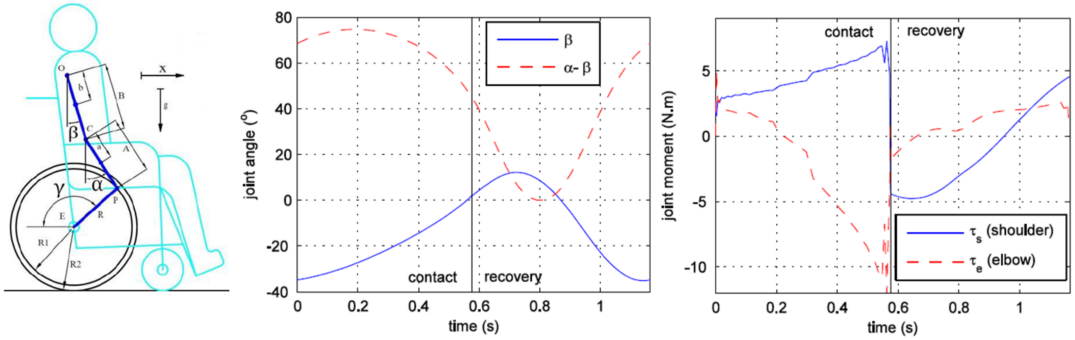


Figure 1.18 – Angles et moments inter-segmentaires (épaule en bleu, coude en rouge) simulés via *optimal control* pour la propulsion en FRM sur sol horizontal [Ackermann et al., 2014]

quant aux stratégies de locomotion à adopter en fauteuil. Enfin, cette même méthodologie a permis de quantifier l'intérêt d'une assistance électrique sur la roue lors de la locomotion en FRM, en utilisant le même modèle mais avec une "réserve" de couple qui pouvait suppléer le membre supérieur, directement transmise à l'axe de la roue [Martins et al., 2018].

3.2 Modèles mécaniques de l'interaction fauteuil-environnement

Pour comprendre la locomotion en fauteuil d'un point de vue biomécanique, une autre approche possible consiste à étudier l'interaction entre l'ensemble "sujet-fauteuil" d'une part, et l'environnement d'autre part. Contrairement aux modèles présentés précédemment, qui isolaient le sujet en interaction avec le fauteuil, cette approche va mettre l'accent sur le comportement mécanique du FRM. Plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature à cet effet. L'objectif est d'obtenir les équations du mouvement du FRM, c'est à dire de lier les actions mécaniques exercées par le sujet sur le FRM au mouvement du fauteuil, afin de déterminer sa dynamique ou même sa trajectoire moyennant un schéma d'intégration numérique par rapport au temps.

C'est dans le domaine de la robotique que les premiers modèles dynamiques de fauteuil roulant ont été développés, avec la volonté de prendre en compte à la fois les accélérations linéaires et angulaires du fauteuil. L'objectif était initialement de mettre en place des contrôleurs numériques de la vitesse du fauteuil roulant, avec donc une composante "automatique" importante. Une des premières études cherchant à développer un modèle du système "sujet-fauteuil" était focalisée sur le fauteuil électrique [Johnson and Aylor, 1985]. Dans ce modèle, le fauteuil était modélisé avec la prise en compte des quatre roues (deux roues motrices et deux roues directrices) et le sujet était modélisé par une masse inerte agissant sur le siège, à une position paramétrable dans le modèle (i.e. pas nécessairement au centre du siège), tandis que les actions des moteurs sur les roues du fauteuil électrique étaient modélisées par des forces propulsives agissant sur les deux roues motrices. Les forces résistantes résultant de l'interaction entre le fauteuil et l'environnement étaient également prises en compte (voir Figure 1.19), avec un modèle de résistance au roulement pour les roues, et une prise en compte de la résistance dans les paliers ainsi que de la traînée aérodynamique. Ensuite, à partir d'un modèle géométrique du fauteuil paramétré par les différents réglages, il est possible de dériver les équations de la dynamique

pour obtenir les équations du mouvement moyennant certaines hypothèses. Dans le cas de ce modèle, les calculs ont été menés pour un fauteuil se déplaçant sur un plan horizontal, avec l'hypothèse de roulement sans glissement, en distribuant le poids du sujet sur les quatre roues à partir de la position du centre de gravité.

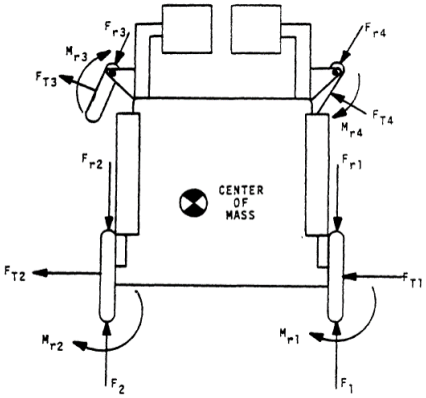


Figure 1.19 – Schéma des forces et moments agissant sur le fauteuil dans le modèle de [Johnson and Aylor, 1985]

Un autre modèle était inspiré de ce travail [Shung et al., 1983] et permettait de traiter la locomotion sur les plans inclinés. Néanmoins, les hypothèses utilisées étaient plus fortes, avec en particulier la résistance au roulement sur les roulettes avant non prise en compte. Plus récemment, des études du domaine de l'automatique ont poursuivi la modélisation de la dynamique du fauteuil afin de mettre en place des contrôleurs pour un asservissement de la trajectoire du fauteuil dans des situations de déplacement sur plan horizontal [Coelho and Nunes, 2005; De La Cruz et al., 2011]. Pourtant, ces études ne peuvent pas être utilisées en dehors de la robotique, car le comportement dynamique des roulettes avant n'est pas modélisé et uniquement pris en compte comme une perturbation extérieure. Pourtant, dans le cas des trajectoires curvilinéaires où les roulettes avant ne sont pas alignées avec l'axe antéro-postérieur du châssis, il a été montré que le comportement des roulettes doit être pris en compte [Gentile et al., 1996].

Au Canada, l'équipe de l'Ecole de Technologie Supérieure (ETS) à Montréal a récemment développé un ergomètre haptique pour réaliser un simulateur de locomotion en FRM. Un modèle mécanique a donc été développé [Chénier et al., 2015], permettant de simuler l'interaction entre le sol et le fauteuil afin de la reproduire sur le banc d'essai, pour un rendu le plus réaliste possible. Ce modèle était inspiré du travail de [Johnson and Aylor, 1985], mais appliqué au fauteuil roulant manuel et sans stratégie de contrôleur numérique, avec un soin accordé à l'identification des paramètres du fauteuil. Néanmoins, les hypothèses imposaient encore une masse fixe du sujet, une résistance au roulement constante appliquée sur les roulettes avant, et négligeaient la résistance au pivotement. Cette étude s'est aussi attachée à calculer les erreurs entre les estimations de vitesse angulaire et linéaire à partir du modèle et celles réellement mesurées.

Une étude plus récente a franchi une étape supplémentaire au niveau de la modélisation de l'interaction entre le sol et les roues, puisque le modèle dynamique du fauteuil développé prenait en compte à la fois la résistance au roulement et la résistance au pivotement [Teran and Ueda, 2017]. Néanmoins, au niveau de l'interaction sujet/fauteuil, l'hypothèse était toujours celle d'une masse fixe, puisque l'étude

Figure 1.20 – Photographie du robot simulateur de propulsion en FRM avec trajectoire circulaire basé sur le modèle de [Teran and Ueda, 2017]

était orientée robotique, avec un robot monté sur un fauteuil manuel et agissant directement via un couple moteur sur les mains courantes pour simuler la propulsion et reproduire le comportement d'un utilisateur réel (voir Figure 1.20).

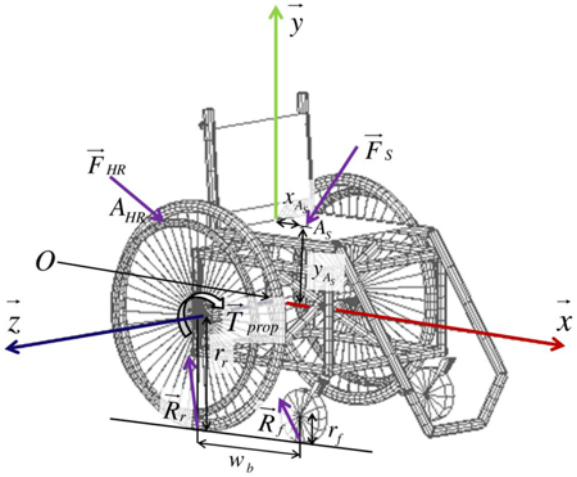


Figure 1.21 – Schéma du fauteuil en interaction avec le sol au niveau des roulettes avant avec R_f et des roulettes arrière avec R_r [Sauret et al., 2013b]

Enfin, dans la littérature, plusieurs auteurs ont étudié l'influence dynamique du sujet sur le fauteuil, en cherchant à quantifier la résistance au roulement et au pivotement ainsi que l'indice de stabilité antéro-postérieure à chaque instant du cycle de propulsion [Sauret et al., 2013b]. Avec une description mathématique de l'interaction entre le sujet et le fauteuil, il était en effet possible de déduire les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues avant $\mathcal{R}_{Nf}$ et arrière $\mathcal{R}_{Nr}$ à partir des actions mécaniques exercées par le sujet sur les mains courantes $\mathcal{F}_{HR}$ et sur le système de soutien du corps $\mathcal{F}_S$ (Figure 1.21) :

$$\mathcal{R}_{Nf} = -\frac{(x_s\mathcal{F}_{Sy} - y_s\mathcal{F}_{Sx} + \mathcal{T}_{Sz}) + x_g\mathcal{W}_{wc}}{w_b}$$

$$\mathcal{R}_{Nr} = -\left(\mathcal{W}_{wc} + \mathcal{F}_{Sy} + \mathcal{F}_{HRy} + \mathcal{R}_{Nf}\right)$$

Le modèle précédent n'était néanmoins valable que pour les situations de locomotion en ligne droite. La représentation de l'interaction fauteuil-environnement a alors été améliorée dans le cadre de la thèse

de Joseph Bascou [Bascou, 2012], avec un modèle mécanique du fauteuil en mouvement permettant l'étude des manœuvres de rotation sur un terrain plat. Ce modèle était destiné à l'étude du mouvement libre du fauteuil (décélération du FRM lors d'un mouvement de rotation), sans prendre en compte les efforts exercés par le sujet sur le fauteuil.

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

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 la problématique des réglages du FRM. 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 autour des interactions multiples entre le FRM, le sujet et l'environnement (Figure 1.22). Cette figure illustre le fait, évoqué précédemment, que la démarche d'optimisation des réglages nécessite simultanément la description des interactions "sujet-FRM" et "FRM-environnement".

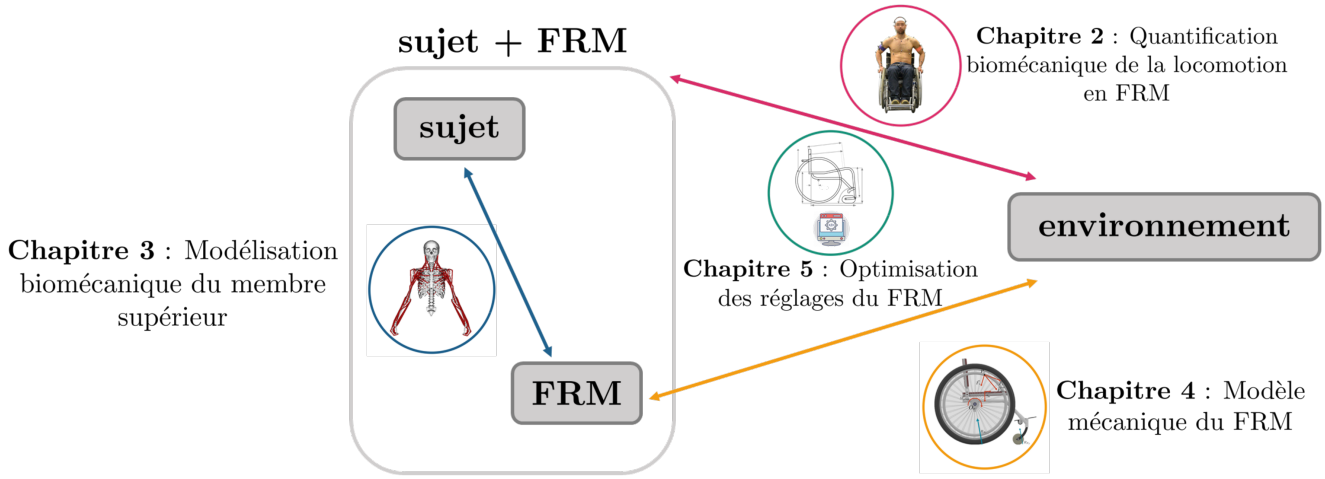


Figure 1.22 – Organisation des chapitres de la thèse

Quantification biomécanique de la locomotion en FRM

Les grandeurs biomécaniques développées dans la littérature pour quantifier la locomotion en FRM sont nombreuses, et permettent d'analyser le mouvement du sujet et du FRM selon plusieurs aspects : variables spatio-temporelles, cinématique articulaire et/ou dynamique inter-segmentaire du membre supérieur, actions mécaniques exercées sur le fauteuil, variables mécaniques du fauteuil en interaction avec le sol. Les études développées dans la littérature ont également établi les outils expérimentaux et protocoles de mesures permettant de quantifier le mouvement du sujet en FRM, principalement à partir d'acquisitions sur ergomètres et tapis roulant, en combinant les données cinématiques collectées par un système de capture du mouvement et les actions mécaniques exercées par le sujet sur les roues mesurées par des roues instrumentées dynamométriques.

Néanmoins, même si les variables décrivant l'interaction "sujet-fauteuil" au cours de la locomotion en FRM sont bien décrites dans la littérature, il existe peu d'études ayant pris en compte les efforts du sujet sur le système de soutien du corps de manière dynamique. De plus, l'évolution au cours du cycle des variables caractérisant l'interaction du système "sujet+FRM" avec le sol n'est pas décrite à partir des mesures expérimentales. Pourtant, ces variables permettent de définir des indices caractéristiques

de la mobilité en FRM, avec les moments de résistance au roulement ainsi que l'indice de stabilité antéro-postérieure, utiles pour définir des critères biomécaniques dans la démarche d'optimisation des réglages du FRM.

Modélisation biomécanique des membres supérieurs pour la locomotion en FRM

L'ensemble de la revue de littérature des modèles utilisés pour étudier la propulsion en FRM d'un point de vue biomécanique est résumé sur la figure 1.23. Les études peuvent être classées d'une part suivant le type de modèle utilisé, avec des modèles 2D dans le plan sagittal, des modèles 3D avec des liaisons à 6 degrés de liberté, ou encore des modèles 3D définissant une chaîne cinématique. D'autre part, les algorithmes de traitement utilisés pour estimer les moments inter-segmentaires permettent également de classer les études. Certaines ont effectué ce calcul avec des hypothèses d'évolution quasi-statique, d'autres en utilisant des algorithmes de dynamique inverse, avec dans certains cas l'estimation des forces musculaires à partir des moments résultants. Enfin, un nombre plus rare d'études récentes ont développé une approche en dynamique directe purement prédictive, permettant de s'affranchir entièrement des mesures expérimentales. Ces algorithmes sont implémentés exclusivement avec des modèles 2D et ne prennent pas en compte les réglages du FRM.

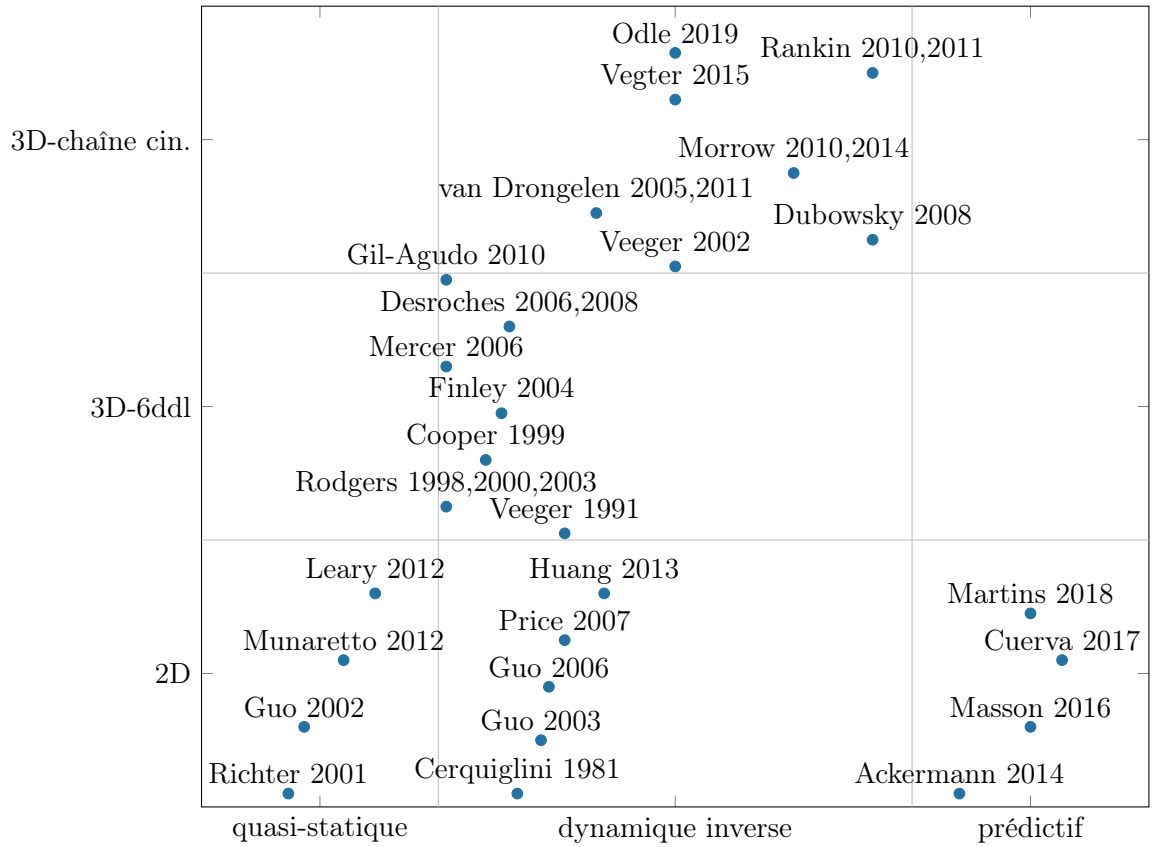


Figure 1.23 – Tableau récapitulatif des études de modélisation biomécanique du membre supérieur pour l'analyse de la locomotion en FRM

Les modèles des membres supérieurs les plus utilisés dans la littérature pour étudier la locomotion en FRM sont les modèles 3D définissant une chaîne cinématique. Le complexe de l'épaule, articulation

essentielle dans le geste de propulsion en FRM, a par ailleurs été modélisé avec de multiples formulations de chaîne cinématique. Les modèles les plus utilisés étaient néanmoins souvent unilatéraux (seul le bras droit pris en compte). De plus, l'hypothèse d'un mouvement de la clavicule et de la scapula couplé à l'élévation humérale par des équations de régression (modèle de [Holzbaur et al., 2005]) ou l'absence de géométries génériques empêchant la mise à l'échelle des paramètres inertiels segmentaires et des paramètres musculaires (modèle de [van der Helm, 1994]) constituaient les principales limitations de ces modèles, tous les deux appliqués à la locomotion en FRM dans de nombreuses études. Enfin, l'intégration d'une stratégie de quantification du mouvement de la scapula au protocole de mesures associé à ces études était rarement effectuée.

Modélisation mécanique du FRM en mouvement

Plusieurs modèles ont été développés dans la littérature pour décrire le comportement dynamique du FRM dans son interaction avec le sol, avec différentes hypothèses selon les études. Les principales limitations des études existantes sont les suivantes :

- l'utilisateur est souvent considéré uniquement comme une masse fixe dans son fauteuil ;
- les modèles ne sont appliqués qu'aux trajectoires du FRM en ligne droite ou négligent les forces de résistance au pivotement ;
- des hypothèses simplificatrices sont parfois appliquées pour la prise en compte des forces de résistance au roulement ou de l'inertie des solides composant le FRM.

Un modèle plus complet, développé au cours de la thèse de Joseph Bascou [Bascou, 2012], permet d'étudier le mouvement du FRM pour l'ensemble des trajectoires sur un sol horizontal, en prenant en compte les inerties des différents solides du FRM et les résistance au roulement et au pivotement sur les roues, tout en permettant la description de certains réglages du FRM. Néanmoins, ce modèle n'était appliquable qu'au mouvement libre du FRM, sans modéliser les actions mécaniques du sujet sur le système de soutien du corps et sur les roues au cours du cycle.

Optimisation des réglages du FRM

L'état de l'art concernant les réglages du FRM a permis de montrer que, du point de vue de la définition, différents formalismes de description des réglages existent selon le point de vue adopté. Celui utilisé jusqu'à présent en clinique présente plusieurs inconvénients puisque le set de réglages considéré n'est pas minimal car ces réglages sont inter-dépendants et pas tous définis par rapport au même repère.

Il a aussi été montré qu'en pratique, lors de l'attribution d'un FRM, des préconisations de réglages existent pour assister les ergothérapeutes. Néanmoins, les ajustements associés sont généralement effectués en statique sur le fauteuil et focalisés uniquement sur l'interaction sujet-fauteuil à travers les questions de confort et de positionnement. L'adaptation des réglages pour optimiser l'interaction entre le FRM et le sol et favoriser la mobilité du FRM en mouvement n'est donc pas prise en compte.

D'un point de vue biomécanique, plusieurs travaux ont cherché à quantifier l'effet des réglages sur la mobilité en FRM. Ces études ont analysé l'effet de chaque réglage individuellement, et ont permis de montrer que chaque réglage a une influence sur plusieurs variables biomécaniques de la locomotion en FRM, soulignant la nécessité d'effectuer des compromis lors de l'adaptation des réglages à un patient. Néanmoins, l'ensemble de ces études a été effectué expérimentalement, en modifiant directement le

réglage étudié sur le FRM et évaluant l'effet de cet ajustement. En revanche, aucune étude n'a exploré l'effet d'une modification de la configuration du FRM en faisant varier simultanément plusieurs réglages du FRM. Cette limite est principalement liée à la difficulté pratique de modifier plusieurs réglages simultanément sur le FRM en menant une campagne de mesures expérimentales.

4.2 Objectifs de la thèse

Ce manuscrit est décliné en quatre chapitres, abordant chacun un aspect de l'interaction sujet-FRM-environnement :

- le chapitre 2 est consacré à la quantification biomécanique de la locomotion en FRM, en étudiant l'interaction entre le système "sujet-FRM" et le sol, s'appuyant en particulier sur des mesures expérimentales ;
- le chapitre 3 est consacré à la modélisation musculo-squelettique du membre supérieur et son application à l'étude de la locomotion en FRM, pour caractériser l'interaction "sujet-FRM" ;
- le chapitre 4 est consacré à l'étude d'un modèle mécanique du FRM en mouvement, permettant d'étudier l'interaction "FRM-sol" ;
- le chapitre 5 est consacré à l'optimisation numérique des réglages du FRM, nécessitant l'utilisation des modèles d'interaction "sujet-FRM" et "FRM-sol".

4.2.1 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM

Le chapitre 2 présente les travaux effectués à propos de la quantification biomécanique de la locomotion en FRM. Au regard de la littérature, les objectifs associés à cette partie étaient les suivants :

- utiliser un protocole de mesure permettant de prendre en compte l'interaction du sujet avec le fauteuil de manière dynamique, en particulier au niveau du système de soutien du corps ;
- quantifier la biomécanique de la locomotion en FRM avec les variables reportées dans la littérature, ainsi que les variables caractérisant l'interaction du système "sujet+FRM" avec le sol au cours du cycle, avec les indices de stabilité antéro-postérieure et les forces de résistance au roulement.

Cette partie s'appuie notamment sur l'utilisation du fauteuil roulant instrumenté FRET-2 (projet SACR-FRM, thèse de Christophe Sauret) et des méthodes de traitement associées ayant été développées dans des projets antérieurs, permettant la mesure des efforts du sujet sur les roues et sur le système de soutien du corps. Cet outil avait été utilisé antérieurement à la thèse dans un protocole ayant permis l'acquisition de données auprès de 18 sujets valides (Master Recherche de Nicolas Eydieux et Alice Siegel). La base de données associée a ainsi été utilisée durant la thèse.

4.2.2 Modélisation biomécanique du membre supérieur lors de la locomotion en FRM

Le chapitre 3 présente les travaux effectués durant la thèse à propos de la modélisation biomécanique du membre supérieur, et de son évaluation pour étudier la locomotion en FRM. Au regard de la littérature, les objectis associés à cette partie étaient les suivants :

- construire un modèle adapté à l'analyse de la locomotion en FRM, prenant en compte le tronc et les membres supérieurs, intégrant une description de l'articulation scapulo-thoracique alimentée

par une méthode de suivi du mouvement de la scapula lors des mesures expérimentales ;

- évaluer le modèle développé et l'effet du choix de la chaîne cinématique de l'épaule sur la cinématique des membres supérieurs et l'évolution des longueurs musculo-tendineuses lors de la propulsion sur ergomètre ;
- évaluer le modèle développé et l'effet du choix de la chaîne cinématique de l'épaule sur la cinématique articulaire et la dynamique inter-segmentaire à l'épaule lors de la locomotion en FRM sur le terrain.

Les données traitées dans cette partie s'appuient sur les acquisitions effectuées lors d'une campagne de mesures réalisée durant la thèse, dans le cadre des travaux de Master Recherche d'Antoine Lombart et de Pierre Puchaud, ayant pour objectif prioritaire d'inclure des personnes avec des situations de handicap variées, expérimentées dans la locomotion en FRM.

4.2.3 Modélisation mécanique du FRM en mouvement

Le chapitre 4 présente les travaux effectués durant la thèse à propos de la modélisation mécanique de la dynamique du FRM en mouvement. Au regard de la littérature, les objectifs associés à cette partie étaient les suivants :

- développer un modèle du comportement dynamique du FRM permettant d'étudier l'ensemble des trajectoires sur sol horizontal, et intégrant l'interaction "sujet-fauteuil" via les actions mécaniques exercées par le sujet sur le système de soutien du corps et les mains courantes ainsi que les paramètres de résistance au roulement et au pivotement des roues ;
- implémenter ce modèle numériquement pour estimer, à partir de données expérimentales, les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues du fauteuil au cours de la locomotion ;
- présenter les possibilités d'application de ce modèle mécanique pour la quantification de l'effet des réglages du FRM sur l'interaction fauteuil-sol, avec notamment le cas de l'indice de stabilité antéro-postérieure.

4.2.4 Optimisation numérique des réglages du FRM

Le chapitre 5 présente les travaux effectués durant la thèse à propos de l'optimisation numérique des réglages du FRM. Au regard de la littérature, l'hypothèse émise était en effet que le recours à la simulation numérique permettrait de contourner le problème d'évaluation individuelle des réglages, en mettant en place une démarche d'optimisation multi-réglages afin d'effectuer des recommandations d'ajustements. Les objectifs de cette partie étaient les suivants :

- développer un formalisme de description des réglages permettant la mise en place d'une démarche d'optimisation ;
- appliquer l'optimisation numérique des réglages à partir du modèle mécanique de FRM en mouvement pour optimiser la mobilité du FRM dans certaines tâches de la vie quotidienne ;
- présenter la méthode d'utilisation de la simulation numérique pour représenter l'interaction entre la modification d'un réglage et l'adaptation du mouvement et des actions mécaniques du sujet, en générant de façon prédictive le mouvement du membre supérieur par commande optimale.

Chapitre 2

Quantification biomécanique de la locomotion en FRM

Sommaire

1 Protocole expérimental 43

1.1 Mesure des efforts exercés sur le fauteuil 43

1.2 Capture du mouvement 44

1.3 Suivi du mouvement de la scapula 45

2 Campagnes de mesures 47

2.1 Population de sujets valides 47

2.1.1 Caractéristiques de la population étudiée 47

2.1.2 Déroulé des acquisitions 48

2.1.3 Utilisation de ces données durant la thèse 48

2.2 Population de sujets expérimentés en FRM 49

2.2.1 Caractéristiques de la population étudiée 49

2.2.2 Déroulé des acquisitions 50

2.2.2.1 Acquisitions en quasi-statique sur ergomètre fixe 50

2.2.2.2 Acquisitions sur le terrain avec le FRET-2 50

2.2.3 Utilisation de ces données durant la thèse 51

3 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM en démarrage et propulsion 52

3.1 Variables spatio-temporelles au cours du cycle 52

3.2 Actions mécaniques sur la main courante 54

3.3 Quantification de la mobilité du sujet et du FRM en mouvement 55

3.3.1 Calcul des composantes normales des forces de réaction du sol 55

3.3.2 Résistance au roulement 55

3.3.3 Indice de stabilité antéro-postérieure 57

Dans un premier temps, l'objectif de cette partie introductive est de décrire le protocole expérimental de mesures utilisé pour l'acquisition de la cinématique de l'utilisateur et du fauteuil, ainsi que des torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le fauteuil, au niveau des mains courantes et du système de soutien du corps. Ces méthodes expérimentales ont en effet été appliquées à l'étude de la locomotion en FRM dans le cadre de deux campagnes de mesures (l'une ayant déjà eu lieu avant la thèse, l'autre menée durant la thèse). Les données collectées pour ces deux populations ont ensuite été utilisées pour alimenter les différents modèles développés pendant la thèse, en particulier le modèle musculo-squelettique et le modèle mécanique utilisé lors de l'optimisation des réglages.
Dans un second temps, ce chapitre propose une utilisation des données expérimentales collectées, afin de quantifier le mouvement du sujet se déplaçant en FRM. Cette description inclut à la fois les variables spatio-temporelles et les grandeurs biomécaniques décrites dans la littérature au niveau de l'interaction sujet-fauteuil. La nouveauté de ce traitement réside dans sa capacité à analyser également la locomotion en FRM en termes de mobilité, en étudiant l'interaction fauteuil-sol à travers la résistance au roulement et l'indice de stabilité.

1 Protocole expérimental

Le protocole expérimental devait être défini de manière à pouvoir mesurer l'interaction sujet-fauteuil de manière complète, avec les actions mécaniques sur les mains courantes et sur le système de soutien du corps. Concernant la capture du mouvement, le protocole devait également permettre de proposer une méthode de suivi du mouvement de la scapula au cours de la locomotion en FRM.

1.1 Mesure des efforts exercés sur le fauteuil

La plupart des activités étudiées en analyse du mouvement portent sur des activités en station debout, en particulier la marche, et les efforts extérieurs sont mesurés directement par le biais de plateformes de forces sur lesquels les sujets sont positionnés. Dans le cas de la propulsion en FRM, les efforts extérieurs sont les forces et moments appliqués par l'utilisateur sur le FRM au niveau du système de soutien du corps et des mains courantes. Il est donc nécessaire d'instrumenter le fauteuil pour pouvoir mesurer ces actions mécaniques. Plusieurs modèles de mains courantes dynamométriques ont ainsi été développés et améliorés au fil des années, dont certains permettent de mesurer les six composantes du torseur d'action mécaniques appliqué par le sujet sur les mains courantes. C'est le cas de la roue dynamométrique SMART$^{\text{wheel}}$ [Cooper, 2009; Cooper et al., 1997] et des fauteuils roulants ergomètres de terrain FRET-1 [Dabonneville et al., 2005] et FRET-2 [Sauret et al., 2011a]. Dans la littérature, les mesures avec ces outils ont d'abord été effectuées en laboratoire sur des ergomètres [Rodgers et al., 1994; Veeger et al., 2002; Mulroy et al., 2005] ou sur des tapis roulants [Vegter et al., 2015] avec l'avantage de permettre de contrôler les conditions expérimentales comme la vitesse de déplacement. Néanmoins, ces deux modalités expérimentales ne permettent pas de reproduire les conditions réelles de locomotion de façon écologique, en particulier pour ce qui concerne l'instabilité antéro-postérieure. Le recours à des études avec fauteuils instrumentés de terrain permet de pallier cette limitation [van Drongelen et al., 2005b; Hybois et al., 2018; Eydieux et al., 2019].

L'avantage de l'utilisation du FRET-2 (Figure 2.1) est de ce point de vue double, puisqu'il permet

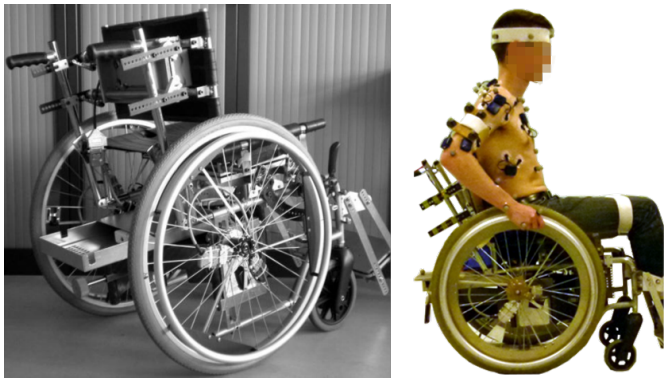


Figure 2.1 – Fauteuil roulant instrumenté utilisé pour l'étude : le FRET-2 [Sauret et al., 2011a]

à la fois de reproduire des situations réelles, tout en mesurant de façon synchronisée les actions mécaniques sur les deux mains courantes et sur le système de soutien du corps. En effet, le FRET-2 est équipé de dynamomètres à six composantes $(F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z)$ au niveau du dossier, du siège et des palettes repose-pieds. L'ensemble des actions mécaniques (forces et moments) mesurées sur les mains courantes droite et gauche, le dossier, le siège et les palettes repose-pieds est ensuite ré-exprimé sous la forme de trois torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur les mains courantes gauche, droite, et sur le système de soutien du corps. Chacun des ces torseurs obtenu dans les données de sortie du FRET-2 est réexprimé au niveau du milieu du segment reliant les centres des roues arrière.
La mesure complète des actions mécaniques exercées par le sujet sur le FRM n'est pas possible en utilisant uniquement des roues instrumentées montées sur un châssis standard, bien qu'en contrepartie la masse du FRET-2 soit supérieure à celle d'un fauteuil actif conventionnel. La mesure des actions mécaniques du sujet sur le fauteuil a été réalisée à 100 Hz à l'aide du fauteuil roulant instrumenté FRET-2. Les signaux de sortie étaient alors traités de manière automatisée, notamment pour corriger les effets dynamiques du poids de la main courante sur les capteurs [Sauret et al., 2011b] et des déformations des jantes [Sauret et al., 2011a]. La synchronisation du système de mesure embarquée du FRET-2 et du système de capture du mouvement était assurée par le fait de venir impacter la main courante avec un bâton de synchronisation sur lequel étaient positionnés des marqueurs réfléchissants visibles par le système de capture du mouvement. Le choc déclenchait en effet un événement de synchronisation dans les deux systèmes, détectable d'une part avec le signal de force mesurée sur la main courante, et d'autre part la vitesse des marqueurs positionnés sur le marteau, nulle au moment de l'impact.

1.2 Capture du mouvement

La capture du mouvement des membres supérieurs de l'utilisateur du FRM était possible en réalisant les expérimentations dans une salle équipée d'un système optoélectronique Vicon© (Figure 2.2). L'étude ne portant pas sur le membre inférieur, seul le tronc et les membres supérieurs des sujets ont été équipés de marqueurs réfléchissants. Un total de 43 marqueurs étaient alors répartis sur le tronc (6), la tête (5), les clavicules (2), les scapulas (8), les bras (12), les avant-bras (6) et les mains (4). Le FRM instrumenté utilisé pour l'étude était également équipé de marqueurs : un au niveau de chaque centre des roues arrière, un sur chacun des pivots des fourches avant, et un marqueur technique pour vérifier la latéralité.

Figure 2.2 – Salle d'analyse du mouvement utilisée lors du protocole

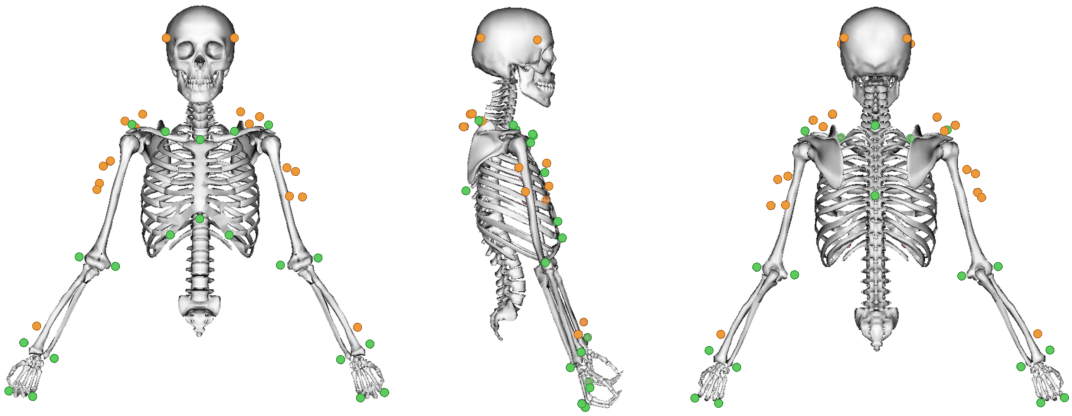


Figure 2.3 – Set de marqueurs utilisé, représenté sur le modèle squelettique, avec les marqueurs techniques (jaune) et anatomiques (vert)

Les marqueurs positionnés sur les participants étaient placés sur des reliefs anatomiques osseux afin de construire les repères correspondants, en accord avec les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) [Wu et al., 2005] (Figure 2.3). La liste complète des marqueurs utilisés et de leur positionnement sur le sujet est détaillé dans l'Annexe 1.2 (Tableau A.1, p. 148). Des marqueurs techniques ont été ajoutés sur les bras, le tronc et les avant-bras, afin de faciliter la labélisation et la reconstruction cinématique, ainsi que pour combler les trajectoires de marqueurs qui pouvaient être occultés dans certaines phases du mouvement. Les trajectoires des marqueurs enregistrées lors des essais ont été lissées avec une fonction de moyenne mobile sur 5 valeurs, avec un passage dans chacune des deux directions du signal afin de minimiser les effets de décalage. Les pertes de marqueurs (occlusion, etc.) ont été compensées en interpolant les trajectoires avec des splines cubiques pour les *gaps* de moins de 15 frames (0, 15 s) ou avec une méthode de recalage rigide à partir des positions de marqueurs du même segment [Söderkvist and Wedin, 1993] pour les *gaps* plus longs.

1.3 Suivi du mouvement de la scapula

Une attention particulière était accordée dans ce protocole au suivi du mouvement de la scapula. A cause des artefacts de tissus mous particulièrement gênants dans cette zone, il est difficile de suivre le mouvement de ce segment osseux à l'aide de marqueurs positionnés directement sur la peau [Brochard et al., 2011] : des erreurs allant jusqu'à 8,7 cm ont en effet été relevées en élévation du bras pour le bord médial de la scapula [Matsui et al., 2006]. La méthode non-invasive du suivi du mouvement de

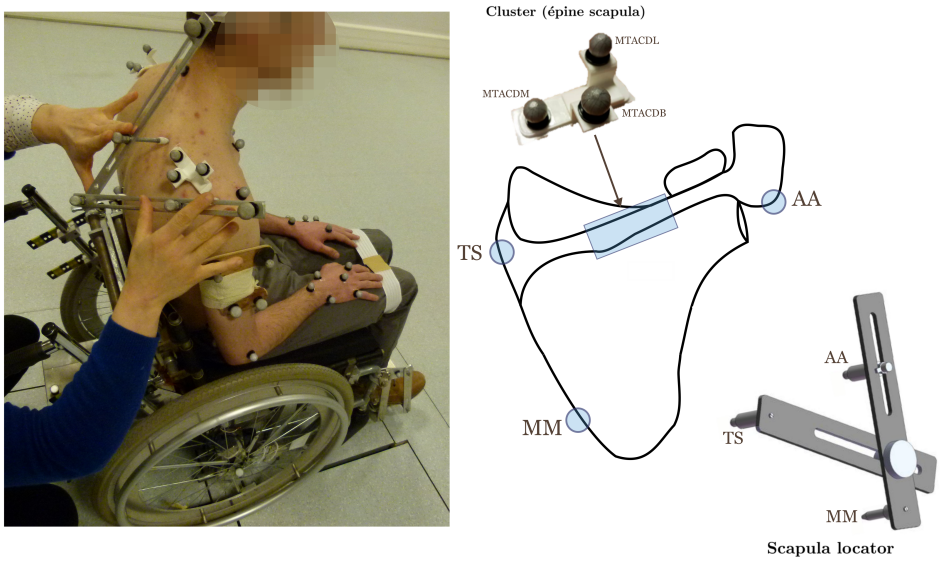


Figure 2.4 – Placement du cluster de l'épine de la scapula et des points de palpation du scapula locator

la scapula la plus précise est celle ayant recours à un *scapula locator* (SL) [van Andel et al., 2009; Shaheen et al., 2011a; Prinold et al., 2011] : il s'agit d'un tripode avec des éléments permettant de palper puis capturer les positions de trois points anatomiques de la scapula (voir Figure 2.4) : angulus acromialis (AA), trigonum scapulae (TS) et angulus inferior (AI) ou margo medialis (MM) selon les cas. L'utilisation de ce matériel implique de former l'expérimentateur au suivi de la scapula durant les mouvements étudiés, qui doivent alors être réalisés à une vitesse plus faible pour permettre la palpation en continu. Cette méthode a été appliquée au suivi de la scapula durant des mouvements reproduisant la locomotion en FRM [Koontz et al., 2004; Lombart et al., 2017]. Cependant, pour des activités où le sujet n'est pas fixe sur place, comme la locomotion de terrain en FRM, une autre méthode a été proposée, avec un cluster de marqueurs réfléchissants positionné sur l'acromion ou l'épine de la scapula [Karduna et al., 2001; Morrow et al., 2011]. Cette méthode a été validée en regard des estimations du scapula locator, avec des écarts d'environ 3° pour des amplitudes articulaires de l'ordre de celles de la locomotion en FRM [Karduna et al., 2001].

La méthode retenue pour le protocole, afin de mesurer le mouvement de la scapula lors de la locomotion en FRM sur le terrain, est donc le positionnement de clusters de trois marqueurs réfléchissants sur les bords latéraux des épines scapulaires (marqueurs MTACL, MTACM, MTACB, cf. Annexe 1.2, Tableau A.1, p. 148). La position de ce cluster est alors recalée par rapport au repère de la scapula via une acquisition statique employant le *scapula locator*.

2 Campagnes de mesures

Les données utilisées dans la thèse provenaient de deux campagnes de mesures différentes ayant employé des versions légèrement différentes du protocole expérimental décrit ci-dessus.

2.1 Population de sujets valides

La première campagne de mesures avait été réalisée antérieurement à la thèse, entre 2014 et 2015, dans le cadre des projets de Master Recherche de Nicolas Eydieux et Alice Siegel. Ces acquisitions avaient été réalisées auprès de sujets valides, afin d'étudier les effets de l'apprentissage en autonomie sur la biomécanique de la locomotion en FRM.

2.1.1 Caractéristiques de la population étudiée

Après validation du protocole expérimental par le comité de protection des personnes (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A01203-44), 18 sujets valides avaient été recrutés pour cette étude (Tableau 2.1).

$N = 18$	Population
Genre	4F / 14H
Age (ans)	24,9 ± 2,0
Taille (m)	1,78 ± 0,05
Masse (kg)	71,8 ± 6,2

Tableau 2.1 – Population de l'étude sur l'apprentissage de la locomotion en FRM

Aucun sujet recruté n'avait d'expérience antérieure de locomotion en FRM ni ne présentait de douleur ou blessure au niveau des membres supérieurs avant ou durant la réalisation du protocole. Chaque sujet avait été préalablement informé du protocole de l'étude et avait signé un formulaire de consentement permettant l'enregistrement et l'utilisation de leurs données anonymisées à des fins de recherche.

La capture du mouvement avait été réalisée à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (Arts et Métiers ParisTech, campus Paris), dans une salle équipée d'un système optoélectronique Vicon© composé de 13 caméras (*hardware* : caméras T10 et T20s, *software* : Nexus 1). Les acquisitions étaient effectuées à 100 Hz. Les acquisitions incluaient également les mesures avec le FRET-2.

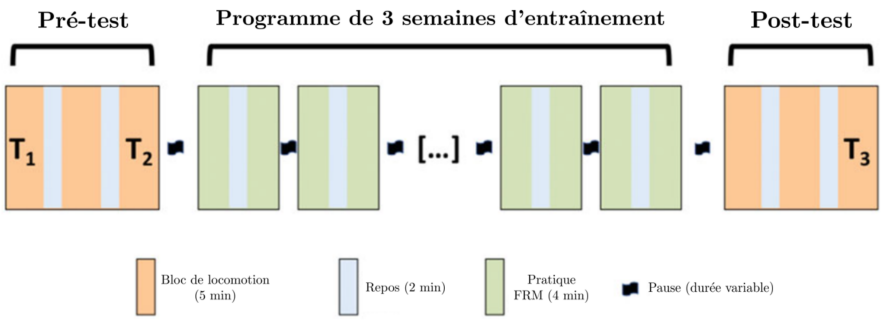


Figure 2.5 – Schéma représentant le déroulement du protocole d'entraînement et les sessions de mesure

Le protocole avait pour objectif d'étudier les effets de l'apprentissage sur la biomécanique de la locomotion en FRM. Pour cela, des sessions de mesures avaient été réalisées à trois instants différents d'un programme d'entraînement (T_1, T_2, T_3, Figure 2.5) pour étudier les effets de l'apprentissage court-terme ($T_1 - T_2$) et moyen-terme ($T_1 - T_3$). Chaque séance d'acquisition (T_1, T_2 et T_3) consistait, pour le sujet, à réaliser une série déterminée de tâches en FRM, à une allure de confort. Après des acquisitions statiques pour la calibration (debout et en position assise dans un fauteuil), le sujet effectuait une liste de déplacements en fauteuil roulant dans la salle de capture du mouvement, en suivant les indications orales d'un des expérimentateurs.

2.1.2 Déroulé des acquisitions

Une fois le sujet équipé, les mesures comportaient plusieurs situations :

- Statique : le sujet était assis dans le fauteuil en position de référence (les bras légèrement écartés). Cette mesure était nécessaire pour la mise à l'échelle du modèle. La calibration de la position du cluster de la scapula était également réalisée avec le pointage des repères anatomiques par le *scapula locator* dans une acquisition en position statique, le sujet étant assis dans le FRM avec les mains positionnées au sommet des mains courantes.
- Mouvements fonctionnels : le sujet était assis dans le fauteuil et effectuait une série de mouvements mobilisant successivement les articulations du membre supérieur. Cette partie des acquisitions n'a pas été traitée durant la thèse, mais visait à calibrer la position des centres articulaires du membre supérieur, avec des méthodes similaires à celles développées dans le cas du membre inférieur [Puchaud et al., 2018b,a].
- Locomotion :
    - Démarrage : le sujet démarrait d'une vitesse initiale nulle et le cycle de démarrage correspondait à la première poussée effectuée sur le FRM ;
    - Propulsion : le sujet propulsait le fauteuil avec une vitesse initiale qu'il cherchait à maintenir durant quelques cycles successifs ;
    - Virage : le sujet effectuait le contournement d'un plot, avec un rayon de giration supérieur à 1 m ;
    - Slalom : le sujet slalomait entre 4 plots alignés et distants de $1,20$ m les uns par rapport aux autres.

Chaque bloc de pratique durait entre 4 à 6 minutes, et intégrait au moins 11 démarrages, 4 enchaînements de propulsions en ligne droite sur une dizaine de mètres, 2 slaloms et 4 virages. Chacun de ces blocs était répété 3 fois, avec une pause d'au moins 2 minutes entre chaque bloc. Le programme d'entraînement entre le pré-test et le post-test était composé de 2 séances par semaine, pour un total d'environ 30 minutes, séparées en 2 sessions de 8 minutes espacées d'au moins 1h30.

2.1.3 Utilisation de ces données durant la thèse

Démarrage et propulsion

Une fois les données collectées, la détection et la segmentation des cycles était réalisée de manière automatique par le biais d'une routine MATLAB® pour les tâches de démarrage et de propulsion, à

partir des données issues du FRET-2. Les données collectées pour ces deux tâches sont utilisées dans l'étude présentée dans la partie 3 (p. 52). Les données présentées sont issues de la session d'acquisition réalisée lors du post-test (acquisition T_3), de manière à avoir des valeurs correspondant à des personnes familiarisées avec la locomotion en FRM.

Tâches de locomotion de la vie quotidienne

Les données issues de cette campagne de mesures incluaient aussi des tâches impliquant la rotation du fauteuil, avec le virage et le slalom. Du fait de la variabilité des techniques de propulsion, la détection et la segmentation des cycles associés à ces tâches a été réalisée manuellement à partir de l'observation visuelle de la trajectoire des marqueurs du FRET-2, affinée par l'analyse du signal des forces exercées sur les mains courantes. L'avantage de cette campagne de mesures était alors d'être plus représentatif des situations réelles de locomotion, en n'étant pas limité aux cycles de propulsion en ligne droite. C'est dans cette optique que les données collectées pour les tâches de démarrage, propulsion, slalom et virage ont été utilisées comme données d'entrée pour la procédure d'optimisation des réglages (cf. Chapitre 5, partie 1, p. 109), à partir des acquisitions réalisées lors du post-test (acquisition T_3).

2.2 Population de sujets expérimentés en FRM

La seconde campagne de mesures a été réalisée au cours de cette thèse, entre avril et juin 2017. L'objectif principal de cette campagne de mesures, par rapport à celle décrite précédemment, était d'inclure des sujets expérimentés en FRM, avec des pathologies et situations de handicap variées. En regard des mesures antérieures réalisées sur les sujets valides, cette population devait ainsi permettre de se rapprocher de la description du mouvement réel des utilisateurs de FRM. Cette campagne de mesures a été réalisée en collaboration avec Antoine Lombart et Pierre Puchaud, dans le cadre de leurs projets de Master Recherche respectifs.

2.2.1 Caractéristiques de la population étudiée

Sujet	Genre	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Handicap
S_1	M	32	169	78	amputation de membre inférieur
S_2	M	46	172	67	amputation de membre inférieur
S_3	M	26	176	75	valide
S_4	M	25	178	65	valide
S_5	M	40	180	75	atrophie musculaire quadriceps
S_6	F	25	160	65	déformation congénitale
S_7	M	31	156	65	poliomyélite
S_8	F	24	148	48	amyotrophie spinale
S_9	M	42	180	79	paraplégie
S_{10}	M	38	179	80	paraplégie
N=10	2F / 8H	32,9 ± 6,9	170 ± 9	69,8 ± 7,8	

Tableau 2.2 – Caractéristiques de la population de l'étude incluant des utilisateurs de FRM expérimentés

La population recrutée dans le cadre de cette étude, préalablement validée par le comité de protection des personnes (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A012013-44), comportait 10 sujets, dont les caractéristiques sont données dans le tableau 2.2. Les sujets recrutés présentaient différents

niveaux de handicap, pour avoir une variabilité suffisante dans la cinématique du membre supérieur et les techniques de propulsion. Chacun a été préalablement informé du protocole et a donné son accord écrit avant le début des expérimentations. Pour participer à l'étude, chaque sujet devait avoir un certain niveau d'expertise en FRM et ne pas avoir eu de blessure/douleur à l'épaule durant les 6 mois précédant les expérimentations. Cette population était composée par des personnes avec les handicaps et expertise en propulsion en FRM suivants :

- 2 personnes valides, qui avaient participé à un protocole d'entraînement en FRM de 3 semaines
- 1 personne atteinte de poliomyélite, experte en locomotion en FRM
- 1 personne avec amyotrophie spinale, experte en locomotion en FRM
- 1 personne avec déformation congénitale, experte en locomotion en FRM
- 3 personnes paraplégiques, expertes en locomotion en FRM
- 2 personnes amputées de membre inférieur, athlètes de haut niveau en sport fauteuil

2.2.2 Déroulé des acquisitions

La capture du mouvement a été réalisée au Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (Créteil) dans une salle équipée d'un système optoélectronique Vicon© composé de 8 caméras (*hardware* : caméras T2, *software* : Nexus 1). Les acquisitions étaient effectuées à 100 Hz. Les sessions étaient divisées en deux parties, l'une sur ergomètre fixe permettant de mesurer uniquement la cinématique, et l'autre utilisant le FRET-2 au cours de déplacements réels sur le terrain.

2.2.2.1 Acquisitions en quasi-statique sur ergomètre fixe

La particularité de cette étude, contrairement à la procédure d'acquisition décrite dans la partie 2.1 (p. 47), était qu'en début de session, les sujets se propulsaient sur un ergomètre simulant la propulsion en fauteuil roulant, afin de permettre l'utilisation du *scapula locator*, en complément du set de marqueurs placés sur la peau du sujet. L'expérimentateur devait effectuer plusieurs essais d'entraînement pour chaque sujet, afin de s'ajuster au mouvement spécifique de la scapula pour palper les points anatomiques (angulus acromialis, trigonum scapulae, margo medialis) en continu lors du cycle de propulsion (voir Figure 2.6). Il était par ailleurs demandé aux sujets de l'étude d'effectuer la propulsion en FRM sur l'ergomètre avec un mouvement plus lent que naturellement, afin de permettre à l'expérimentateur de pouvoir effectuer cette palpation en continu.

2.2.2.2 Acquisitions sur le terrain avec le FRET-2

Les sessions d'acquisitions réalisées dans un second temps avec l'utilisation du FRET-2 pour étudier la locomotion sur le terrain étaient similaires à celles décrites dans la partie 2.1.2 (p. 48), à l'exception près que pour cette nouvelle population, les tâches de locomotion incluaient uniquement le démarrage et la propulsion. Pour la tâche de démarrage, le sujet démarrait d'une vitesse initiale nulle depuis le centre de la zone de calibration, et effectuait trois à quatre poussées successives dont seulement la première était analysée. Pour la tâche de propulsion, le sujet démarrait depuis l'extérieur de la zone de calibration, où un assistant poussait le fauteuil pour lui donner une vitesse initiale que le sujet devait maintenir durant quelques cycles successifs.

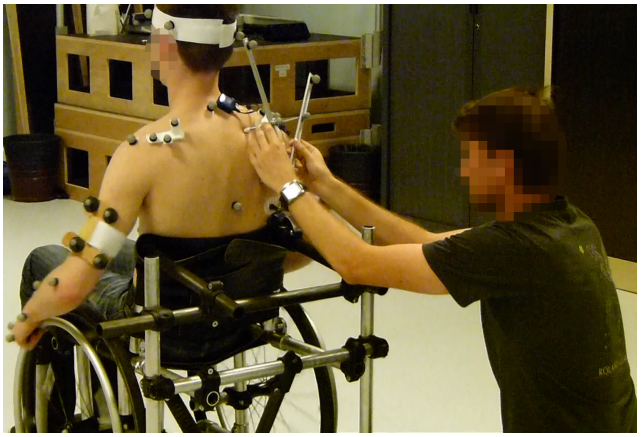


Figure 2.6 – Maintien du *scapula locator* par un expérimentateur durant la propulsion sur l'ergomètre

2.2.3 Utilisation de ces données durant la thèse

Les données issues de cette campagne de mesures ont permis d'étudier la locomotion en FRM chez des sujets proches des utilisateurs réels de FRM. L'attention particulière accordée au suivi du mouvement de la scapula dans ce protocole a alors permis d'utiliser ces données comme entrées du modèle musculo-squelettique du membre supérieur développé dans le chapitre 3. D'une part, les acquisitions réalisées sur ergomètre ont permis d'évaluer ce modèle sur la reconstruction cinématique et les longueurs musculo-tendineuses lors de la locomotion, à partir de l'utilisation du *scapula locator* (cf. Chapitre 3, partie 2.1, p. 73) . D'autre part, les acquisitions réalisées avec le FRET-2 ont permis d'évaluer le modèle sur la cinématique articulaire et les moments inter-segmentaires à l'épaule pour les tâches de démarrage et de propulsion (cf. Chapitre 3, partie 2.3, p. 82).
Les données ayant été traitées puis analysées au fur et à mesure de la réalisation du protocole, les études présentées dans le Chapitre 3 n'incluent pas toutes l'intégralité des 10 sujets de cette cohorte.

3 Quantification biomécanique de la locomotion en FRM en démarrage et propulsion

L'étude présentée dans cette partie a été publiée dans la revue scientifique Disability and Rehabilitation : Assistive Technology (Annexe 1.5, p. 211).

N. Eydieux, S. Hybois and A. Siegel et al., Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice : spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability, Disability and Rehabilitation : Assistive Technology, https ://doi.org/10.1080/17483107.2019.1571117

L'objectif de cette étude était de quantifier la locomotion en FRM lors des tâches de démarrage et de propulsion, en tirant profit de l'utilisation du FRET-2 lors du protocole expérimental. L'objectif était, outre le calcul des variables spatio-temporelles et d'actions mécaniques sur les mains courantes décrites dans la littérature, d'étudier l'interaction fauteuil-sol par le biais des composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues. Ces dernières permettaient en effet de calculer les indices de stabilité antéro-postérieure et les forces de résistance au roulement.

3.1 Variables spatio-temporelles au cours du cycle

Les phases de poussée et de roue libre ont été identifiées par une procédure en deux temps : une première passe permettait le découpage de la phase de poussée de manière automatisée, à partir d'un seuil d'une valeur de 1 N.m au niveau des moments propulsifs, puis une seconde passe permettait de raffiner ce découpage au cas par cas, à partir de l'analyse des forces exercées sur les mains courantes. Cette méthode permettait alors de déterminer la durée de cycle, le temps de poussée, ainsi que le temps de roue libre.
La vitesse linéaire instantanée $\mathbf{v}(t)$ du centre de l'entraxe arrière lié au FRM en mouvement par rapport au sol, définie avec abus de langage comme la vitesse linéaire instantanée du FRM, était calculée à partir de la rotation des roues arrière mesurée par des potentiomètres angulaires, avec l'hypothèse que les roues roulaient sans glisser sur le sol (Equation *3.1*). La vitesse moyenne au cours du cycle $\bar{\mathbf{v}}$ était alors calculée, ainsi que la variation de vitesse intra-cycle $\mathbf{v}_{max} - \mathbf{v}_{min}$.

$$\mathbf{v}(t) = -\frac{r_r(\Delta\theta_g + \Delta\theta_d)}{2\Delta t} \tag{3.1}$$

avec r_r le rayon des roues arrière, $\Delta\theta_d$ et $\Delta\theta_g$ les différentielles numériques de la rotation des roues arrière droite et gauche autour de leur axe, et Δt le pas de temps (soit $0,01$ s comme les acquisitions étaient effectuées à 100 Hz).

Les trajectoires des marqueurs obtenues grâce au système de capture du mouvement ont été utilisées pour définir, à chaque instant du cycle, la position et l'orientation du repère R_{FRM} lié au fauteuil par rapport à la salle R_{FRM}, avec la matrice de passage $P_{R_0R_{FRM}}$. Le repère fauteuil était défini avec :

- $\vec{x}_{FRM}$ selon l'axe antéro-postérieur, dirigé vers l'avant
- $\vec{y}_{FRM}$ selon l'axe vertical, dirigé vers le haut
- $\vec{z}_{FRM}$ selon l'axe médio-latéral, dirigé vers la droite
- l'origine O_{FRM} au milieu de l'axe liant les deux centres des roues arrière

A partir de la matrice de passage précédente, il était alors possible d'exprimer les coordonnées des marqueurs positionnés sur les têtes des métacarpes 2 et 5 des mains (marqueurs réfléchissants (MT2D, MT2G, MT5D, MT5G) dans le repère fauteuil. Le milieu du segment liant les têtes métacarpiennes de la main droite du sujet était alors utilisé pour définir les angles de saisie et de lâcher, aux instants correspondant respectivement au début et à la fin de la phase de poussée. L'angle de propulsion était alors obtenu en faisant la somme de ces deux angles.
Les résultats ainsi calculés sont répertoriés dans le tableau 2.3.

N=18, moyenne ± écart-type	Démarrage	Propulsion
durée de cycle (s)	1,8 ± 0,3	1,2 ± 0,2
temps de poussée (s)	1,3 ± 0,2	0,6 ± 0,1
temps de roue libre (s)	0,5 ± 0,2	0,6 ± 0,2
$\bar{v}$ (m/s)	0,5 ± 0,1	1,0 ± 0,1
$v_{max} - v_{min}$ (m/s)	0,9 ± 0,1	0,2 ± 0,1
angle de saisie (°)	17 ± 17	22 ± 13
angle de lâcher (°)	62 ± 5	62 ± 5
angle de propulsion (°)	78 ± 16	84 ± 19

Tableau 2.3 – Variables spatio-temporelles en démarrage et propulsion, lors de l'acquisition T_3, moyennées sur les N=18 sujets

Pour donner un aperçu de l'évolution de la vitesse et de l'accélération du fauteuil au cours des tâches de démarrage et de propulsion, l'évolution de la vitesse instantanée du FRM et de son accélération (obtenue par dérivation numérique de la vitesse par rapport au temps) est également représentée au cours du cycle pour un sujet de la population (Figure 2.7).

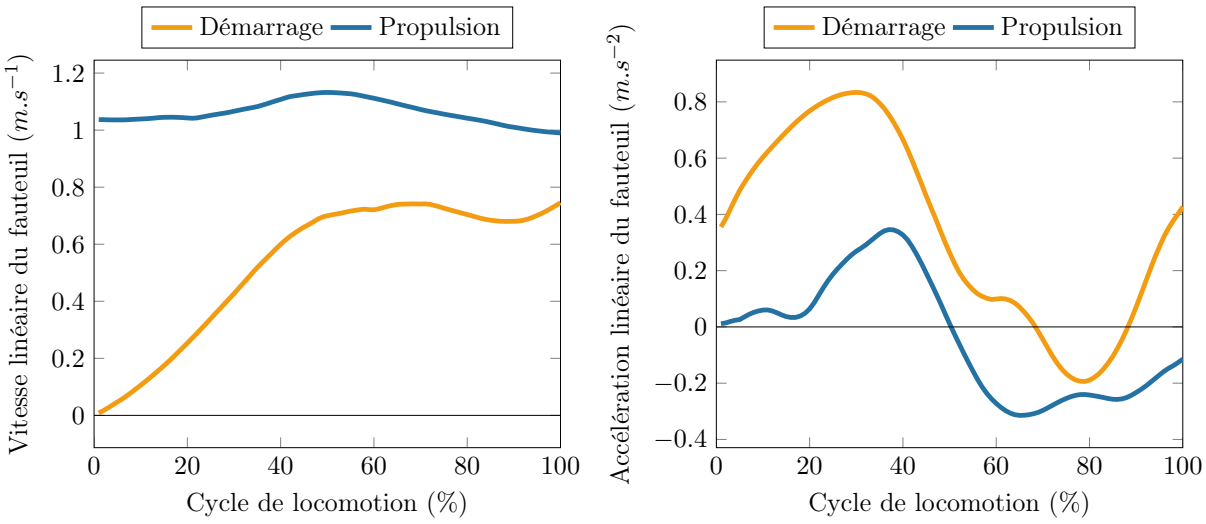


Figure 2.7 – Evolution de la vitesse et de l'accélération du fauteuil lors d'un cycle de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de la cohorte sur l'apprentissage de la locomotion en FRM

Lors d'un cycle de propulsion, la vitesse n'est pas constante, mais augmente progressivement durant la phase de poussée avant de diminuer lors de la phase de roue libre. En fin de cycle, la vitesse atteinte est quasiment égale à celle en début de cycle, ce qui montre que le régime établi est atteint pour ce cycle de propulsion. La diminution de la vitesse en phase de roue libre explique également la décélération du

fauteuil observée au début de la phase de roue libre. Pour la tâche de démarrage, la vitesse augmente progressivement, jusqu'à atteindre un plateau avant la fin du cycle, correspondant à la phase de roue libre, plus courte pour cette tâche en regard du temps de cycle total que pour la propulsion. Il est également important de noter qu'en fin de phase de roue libre, le FRM accélère de nouveau alors qu'aucun effort n'est exercé sur les mains courantes. Cela s'explique par l'effet des efforts du sujet sur le siège.

3.2 Actions mécaniques sur la main courante

Les actions mécaniques mesurées par le dynamomètre de main courante ont été utilisées pour calculer la force totale F_{mc} appliquée par les mains sur les mains courantes, ainsi que les moments propulsifs M_{prop} autour des axes de rotation des roues. Le travail mécanique du moment propulsif W_{prop} durant les cycles de propulsion et de démarrage a aussi été calculé pour chaque roue :

$$W_{prop} = \sum_{i=1}^{n} \Delta\theta_i M_{prop}(i) \tag{3.2}$$

avec $\Delta\theta_i$ la différentielle de la rotation de la roue durant l'intervalle de temps i, $M_{prop}(i)$ le moment propulsif durant l'intervalle de temps i et n le nombre de pas de temps pour la tâche considérée.
Avec la connaissance du point d'application de la force sur la main courante, estimé comme le milieu des coordonnées des marqueurs des têtes métacarpiennes 2 et 5 des mains, la force totale pouvait être décomposée suivant sa composante tangentielle, radiale et transversale, afin de calculer la FEF (cf. équation *2.4*, p. 15).
Les valeurs issues de ces calculs sont reportées dans le tableau 2.4.

N=18, moyenne ± écart-type	Démarrage	Propulsion
Moment propulsif M_{prop} max. (Nm)	22,1 ± 4,0	16,5 ± 4,3
Force main courante F_{mc} max. (N)	95,5 ± 20,3	76,7 ± 20,4
Force main courante F_{mc} moyenne (N)	53,5 ± 10,8	38,6 ± 8,8
Force tangentielle F_t moyenne (N)	41,3 ± 8,9	23,6 ± 6,1
FEF moyenne (%)	66 ± 8	43 ± 6
Travail du moment propulsif (J)	22,8 ± 6,8	14,9 ± 5,8

Tableau 2.4 – Caractérisation des actions mécaniques sur la main courante en démarrage et en propulsion, lors de l'acquisition T_3, moyennées sur les N=18 sujets de la cohorte

Les valeurs des forces tangentielles mesurées sont ainsi supérieures à celles reportées dans la littérature pour la propulsion [Kotajarvi et al., 2004] (cf. Tableau 1.3, p. 15). La FEF associée à la propulsion est également inférieure pour les sujets de cette étude, alors que le moment propulsif maximal est plus important, ce qui traduit le fait que la force totale exercée par les sujets dans ce protocole d'apprentissage sont en moyenne plus élevées que pour les sujets utilisateurs de FRM de l'étude de [Kotajarvi et al., 2004]. Cette différence peut en partie être expliquée par la masse plus importante du FRET-2 par rapport à un FRM conventionnel, nécessitant des efforts plus importants pour une même vitesse de déplacement du FRM.

3.3 Quantification de la mobilité du sujet et du FRM en mouvement

3.3.1 Calcul des composantes normales des forces de réaction du sol

Les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues arrière $\mathcal{R}_{Nr}$ et les roulettes avant $\mathcal{R}_{Nf}$ ont été calculées à partir du torseur d'actions mécaniques du sujet sur le fauteuil issu des mesures des dynamomètres du FRET-2. Ces données étaient en effet les paramètres d'entrée d'un modèle mathématique simplifié de la mécanique du FRM (Equation *3.3*) développé dans la littérature [Sauret et al., 2013b] :

$$\begin{aligned} \mathcal{R}_{Nf} &= -\frac{(x_s\mathcal{F}_{Sy} - y_s\mathcal{F}_{Sx} + \mathcal{T}_{Sz}) + x_g\mathcal{W}_{wc}}{w_b} \\ \mathcal{R}_{Nr} &= -\left(\mathcal{W}_{wc} + \mathcal{F}_{Sy} + \mathcal{F}_{HRy} + \mathcal{R}_{Nf}\right) \end{aligned} \tag{3.3}$$

avec x_s et y_s les positions antéro-postérieures et verticales du point d'application du torseur d'actions mécaniques du sujet sur le fauteuil, w_b l'empattement du fauteuil ($0,43$ m), et $\mathcal{T}_S$ et $\mathcal{F}_S$ les composantes du torseur d'actions mécaniques du sujet sur le système de soutien du corps du fauteuil, et $\mathcal{F}_{HR}$ celles sur les mains courantes. Ce modèle nécessitait aussi de déterminer expérimentalement le poids du FRET-2 ($\mathcal{W}_{wc} = -382,5$ N) et la position horizontale de son centre de masse par rapport à l'origine du repère fauteuil ($x_g = 0,109$ m).

L'évolution des forces exercées par le sujet sur le fauteuil, ainsi que celle des composantes normales des forces de réaction du sol, est représentée sur la figure 2.8 pour le cycle moyen par tâche d'un sujet caractéristique de la population. La composante $\mathcal{F}_{HRy}$ permet en partie d'expliquer l'allure de la composante verticale $\mathcal{F}_{Sy}$ de la force du sujet sur le fauteuil. En effet, lors de la phase de poussée, la composante verticale des actions du sujet sur les mains courantes est maximale, allégeant ainsi l'action mécanique verticale exercée par le sujet sur le fauteuil, d'où une diminution de la valeur absolue de $\mathcal{F}_{Sy}$. Lors de la phase de roue libre, la composante verticale $\mathcal{F}_{HRy}$ devient quasiment nulle, et l'effort vertical exercé par le sujet sur le fauteuil est alors maximal.

La composante antéro-postérieure $\mathcal{F}_{Sx}$ des efforts exercés par le sujet sur le système de soutien du corps, rarement reportée dans la littérature, atteint des valeurs non négligeables durant la phase de poussée (plus de 200 N lors d'un cycle de démarrage), avec une valeur négative indiquant un effort du sujet sur le système de soutien du corps dirigé vers l'arrière. Cette composante antéro-postérieure devient parfois positive durant la phase de roue libre, ce qui permet d'expliquer l'accélération du FRM observée en fin de cycle alors que les mains n'exercent plus d'action sur les mains courantes.

Enfin, les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues montrent que durant la phase de poussée, les roulettes avant sont progressivement chargées, puis que la transition avec la phase de roue libre entraîne une brusque inversion, avec un chargement distribué principalement sur les roues arrière lors de cette phase. Cela correspond au mouvement du tronc du sujet qui se repositionne vers l'arrière pour saisir à nouveau les mains courantes.

3.3.2 Résistance au roulement

Les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues du fauteuil ont alors été utilisées pour calculer la résistance au roulement instantanée au cours du cycle, à partir d'une formulation en

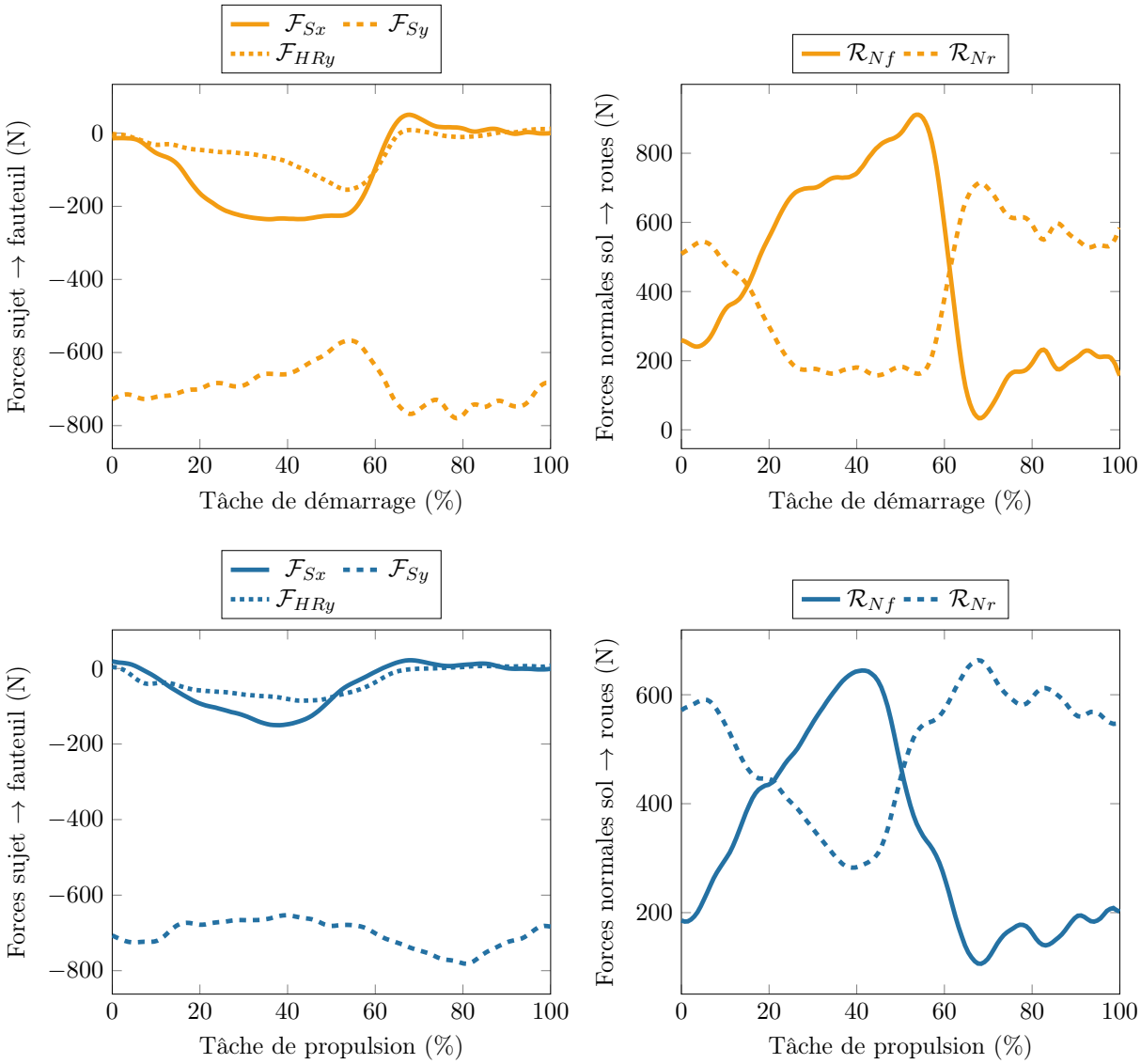


Figure 2.8 – Forces exercées par le sujet sur le FRM et composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues au cours des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique

termes de force équivalente présentée dans [Sauret et al., 2013b] :

$$F_{roll} = -\left(\frac{\lambda_f}{r_f}\mathcal{R}_{Nf} + \frac{\lambda_r}{r_r}\mathcal{R}_{Nr}\right) \tag{3.4}$$

avec $\lambda_f = 3,41$ mm et $\lambda_r = 5,12$ mm les paramètres de résistance au roulement des roues avant et arrière, mesurées expérimentalement pour le FRET-2. Les rayons r_r et r_f des roues arrière et roulettes avant étaient respectivement de 31 cm et 10 cm.

La valeur moyenne de la force de résistance au roulement sur l'ensemble du cycle, calculée pour l'ensemble de la population puis moyennée sur l'ensemble des sujets, est reportée dans le tableau 2.5.

N=18, moyenne ± écart-type	Démarrage	Propulsion
F_{roll} moyen (N)	23,7 ± 2,7	20,9 ± 3,1

Tableau 2.5 – Force de résistance au roulement moyenne et maximale par cycle lors du démarrage et de la propulsion, moyennées sur les N=18 sujets de la cohorte

La valeur de la force de résistance au roulement instantanée au cours du cycle est représentée pour un sujet caractéristique de la population, en tâche de démarrage et de propulsion (Figure 2.9). La force de résistance au roulement est maximale en fin de phase de poussée dans les deux tâches, et les valeurs de résistance au roulement atteintes sont plus importantes lors du démarrage que lors de la propulsion.

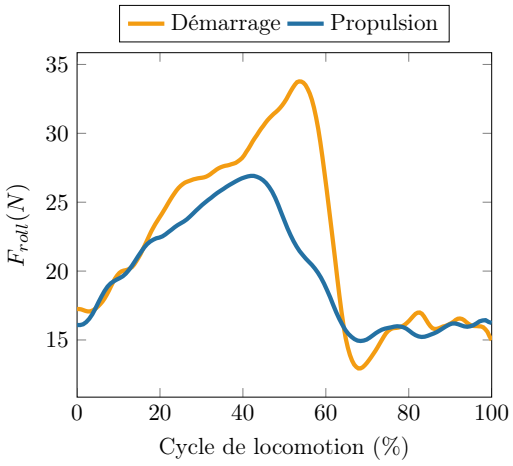


Figure 2.9 – Evolution de la force de résistance au roulement lors lors des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de l'étude

3.3.3 Indice de stabilité antéro-postérieure

Les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues permettent aussi de définir un indice I_{stab} quantifiant la distribution vers les roues arrière ou les roulettes avant des efforts du sujet, caractérisant ainsi la stabilité antéro-postérieure du sujet (Equation *3.5*, [Sauret et al., 2013a]). Les valeurs extrêmes de cet indice sont atteintes lorsque le fauteuil bascule vers l'avant ($I_{stab} = 1$) ou vers l'arrière ($I_{stab} = 0$).

$$I_{stab} = \frac{\mathcal{R}_{N_f}}{\mathcal{R}_{N_f} + \mathcal{R}_{N_r}} \tag{3.5}$$

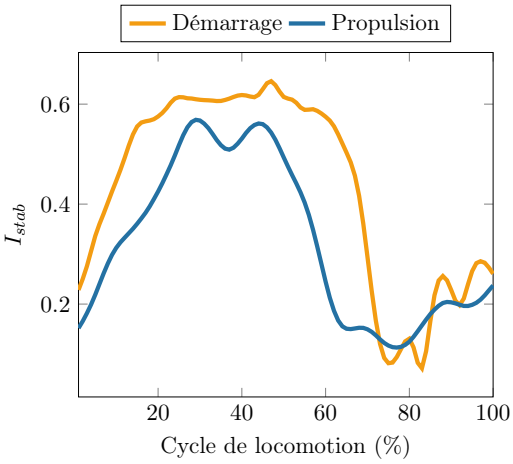


Figure 2.10 – Evolution de l'indice de stabilité sur le fauteuil lors des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de l'étude

L'évolution de cet indice de stabilité au cours du cycle est représentée sur la figure 2.10. La valeur de l'indice est plus élevée pour le cycle de démarrage que pour le cycle de propulsion, indiquant une

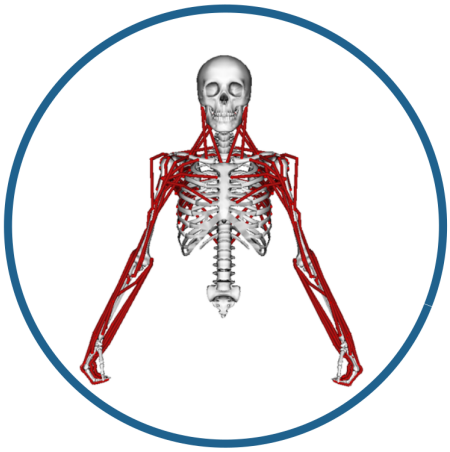
distribution plus postérieure des forces de réaction du sol sur le FRM lors de la propulsion. De plus, des valeurs extrêmes de l'indice de stabilité sont atteintes lors de la transition entre la phase de poussée et la phase de roue libre, avec un indice proche de zéro, caractéristique d'un décollement des roulettes avant par rapport au sol ($R_{N_f} \rightarrow 0$), augmentant l'instabilité et le risque de chute lorsque ce phénomène n'est pas maîtrisé.

Résumé du Chapitre 2

Dans le chapitre 2, le protocole expérimental utilisé au cours de la thèse a été présenté. Celui-ci incluait en particulier la mesure en situation réelle sur le terrain des torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le FRM et la cinématique du FRM, à l'aide du fauteuil roulant instrumenté FRET-2. L'acquisition de la cinématique du membre supérieur était également effectuée avec un système de capture du mouvement, avec une attention particulière accordée au mouvement de la scapula.
Ce protocole expérimental avait été utilisé lors d'une campagne de mesures antérieure à la thèse, incluant des sujets valides. Une version ajustée du protocole expérimental a été appliquée lors d'une seconde campagne de mesures effectuée durant la thèse, incluant des sujets avec des situations de handicap variées, et expérimentés dans l'utilisation d'un FRM. Les données acquises durant ces deux campagnes de mesures ont été utilisées comme données d'entrée des différents modèles développés durant la thèse.
Enfin, les résultats du traitement des données mesurées avec le FRET-2 auprès de la cohorte composée de sujets valides ont été présentés, permettant de quantifier la biomécanique de la locomotion en FRM. Les grandeurs calculées incluaient, comme reporté dans la littérature, les variables spatio-temporelles ainsi que les variables mécaniques décrivant les forces et moments exercés sur la main courante. L'originalité de cette étude par rapport à la littérature était la prise en compte des actions mécaniques exercées par le sujet sur le système de soutien du corps du FRM, mesurées à l'aide du FRET-2, avec notamment la force antéro-postérieure du sujet sur le châssis, peu étudiée dans la littérature. De plus, les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues FRM ont été calculées à l'aide d'un modèle mathématique simplifié développé dans la littérature pour les tâches de locomotion en FRM en ligne droite [Sauret et al., 2013b]. Le calcul de ces réactions normales a alors permis d'étudier l'évolution, au cours des cycles de démarrage et de propulsion, de variables caractérisant la mobilité en FRM, à savoir l'indice de stabilité antéro-postérieure et la force de résistance au roulement.
Les variables calculées dans ce chapitre pour quantifier la mobilité associée à la locomotion en FRM concernaient l'interaction du système "sujet-FRM" avec le sol, mais ne permettaient pas d'analyser finement l'interaction entre le sujet et le FRM. Pour cela, il est nécessaire d'adopter une approche de modélisation biomécanique du membre supérieur, afin d'étudier la cinématique articulaire et les moments inter-segmentaires, comme développé dans le chapitre 3.

Chapitre 3

Modélisation et analyse biomécanique du membre supérieur lors de la locomotion en FRM



Sommaire

1 Description du modèle développé et des méthodes de traitement 63

1.1 Cahier des charges 63

1.2 Choix réalisés 63

1.3 Etude préliminaire : influence de l'articulation sterno-claviculaire 64

1.4 Construction du modèle musculo-squelettique 65

1.4.1 Chaîne cinématique 66

1.4.2 Chaîne musculaire 67

1.5 Méthodes de traitement 69

1.5.1 Mise à l'échelle et personnalisation 69

1.5.2 Cinématique inverse 70

1.5.3 Dynamique inverse 71

1.5.4 Activations musculaires 71

2 Evaluation du modèle sur la cinématique et la dynamique de la locomotion en FRM 73

2.1 Evaluation cinématique du modèle à partir du scapula locator et de l'analyse de la propulsion sur ergomètre . . . 73
2.1.1 Matériel et méthodes . . . 74
2.1.2 Résultats et discussions . . . 75
2.1.2.1 Reconstruction cinématique . . . 75
2.1.2.2 Cinématique articulaire . . . 77
2.1.2.3 Longueurs musculo-tendineuses . . . 78
2.1.3 Conclusion . . . 80
2.2 Comparaison du scapula locator et du cluster pour le suivi du mouvement de la scapula . . . 80
2.3 Evaluation cinématique et dynamique du modèle à partir de l'analyse de la propulsion sur le terrain . . . 82
2.3.1 Matériel et méthodes . . . 82
2.3.2 Résultats et discussion . . . 84
2.3.2.1 Angles articulaires . . . 84
2.3.2.2 Amélioration de la reconstruction cinématique . . . 85
2.3.2.3 Effet du modèle sur les moments inter-segmentaires . . . 86
2.3.2.4 Temps de calcul . . . 87
2.3.3 Conclusion . . . 88

Comme décrit dans la revue de littérature sur la modélisation biomécanique du membre supérieur, l'utilisation de modèles musculo-squelettiques fait partie des méthodes les plus répandues actuellement, en phase avec les outils de mesures expérimentales à disposition des chercheurs. L'objectif de cette partie est tout d'abord de présenter les méthodes de modélisation développées au cours de la thèse, avec en particulier le développement d'un modèle musculo-squelettique adapté à l'étude de la propulsion en FRM. Cette partie impliquait d'une part le développement d'une chaîne cinématique de l'épaule adaptée à la reconstruction cinématique du mouvement associé à la locomotion en FRM, et d'autre part l'intégration d'un ensemble d'unités musculo-tendineuses dans le modèle. La finalité d'un tel modèle musculo-squelettique était en effet l'estimation des forces musculaires pour comprendre la distribution du torseur d'actions mécaniques inter-segmentaires à l'échelle articulaire. Le modèle ainsi développé sera ensuite évalué pour l'analyse de la locomotion en FRM, avec des études comparant ce nouveau modèle à d'autres versions utilisées dans la littérature.
Ce développement du modèle musculo-squelettique de l'épaule a également été l'occasion de collaborations avec d'autres doctorants au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak. En effet, ce modèle a également été développé pour l'étude d'autres activités que la propulsion en FRM, notamment la biomécanique du swing de golf dans le cadre de la thèse de Maxime Bourgain [Bourgain et al., 2018], et la biomécanique du tennis de table dans le cadre de la thèse de Thibault Marsan.

1 Description du modèle développé et des méthodes de traitement

1.1 Cahier des charges

Afin d'analyser la locomotion en FRM, le développement du modèle du tronc et du membre supérieur devait répondre à de multiples exigences :

- permettre d'étudier la cinématique et la dynamique articulaire, en particulier à l'épaule, à partir des méthodes conventionnelles de capture du mouvement ;
- définir une chaîne cinématique et musculaire avec
  - des modalités de personnalisation à chaque sujet ;
  - des performances de reconstruction cinématique meilleures que les modèles pré-existant dans la littérature, notamment au niveau du suivi de la scapula ;
- montrer des capacités de reproduction du mouvement satisfaisantes, afin d'être utilisé en dynamique directe prédictive (pilotée en contraintes ou en activations musculaires) générant le mouvement ;
- requérir un temps de calcul limité, même avec des ordinateurs conventionnels, afin de pouvoir être raisonnablement intégré dans une boucle d'optimisation des réglages du FRM.

1.2 Choix réalisés

Les différentes contraintes sur la construction du modèle ont abouti à des choix de formalisme. Tout d'abord, le modèle final souhaité comprenait idéalement une chaîne cinématique, de manière à définir les mouvements admissibles. De ce point de vue, les modèles de type 4-barres connectés par des liaisons à 6 degrés de liberté ne sont pas pleinement satisfaisants, puisqu'ils ne restreignent pas l'ensemble des positions articulaires possibles. De plus, une modélisation par éléments finis était également exclue, à

cause du temps de calcul nécessaire et des procédures requises pour définir avec précision les propriétés géométriques, mécaniques et de conditions aux limites, et de pouvoir les personnaliser. Le meilleur compromis était donc le recours à un modèle de type musculo-squelettique avec une chaîne cinématique et une chaîne musculaire définie par des unités musculo-tendineuses de type filaire, comme par exemple ceux développés avec le logiciel OpenSim [Delp et al., 2007].

1.3 Etude préliminaire : influence de l'articulation sterno-claviculaire

Le travail présenté dans cette partie a été le support de traitement de l'article publié dans la revue scientifique Disability and Rehabilitation : Assistive Technology ([Hybois et al., 2018], Annexe 1.2, p. 179).

S. Hybois, A. Siegel, J. Bascou et al., Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training, Disability and Rehabilitation : Assistive Technology, https ://doi.org/10.1080/17483107.2016.1278471

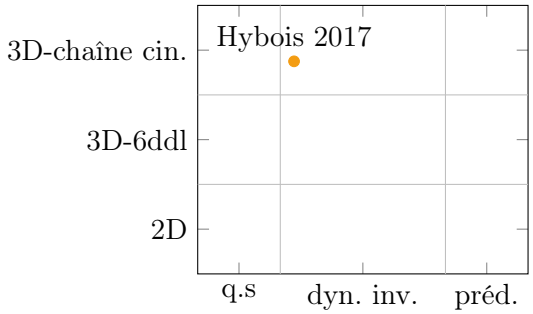
Une première description pour la modélisation de l'épaule a été motivée par l'observation du mouvement de l'acromion par rapport au thorax durant la locomotion en FRM. En effet, dans une étude préliminaire réalisée au cours de mon Master Recherche (2016) et présentée en juillet 2017 au congrès de l'ESB ([Hybois et al., 2017a], cf. Annexe 2.1, p. 221), un déplacement antéro-postérieur de l'acromion allant de 1,4 à 4, 4 cm dans le repère thorax, avait été observé lors de la locomotion en FRM. L'hypothèse émise soutenait que ce déplacement était dû à un mouvement de la clavicule en protraction durant la propulsion en FRM. Cette étude a en outre permis de montrer que le fait de fixer l'articulation gléno-humérale par rapport au thorax avait une influence sur les moments résultants à l'épaule.

Un modèle avait donc été développé durant le projet de Master Recherche ayant précédé la présente thèse [Hybois, 2016], afin de prendre en compte ce mouvement spécifique à la tâche de locomotion en FRM, à partir d'un modèle existant dans la littérature [Holzbaur et al., 2005]. Ce dernier avait dans une première approche été modifié en supprimant les équations de régression liant la mobilité de la clavicule et de la scapula à l'élévation humérale pour inclure un mécanisme en chaîne ouverte avec l'articulation gléno-humérale guidée par le mouvement de la clavicule, le mouvement de la scapula n'étant pas pris en compte. Le positionnement de ce modèle par rapport à l'état de l'art, selon la classification proposée à la page 28 est décrit sur la figure 3.1. L'articulation sterno-claviculaire était modélisée par une liaison avec le thorax autorisant deux degrés de liberté : protraction-rétraction dans le plan horizontal et élévation-dépression dans le plan frontal. Cette nouvelle mobilité claviculaire autorisait alors un déplacement du centre de l'articulation gléno-humérale par rapport au thorax, en particulier suivant la direction antéro-postérieure.

Ce modèle a été utilisé pour l'analyse des données expérimentales collectées auprès de l'ensemble de la population de sujets valides du protocole d'apprentissage (cf. Tableau 2.1, 47). Les valeurs obtenues pour les moments à l'épaule durant la phase de poussée, à la fin du protocole d'apprentissage, sont reportées dans le tableau 3.1.

La chaîne cinématique développée permettait ainsi d'obtenir des moments inter-segmentaires à l'épaule cohérents avec certaines valeurs de la littérature [Mercer et al., 2006; Koontz et al., 2005].

Néanmoins, contrairement à d'autres modèles proposés dans la littérature, cette chaîne cinématique ne permettait pas de faire le lien avec le mouvement de la scapula au niveau de l'articulation acromio-



Publication	Mise à l'échelle	Articulations analysées						Mouvement de la scapula	Modèle utilisé	Paramètres inertiels	Moments résultants	Forces musculaires
		P	C	GH	ST	AC	SC					
[Hybois et al., 2018]	homothétie							∅	Holzbaur modifié	[McConville et al., 1980]		

Figure 3.1 – Positionnement du modèle musculo-squelettique développé, par rapport à la littérature (voir page 28)

N=17, moyenne ± écart-type	Démarrage	Propulsion
Moment de flexion max. (Nm)	28,1 (9,7)	18,7 (10,5)
Moment de rotation interne max. (Nm)	11,3 (2,6)	5,5 (2,5)
Moment d'abduction max. (Nm)	5,0 (4,4)	4,6 (5,8)
Moment global max. (Nm)	38,0 (9,5)	22,6 (10,1)

Tableau 3.1 – Moments inter-segmentaires max. à l'épaule en démarrage et propulsion [Hybois et al., 2018]

claviculaire. Cette limitation intrinsèque était liée à l'absence de modélisation du mouvement de la scapula sur le thorax, empêchant certaines mobilités et interdisant l'ajout de tous les muscles s'insérant sur la scapula.

Pour pallier ce problème, il était donc nécessaire de compléter la chaîne cinématique en intégrant l'articulation scapulo-thoracique, ce qui a motivé la conception d'un nouveau modèle présenté dans la suite de ce chapitre. Cette étape a été effectuée à partir d'un nouveau modèle d'articulation développé sur OpenSim [Seth et al., 2016]. De plus, une chaîne musculaire a également été ajoutée au modèle et définie en fusionnant et adaptant la géométrie des muscles d'intérêt, à partir de modèles pré-existants [Holzbaur et al., 2005; Vasavada et al., 1998].

1.4 Construction du modèle musculo-squelettique

La définition d'un modèle musculo-squelettique repose sur différentes composantes :

- la définition d'une chaîne cinématique de segments, considérés comme des solides rigides, ainsi que de leur propriétés géométriques (longueurs, géométries osseuses) et inertielles (masses, position des centres de masse, inertie)
- la définition des degrés de liberté, qui sont les coordonnées généralisées des articulations liant les segments entre eux
- la définition des unités musculo-tendineuses, avec leurs propriétés géométriques (points de passage, géométries de contournement des surfaces osseuses) et mécaniques (aire physiologique, force maximale isométrique, longueur optimale du muscle, longueur tendineuse au repos, etc.).

1.4.1 Chaîne cinématique

Un modèle musculo-squelettique a été développé sur le logiciel OpenSim, qui a l'avantage d'être un outil libre, gratuit et de plus en plus utilisé dans le domaine de l'analyse biomécanique du mouvement humain, avec une communauté d'utilisateurs et de développeurs très active (voir Figure 3.2, [Seth et al., 2018]). L'objectif était de construire un modèle répondant aux limites des modèles utilisés jusqu'à présent dans la littérature pour la description du complexe de l'épaule.

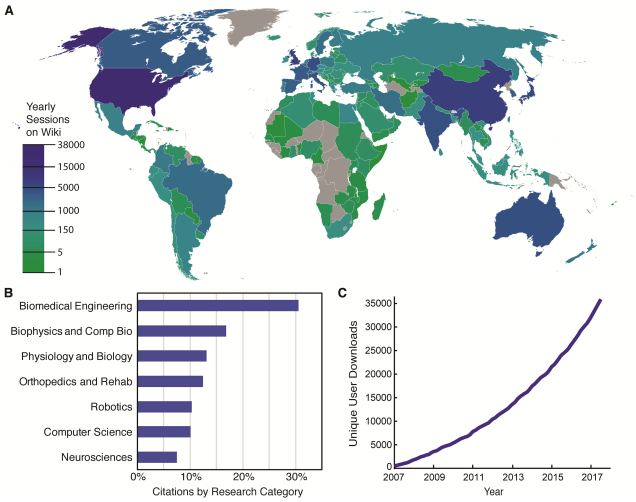


Figure 3.2 – Indicateurs d'utilisation d'OpenSim de 2007 à 2018, [Seth et al., 2018]

Le modèle de Holzbaur représente la chaîne cinématique du membre supérieur droit (unilatéral) et contient les segments et articulations permettant de définir le poignet (2 ddl), le coude (2ddl) et l'épaule avec 3 ddls pour l'articulation glenohumérale. Le mouvement du complexe de l'épaule mettant en jeu les articulations sternoclaviculaire (2 ddl) et acromioclaviculaire (3 ddl), est réalisé à l'aide de contraintes par des équations de régression [de Groot and Brand, 2001] qui permettent d'obtenir l'orientation de la scapula et de la clavicule en fonction de l'élévation humérale. Ce modèle convient donc pour l'analyse de mouvements du bras dans le plan frontal, mais n'a pas été validé pour des tâches impliquant une faible élévation du bras, comme la propulsion en FRM. Enfin, il n'y a pas d'articulation scapulothoracique dans ce modèle, ce qui permet de définir une chaîne cinématique ouverte.
Le modèle élaboré par Seth et al. [Seth et al., 2016] avait pour objectif de proposer une description plus physiologique du mouvement de l'épaule. La chaîne cinématique associée au complexe de l'épaule comprenait donc trois articulations :

- articulation sterno-claviculaire (deux degrés de liberté) : protraction/rétraction de la clavicule (plan transversal du thorax) et élévation/abaissement de la clavicule (plan frontal du thorax) ;
- articulation gléno-humérale (trois degrés de liberté) : rotation médiale/latérale, adduction/abduction, antépulsion/rétropulsion ;
- articulation scapulo-thoracique (quatre degrés de liberté) : adduction/abduction, élévation/abaissement, rotation médiale/latérale, rotation antérieure/postérieure (dite *winging movement*).

Pour l'articulation scapulo-thoracique, la formulation utilisée est de type *mobilizer* avec un ellipsoïde, qui permet de décrire directement les coordonnées admissibles de l'articulation, sans passer par des équations de contraintes additionnelles. Il a déjà été reporté dans la littérature que ce type de formula-

tion présente de meilleures performances en termes de temps de calcul et de reconstruction cinématique par rapport à un modèle classique d'articulation [Seth et al., 2010]. De plus, pour ne pas avoir à écrire la fermeture cinématique du complexe de l'épaule de manière explicite, le modèle de Seth définit l'ensemble thorax-scapula-humérus comme chaîne principale, et lie le mouvement de la clavicule par une contrainte de coïncidence d'un point appartenant à la fois à la clavicule (extrémité distale) et à la scapula (pointe de l'acromion).
Partant de ces éléments, il a été décidé de constituer un modèle complet du tronc et du membre supérieur. Pour cela, la chaîne cinématique allant du poignet à l'articulation glénohumérale du modèle d'Holzbaur a été conservée. Afin de s'affranchir des équations de régression guidant le mouvement de la scapula, le complexe de l'épaule entre l'humérus et le thorax a été adapté du modèle de Seth, définissant en particulier l'articulation scapulo-thoracique avec l'ellipsoïde de type *mobilizer*. Le modèle unilatéral de membre supérieur ainsi obtenu a été symétrisé pour aboutir à un modèle bilatéral, permettant ainsi d'étudier des tâches non symétriques dans la locomotion en FRM, par exemple le demi-tour, ou de prendre en compte les déficits de force entre le côté droit et le côté gauche chez certaines personnes utilisant un FRM. Cette opération a été réalisée de manière automatisée sous MATLAB®, avec le développement d'une méthode permettant de symétriser facilement un modèle unilatéral quelconque dans OpenSim. Enfin, un modèle de tête et de cou, issu d'un modèle existant [Vasavada et al., 1998], a été ajouté et lié au thorax pour compléter la chaîne cinématique, motivé par la modélisation musculaire puisque certains muscles responsables de l'élévation claviculaire s'insèrent sur le rachis cervical et le crâne.

En résumé, le modèle développé et utilisé dans le cadre de cette thèse comprend les degrés de liberté suivants :

- thorax : 6 degrés de liberté (3 en translation, 3 en rotation) par rapport au repère "laboratoire" ;
- articulation entre les vertèbres T1 et C7 : 3 ddl, avec une fonction de répartition sur les mobilités des vertèbres cervicales supérieures ;
- articulation entre les vertèbres C1 et C2 : 3 ddl ;
- articulation sterno-claviculaire : 2 ddl (protraction/rétraction et élévation/abaissement de la clavicule) ;
- articulation gléno-humérale : 3 ddl (flexion/extension humérale, adduction/abduction humérale, rotation humérale interne/externe) ;
- articulation scapulo-thoracique : 3 ddl (adduction/abduction de la scapula, élévation/abaissement de la scapula, rotation médiale/latérale de la scapula) ;
- articulation du coude : 2 ddl (flexion-extension et prono-supination) ;
- articulation du poignet : 2 ddl (flexion/extension et déviation radio-ulnaire).

1.4.2 Chaîne musculaire

La partie musculaire du modèle a également été développée, dans la perspective de l'estimation des activations musculaires nécessaires au mouvement observé lors de la propulsion en FRM. Cette partie a été réalisée avec Pierre Puchaud dans le cadre de son projet de Master Recherche [Puchaud, 2017].

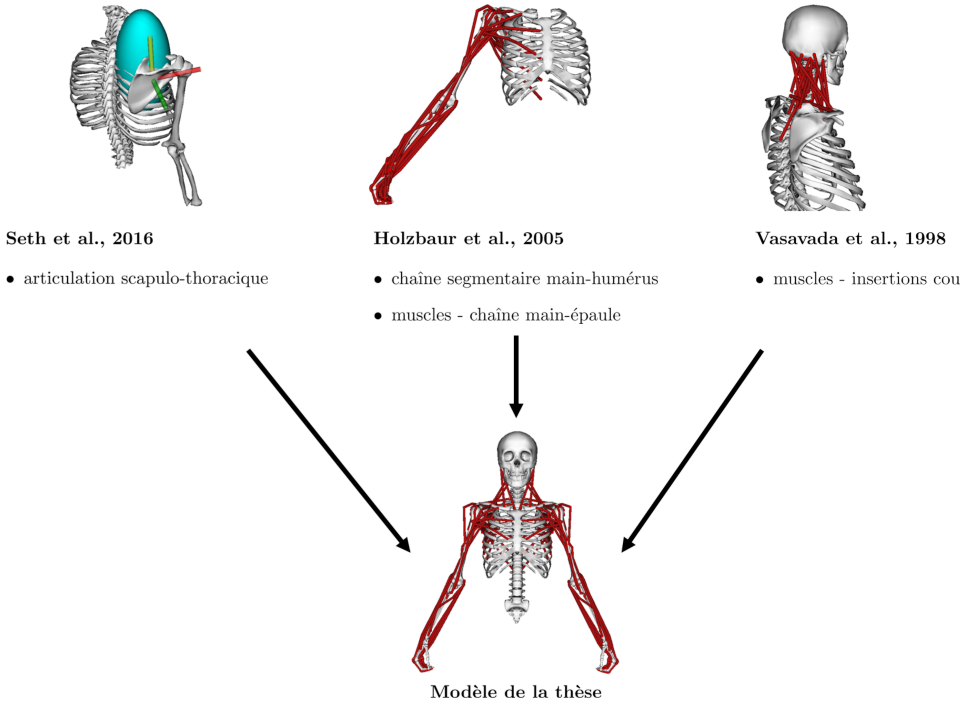


Figure 3.3 – Schéma récapitulatif de la construction du modèle musculo-squelettique utilisé dans la thèse

Propriétés géométriques

Le développement de la chaîne cinématique ayant permis de créer un modèle musculo-squelettique bilatéral du haut du corps prenant en compte un maximum de mobilités de l'épaule, il était nécessaire de modéliser un nombre suffisant d'unités musculotendineuses. L'idée initiale était de reprendre les trajectoires musculaires très complètes du Delft Shoulder and Elbow Model [van der Helm, 1994]. Cependant, dans la version du modèle implémentée dans OpenSim, les points d'attaches musculaires de ce modèle pour le thorax sont définis dans le repère du thorax mais ne sont rattachés à aucune géométrie. Ainsi, ces points d'insertion ne pouvaient pas être pris en compte dans une étape de mise à l'échelle, ce qui limitait fortement les perspectives d'utilisation.

La solution retenue était donc de partir des muscles du modèle de Holzbaur [Holzbaur et al., 2005], pour la chaîne allant de la main jusqu'à l'articulation gleno-humérale. Les muscles du modèle de cou de Vasavada [Vasavada et al., 1998] ont donc été ajoutés pour compléter la chaîne musculaire, avec notamment les trapèzes, le sternocléidomastoïdien et le levator scapulae. Le serratus antérieur, les rhomboïdes majeur et mineur, inspirés du modèle DSEM, ont aussi été ajoutés manuellement sur les points d'insertion anatomiques, avec l'aide d'un atlas d'anatomie [Netter, 2011]. La liste complète des muscles inclus dans le modèle est disponible dans l'Annexe 1.3 (Tableau A.3, p. 149). Cependant, les géométries des différents modèles utilisés ne possédaient pas les mêmes repères de définition, ni la même échelle, donc les coordonnées de points de passage des muscles n'étaient pas valables d'un modèle à un autre. Les transformations entre les points d'insertion musculaire d'un modèle à l'autre ont donc été obtenues via une procédure de recalage des géométries osseuses par homothétie puis krigeage.

Dans cette approche de modélisation des lignes d'action musculaires, pour les trajectoires complexes, la géométrie du muscle inclut aussi les objets de contournement, dits *wrap objects*. Ceux-ci sont basés sur l'*obstacle set method* [Garner and Pandy, 2000] qui a été développée pour permettre de modéliser des

trajectoires complexes à l'aide de formes géométriques simples contournées par la ligne centroïde représentant la trajectoire des centres des sections transverses du muscle, via de multiples points de passage. Cette méthode repose sur les hypothèses suivantes : la force musculaire agit suivant la ligne centroïde, qui se déplace sans friction sur les structures environnantes, et les structures anatomiques à contourner peuvent être représentées par des géométries simples placées dans les repères osseux adjacents, typiquement des sphères ou des cylindres. Dans les modèles développés sous OpenSim, des géométries de contournement supplémentaires sont disponibles (ellipsoïdes, tores). Dans le cas du membre supérieur, la complexité anatomique des trajectoires des muscles de l'épaule et les fortes amplitudes articulaires imposent de recourir à des méthodes de contournement pour leur modélisation, mais il n'existe pas de consensus sur leur forme et leur position. De nombreux types de géométries de *wraps* peuvent en effet être retrouvées dans les modèles du membre supérieur de la littérature [van der Helm, 1994; Garner and Pandy, 2001; Holzbaur et al., 2005].

Concernant le modèle dont la majorité des muscles a été reprise [Holzbaur et al., 2005], ces géométries ont été définies et validées pour des mouvements fonctionnels. Dans le cas de la propulsion fauteuil roulant, la position du membre supérieur au début de la phase de poussée ne ressemble à aucun mouvement fonctionnel simple. Des discontinuités des trajectoires musculaires ont ainsi été observées sur certaines longueurs musculaires au cours du mouvement en fauteuil roulant, lors de calculs préliminaires. Pour corriger ces erreurs, une adaptation de la géométrie de contournement sous le col de l'humérus a donc été effectuée, ainsi que le changement de certains points de passage des trajectoires musculaires de "conditionnelles" à "fixes". Cela a permis d'adapter le modèle musculaire à l'étude de la propulsion en FRM, mais en contrepartie le modèle ainsi développé ne convient plus à l'étude d'activités dans le plan frontal impliquant l'élévation du bras.

Propriétés mécaniques

Des modèles mécaniques de l'unité musculo-tendineuse ont été développés dans la littérature, en particulier à partir des travaux de Hill [Hill, 1938], pour tenter de reproduire le comportement du muscle et prédire les composantes passives et actives des forces musculaires au cours du mouvement. La description choisie par les développeurs d'OpenSim consiste ainsi à décrire la dynamique de l'unité musculo-tendineuse comme celle d'un actionneur mettant en série un muscle avec un tendon aux propriétés élastiques. La modélisation de la dynamique de l'unité musculo-tendineuse peut alors être faite à partir de l'aire physiologique, la force maximale isométrique, la longueur optimale du muscle et la longueur tendineuse au repos [Zajac, 1989]. Pour les muscles inclus dans le modèle, ces propriétés ont été directement extraites des modèles pré-existants.

1.5 Méthodes de traitement

1.5.1 Mise à l'échelle et personnalisation

Scaling

Le modèle décrit précédemment est de nature générique et nécessite une étape de personnalisation pour être utilisé dans l'analyse de chacun des sujets de la population. Des méthodes de personnalisation de la chaîne cinématique des modèles musculo-squelettiques basées sur des imageries médicales ont

été proposées et utilisées dans la littérature, notamment à partir d'images IRM [Valente et al., 2015] ou de reconstructions tridimensionnelles à partir de stéréoradiographies EOS [Assi et al., 2016; Sauret et al., 2016]. Néanmoins, le protocole mis en place durant la thèse ne permettait pas l'accès à de telles mesures.

Pour mettre le modèle à l'échelle, la méthode retenue dans la thèse consistait à utiliser des facteurs homothétiques entre les distances dans le modèle générique et dans le modèle personnalisé. Chaque longueur segmentaire suivant les différents axes des repères liés aux segments peut ainsi être ajustée, à partir de la localisation des marqueurs. Pour ajuster la longueur associée à un axe du segment i, il faut dans un premier temps définir des marqueurs pertinents pour quantifier cette distance (M_a et M_b par exemple). Typiquement, les longueurs suivant les axes longitudinaux des segments peuvent être obtenues à partir d'un marqueur distal et d'un marqueur proximal, tandis que les longueurs transversales seront plutôt obtenues à partir d'un marqueur médial et d'un marqueur latéral. On note alors $m_i = |\overrightarrow{M_a M_b}|$ la distance entre ces deux marqueurs dans le modèle générique, et $e_i = |\overrightarrow{M_a M_b}|$ la distance entre ces deux marqueurs sur le sujet. Le facteur de mise à l'échelle attribué au modèle générique pour obtenir la longueur personnalisée est alors $\frac{e_i}{m_i}$. A partir de la masse totale du sujet renseignée, les paramètres inertiels (masses et inerties) des segments sont également ajustés, en vue de l'étape de dynamique inverse. La mise à l'échelle de l'ellipsoïde définissant l'articulation scapulo-thoracique était effectuée en lui appliquant les mêmes facteurs de mise à l'échelle que ceux du thorax.

Recalage du cluster de la scapula

Les marqueurs du cluster de la scapula étaient positionnés dans le modèle générique dans une position approximative. Cependant, étant donné les morphologies différentes des sujets et les incertitudes de positionnement du cluster sur l'épine d'un sujet à l'autre, il était nécessaire d'effectuer une étape de calibration de la position de ce cluster sur la scapula. Pour cela, une acquisition statique était réalisée avec un expérimentateur positionnant le *scapula locator* pour capturer les coordonnées des marqueurs du cluster et celles des points anatomiques palpés par le *scapula locator* (cf. Chapitre 2, Figure 2.4). Ainsi, en positionnant des marqueurs virtuels dans le modèle OpenSim au niveau des trois points palpés par le *scapula locator*, il était possible de connaître la position du cluster par rapport à la scapula, et d'ajuster la position des marqueurs du cluster dans le modèle OpenSim. Cette étape de recalage était effectuée individuellement pour chaque sujet, sur le modèle obtenu après l'étape de *scaling*.

1.5.2 Cinématique inverse

Le principe de l'utilisation d'un modèle musculo-squelettique définissant une chaîne cinématique est de calculer l'évolution des coordonnées généralisées q_i au cours du mouvement permettant de reconstruire les trajectoires des marqueurs, en prenant en compte les contraintes imposées par la définition de la chaîne cinématique. En pratique, cette méthode appellée optimisation cinématique multi-segmentaire, ou *multibody kinematics optimization* (MKO) [Lu and O'Connor, 1999], consiste à minimiser l'écart entre les positions des marqueurs capturées expérimentalement $\mathbf{x_i^{exp}}$ et les positions des marqueurs virtuels $\mathbf{x_i(q)}$:

$$\min_{q} \sum_{i \in \text{marqueurs}} \omega_i |\mathbf{x_i^{exp}} - \mathbf{x_i(q)}|^2 \tag{1.1}$$

Le facteur ω_i indique le poids cinématique accordé au marqueur i, c'est-à-dire un facteur quantifiant la pertinence du suivi de ce marqueur au cours du mouvement, pour pondérer la somme totale à minimiser.
Les poids associés aux différents marqueurs du modèle développé sont décrits dans l'Annexe 1.2 (Tableau A.2, p. 149). Les marqueurs avec une localisation assurée par un repère anatomique précis (saillie osseuse) avaient ainsi un poids fixé à 10, tandis que les marqueurs techniques ou les marqueurs positionnés dans des zones avec une forte incertitude de positionnement pour l'expérimentateur, se sont vus attribuer un poids égal à 5.

1.5.3 Dynamique inverse

L'étape de dynamique de l'analyse biomécanique proposée dans cette thèse est en réalité une étape de dynamique inverse, puisque les efforts sont obtenus à partir de la cinématique des segments. Ce procédé consiste à déterminer les efforts résultants au niveau des articulations, permettant d'équilibrer les efforts extérieurs. On parle alors de dynamique articulaire inter-segmentaire, par opposition à la dynamique intra-articulaire, plus fine, décrivant les actions mécaniques appliquées sur les surfaces osseuses. Cette dernière nécessite en effet la connaissance des efforts musculaires et ligamentaires.
Plusieurs familles d'algorithmes sont utilisés en biomécanique pour implémenter les méthodes de dynamique inverse. D'une part, les méthodes globales permettent de résoudre les équations du mouvement pour le système entier, connaissant les équations liant les positions, vitesses et accélérations angulaires aux moments articulaires [Zajac and Gordon, 1989]. D'autre part, les méthodes locales consistent à calculer les moments articulaires résultants de manière récursive, en appliquant les équations de Newton-Euler successivement à chacun des segments de la chaîne cinématique (*top-down* : du proximal au distal ou *bottom-up* : du distal au proximal). Ces méthodes ont l'inconvénient de propager les erreurs liées aux estimations expérimentales des vitesses et accélérations articulaires en les transmettant aux estimations des moments [Zajac, 1993] mais permettent en revanche de résoudre les problèmes de dynamique de manière rapide sans connaître l'ensemble de la dynamique du système. Plusieurs formalismes peuvent être choisis pour résoudre le problème de dynamique inverse locale, par exemple les coordonnées internes avec les angles d'Euler [Eng and Winter, 1995] ou les coordonnées externes avec les matrices de transformation [Doriot and Chèze, 2004] et les quaternions [Dumas et al., 2004].
La méthode de dynamique inverse implémentée dans la version 3.3 du logiciel OpenSim utilisé pendant la thèse est une version locale récursive.

1.5.4 Activations musculaires

Les moments et forces résultants au niveau de l'articulation, obtenus par la procédure de dynamique inverse, ne sont que les composantes macroscopiques du torseur d'actions mécaniques inter-segmentaire. Pour affiner l'analyse, l'étape suivante consiste à déterminer comment ces forces et moments sont distribués selon les muscles, ligaments et efforts de contact intra-articulaires [Crowninshield and Brand, 1981b]. Un tel problème est sous-déterminé, en particulier à cause de la redondance musculaire. Il est donc nécessaire de passer par une démarche d'optimisation pour le résoudre et estimer les forces musculaires associées au mouvement observé. Pour cela, plusieurs approches ont été proposées, en particulier la méthode d'optimisation statique, dont l'objectif est de minimiser pour chaque pas de temps

du mouvement les activations musculaires, tout en respectant l'égalité avec les moments résultants :

$$\begin{aligned} &\min_{a_i} \sum_{i=1}^{n} a_i^2 \\ &\text{tel que } \forall j \\ &\sum_{i=1}^{n} a_i f(F_i^0, l_i, v_i) r_{i,j} = \tau_j \end{aligned} \tag{1.2}$$

où n désigne le nombre de muscles du modèle ; a_i l'activation du muscle i au pas de temps considéré, F_i^0 sa force maximale isométrique, l_i sa longueur au pas de temps considéré, v_i sa vitesse de raccourcissement au pas de temps considéré et $f(F_i^0, l_i, v_i)$ la relation force-longueur-vitesse du muscle ; $r_{i,j}$ le bras de levier du muscle i par rapport à l'articulation j ; τ_j le moment résultant au niveau de l'articulation j. La formulation de ce problème d'optimisation est dérivée de travaux fondateurs sur l'estimation des forces musculaires par optimisation mathématique [Penrod et al., 1974; Seireg and Arvikar, 1975], en négligeant la contribution des ligaments [Crowninshield and Brand, 1981a].
Cette formulation du problème de calcul des forces musculaires est implémentée dans l'outil "optimisation statique" d'OpenSim [Delp et al., 2007]. Plusieurs variantes de la fonction d'optimisation sont possibles, par exemple en normalisant la fonction coût avec l'aire physiologique du muscle [Crowninshield, 1978].

2 Evaluation du modèle sur la cinématique et la dynamique de la locomotion en FRM

Afin d'évaluer le modèle développé durant la thèse, le cadre théorique développé ci-dessus a été complété par un protocole expérimental et une campagne de mesures permettant de collecter les données nécessaires pour évaluer les performances du modèle. Les données d'entrée utilisées dans cette section sont celles obtenues à partir du protocole décrit dans la partie 2.2 du Chapitre 2 (p. 49), incluant des sujets avec diverses situations de handicap et expérimentés en FRM.
Une attention particulière était accordée à la reconstruction du mouvement de la scapula. Néanmoins, il n'existe pas de gold-standard auquel comparer directement les résultats issus des calculs avec le modèle. Le choix a donc été fait d'évaluer le modèle en le comparant à différentes versions ayant des hypothèses de modélisation différentes concernant la chaîne cinématique de l'épaule. La première étude (partie 2.1, p. 73) a utilisé le *scapula locator*, un silver-standard, afin de comparer les différents modèles du point de vue de la reconstruction cinématique, imposant de ce fait une propulsion sur ergomètre pour permettre le suivi de la scapula. La seconde étude (partie 2.3, p. 82) comprenait une comparaison des modèles à la fois au niveau cinématique et dynamique, avec un suivi de la scapula par cluster de marqueurs (pas de *scapula locator*), pour permettre l'étude de la locomotion sur le terrain.

2.1 Evaluation cinématique du modèle à partir du scapula locator et de l'analyse de la propulsion sur ergomètre

L'étude présentée dans cette partie a été publiée dans la revue scientifique Journal of Biomechanical Engineering ([Puchaud et al., 2019], Annexe 1.3, p. 186).

P. Puchaud, S. Hybois and A. Lombart et al., On the influence of the shoulder kinematic chain on joint kinematics and musculotendon lengths during wheelchair propulsion estimated from multibody kinematics optimization, Journal of Biomechanical Engineering, https ://doi.org/10.1115/1.4043441

L'objectif de cette étude était de comparer différentes formulations de chaîne cinématique de modèles musculo-squelettiques du membre supérieur, en analysant le même jeu de données expérimentales. Pour cela, quatre chaînes cinématiques différentes ont été implémentées :

- le modèle M_{ellips} développé au cours de la thèse ;
- le modèle M_{open}, basé sur des modèles existant, où les équations de régression des articulations sterno-claviculaire et acromio-claviculaire ont été supprimées pour convertir le modèle en chaîne ouverte thorax/clavicule/scapula/humérus ;
- le modèle M_{regr}, en chaîne ouverte, avec les équations de régression liant le mouvement de la scapula et de la clavicule à l'élévation humérale ;
- le modèle M_{fix} avec l'épaule décrite par une liaison rotule au niveau de l'articulation gléno-humérale, fixe par rapport au thorax.

Les traitements ont été effectués à l'identique suivant les différents modèles, pour comparer ces derniers au niveau de la reconstruction cinématique, de la cinématique de l'épaule et des longueurs musculotendineuses.

2.1.1 Matériel et méthodes

Modèles

Pour évaluer la chaîne cinématique de l'épaule du modèle M_{ellips}, trois autres versions ont été implémentées, basées sur des modèles de la littérature. Le modèle M_{open} était basé sur la chaîne cinématique du modèle d'Holzbaur [Holzbaur et al., 2005], symétrisé puis étendu avec le complexe tête-cou du modèle de Vasavada [Vasavada et al., 1998]. La chaîne de l'épaule a ensuite été modifiée pour obtenir un modèle en chaîne ouverte : les équations de couplage entre les degrés de liberté de l'articulation sterno-claviculaire et acromio-claviculaire ont été supprimés et deux degrés de liberté ont été accordés à l'articulation sterno-claviculaire (protraction-rétraction et élévation-abaissement) ainsi que trois degrés de liberté au niveau de l'articulation acromio-claviculaire. Ce modèle était proche d'un modèle déjà utilisé dans l'étude de l'apprentissage de la locomotion en FRM [Hybois et al., 2018]. Ensuite, le modèle M_{regr} a été construit, en conservant les équations de régression du modèle d'Holzbaur [Holzbaur et al., 2005; Saul et al., 2015], permettant d'inférer les mobilités acromio-claviculaires et sterno-claviculaires à partir de l'élévation humérale [de Groot and Brand, 2001]. Enfin, le modèle désigné par M_{fix} décrivait l'épaule comme une simple liaison rotule, fixe par rapport au thorax, de manière analogue à plusieurs versions de modèles d'OpenSim [Rajagopal et al., 2016; Odle et al., 2019]. Le tableau 3.2 récapitule les chaînes cinématiques de l'épaule pour ces quatre versions.

	M_{ellips}	M_{open}	M_{regr}	M_{fix}
Sterno-claviculaire	2	2	régression	fixe
Acromio-claviculaire	contrainte	régression	3	fixe
Scapulo-thoracique	4	libre	∅	∅
Gléno-humérale	3	3	3	3

Tableau 3.2 – Degrés de liberté du complexe de l'épaule pour les quatre modèles de l'étude

Afin d'isoler l'effet de la chaîne cinématique, les paramètres inertiels étaient identiques entre les quatre versions du modèle pour chacun des sujets de l'étude. La chaîne musculaire était également conservée entre les modèles, avec les unités musculo-tendineuses décrites dans la partie 1.4.2 (p. 67) pour lesquelles les paramètres étaient identiques (géométries de contournement, points de passage, paramètres mécaniques).

Protocole expérimental

Cette étude incluait 7 des 10 sujets de la population décrite dans la partie 2.2 du chapitre 2 (p. 49). Les données utilisées étaient celles correspondant aux acquisitions réalisées sur ergomètre, comme détaillé dans la section 2.2.2.1 de ce même chapitre.

Traitement et analyse des données

Le début de chaque cycle de propulsion était identifié de manière automatique à partir de l'instant où la composante longitudinale de la vitesse du barycentre des marqueurs placés sur la main (têtes des métacarpes 2 et 5) et sur les processus radial et ulnaire devenait positive.

La pipeline de traitement était effectuée avec les algorithmes d'OpenSim. Chaque version du modèle était mise à l'échelle, en utilisant à la fois les marqueurs réfléchissants et les points palpés sur la scapula.

Puis une reconstruction cinématique était effectuée avec l'algorithme d'optimisation cinématique multi-segmentaire. Les positions et orientations de chaque segment au cours du mouvement étaient exportées depuis OpenSim dans le repère global, et les matrices homogènes de transformation ont été recalculées par composition pour les articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, scapulo-thoracique et gléno-humérale. Puis les angles d'Euler ont été identifiés en utilisant une séquence de rotation $Y - X' - Z''$ pour les articulations sterno-claviculaire (protraction-rétraction, élévation-abaissement, rotation interne-externe), acromio-claviculaire et scapulo-thoracique (protraction-rétraction, tilt antérieur-postérieur, rotation médiale-latérale), en utilisant les recommandations de l'ISB [Wu et al., 2005]. La séquence d'angles $Z - X' - Y''$ a été utilisée pour l'articulation gléno-humérale (flexion-extension, adduction-abduction, rotation interne-externe), des travaux antérieurs ayant établi que ce choix était plus adapté pour cette articulation dans le cas de la propulsion en FRM [Koontz et al., 2004; Slavens et al., 2011]. Les longueurs musculo-tendineuses étaient automatiquement extraites de l'outil d'analyse d'OpenSim.

La comparaison entre les modèles portait sur les erreurs de reconstruction cinématique, la cinématique articulaire et les longueurs musculo-tendineuses. L'écart de positionnement au cours du cycle entre les marqueurs réels et les marqueurs reconstruits était quantifié par l'erreur quadratique moyenne (RMSE), pondérée et calculée à la fois pour l'ensemble des marqueurs et individuellement pour chacun des segments du modèle. L'effet de la chaîne cinématique de l'épaule sur la cinématique articulaire a été évalué à partir des angles articulaires et la position des centres articulaires. Pour la comparaison, le modèle M_{open} a été choisi comme référence puisqu'aucune contrainte n'était imposée sur la position de la scapula, étant donné que le modèle était en chaîne ouverte. Les longueurs musculo-tendineuses au cours du cycle ont également été comparées entre les modèles, en comparaison à M_{open}.

2.1.2 Résultats et discussions

2.1.2.1 Reconstruction cinématique

N=7 ; moyenne [min ; max]		M_{ellips}	M_{open}	M_{regr}	M_{fix}
RMSE par segment (mm)	Thorax	7,5 [4,9 ;8,5]	7,0 [4,9 ;8,5]	14 [10 ;17]	11 [7,8 ;15]
	Clavicule	7,6 [3,8 ;11]	7,5 [4,4 ;10]	13 [9,0 ;17]	11 [7,2 ;14]
	Scapula	9,3 [6,4 ;11]	10 [7,8 ;12]	42 [26 ;60]	32 [18 ;40]
	Humérus	14 [8,3 ;23]	13 [9,6 ;22]	18 [10 ;25]	29 [11 ;54]

Tableau 3.3 – Erreur de reconstruction cinématique moyenne par segment au cours du cycle de propulsion, moyennée sur les N=7 sujets de l'étude

L'erreur de reconstruction cinématique globale obtenue pour les sept sujets de l'étude a été calculée en moyenne au cours du cycle de propulsion pour les quatre versions du modèle (Figure 3.4). Pour l'ensemble des modèles, cette erreur de reconstruction cinématique est minimale lors de la transition entre la phase de poussée et la phase de roue libre. La meilleure reconstruction cinématique est obtenue avec les modèles M_{open} et M_{ellips}. A chaque instant du cycle de propulsion, l'écart-type de l'erreur de reconstruction cinématique globale est plus grand avec les modèles M_{regr} et M_{fix} qu'avec M_{open} et M_{ellips}. Enfin, M_{open} et M_{ellips} présentaient des erreurs par segment plus faibles que les deux autres

modèles (Tableau 3.3). De plus, l'écart-type du RMSE global était le plus élevé pour les modèles M_{regr} et M_{fix}, ce qui traduit le fait que l'optimisation cinématique multi-segmentaire effectuée avec ces modèles ne parvient pas à générer un mouvement s'adaptant aux cinématiques diverses employées par les différents sujets de la population.

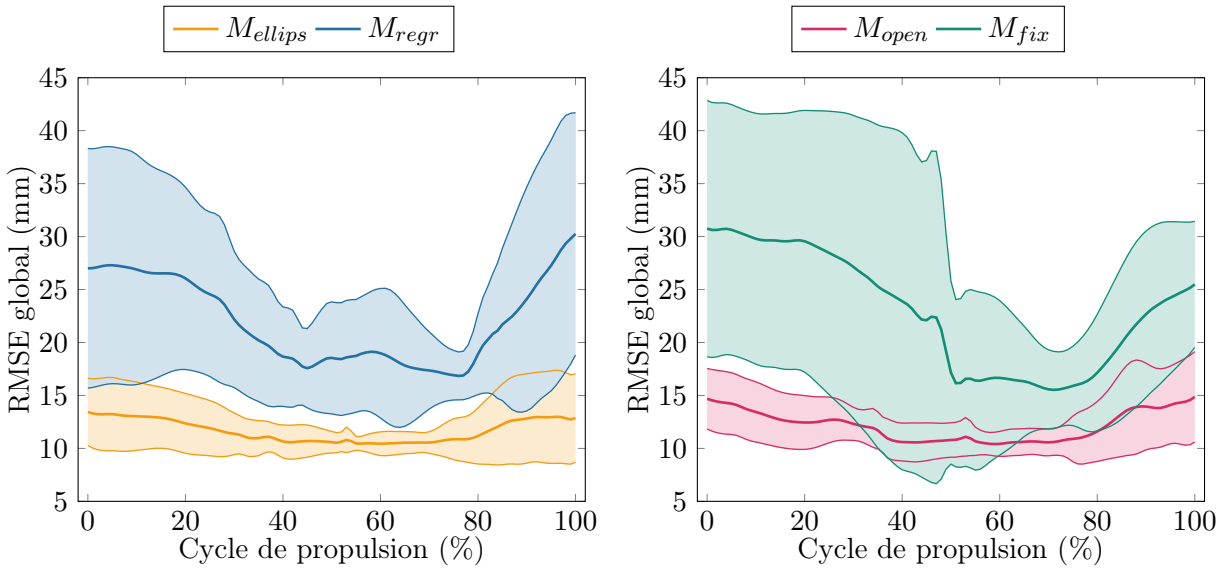


Figure 3.4 – Evolution au cours du cycle du RMSE global moyenné sur les 7 sujets de l'étude (moyenne ± écart-type)

Dans la littérature sur la reconstruction cinématique du mouvement du membre supérieur, les erreurs de reconstruction des marqueurs sont reportées pour évaluer les résultats de l'optimisation cinématique multi-segmentaire, via le RMSE global sur l'ensemble des marqueurs [Laitenberger et al., 2015; Seth et al., 2016; Blache and Begon, 2017] ou les erreurs moyennées par segment [Bourgain et al., 2018; Laitenberger et al., 2015] pour une analyse plus fine. Dans cette étude, l'erreur par segment était considérée comme un indicateur de la capacité des modèles à suivre le mouvement des segments osseux indépendamment, alors que le RMSE global permettait de quantifier la performance sur l'ensemble de la chaîne cinématique. L'hypothèse sous-jacente était qu'un RMSE global plus faible et des erreurs par segment plus faibles dénotaient une chaîne cinématique plus performante. Ainsi, les modèles M_{ellips} et M_{open} présentent la chaîne cinématique permettant la meilleure reconstruction pour tous les segments (thorax, clavicule, scapula et humérus). Les erreurs de reconstruction obtenues pour l'humérus étaient plus élevées (8,3-22 mm vs. 4-8 mm) dans cette étude en comparaison à des valeurs de la littérature [Laitenberger et al., 2015]. Cette différence pourrait s'expliquer par la méthode de personnalisation de la chaîne cinématique, puisque seul une mise à l'échelle par homothétie des segments a été mise en place dans la présente étude, par opposition à une personnalisation de la localisation des centres articulaires (méthodes fonctionnelles SCoRE et SARA) pour l'étude de Laitenberger et al.
Concernant le mouvement de la scapula spécifiquement, les modèles M_{ellips} et M_{open} permettaient en moyenne de maintenir une erreur de reconstruction inférieure à 10 mm, tandis que les modèles M_{regr} et M_{fix} menaient à des erreurs bien plus élevées (42 mm et 32 mm en moyenne). Le suivi de la scapula au cours du mouvement était réalisé en continu avec le *scapula locator* [Shaheen et al., 2011b], ce qui permet d'avoir une référence (silver-standard) via la position réelle des repères anatomiques.

Ainsi, l'erreur de reconstruction cinématique de la scapula obtenue reflète fidèlement la performance de reconstruction du mouvement, puisque cette méthode permet de limiter les effets des artefacts de tissus mous pouvant aller jusqu'à 80 mm pour la scapula [Matsui et al., 2006]. L'utilisation du *scapula locator* a ainsi permis d'obtenir des erreurs de reconstruction cinématique (2,8-12 mm pour les modèles M_{ellips} et M_{open}) en accord avec des valeurs obtenues dans la littérature avec des pins intra-corticaux (5-14 mm) [Blache and Begon, 2017].

Dans l'ensemble, le modèle M_{open} permet d'obtenir les plus faibles erreurs de reconstruction cinématique, ce qui s'explique par le mouvement libre autorisé pour la scapula. Néanmoins, avec cette hypothèse, des pénétrations entre la scapula reconstruite et le thorax ont été observées à certains instants du cycle de propulsion. L'utilisation d'un ellipsoïde définissant le contact thorax/scapula, comme dans le modèle M_{ellips}, permet d'empêcher ce type de mouvement non physiologique, avec des pertes de précision dans la reconstruction cinématique inévitables (réduction du nombre de degrés de liberté) mais modérées, par rapport à M_{open}.

2.1.2.2 Cinématique articulaire

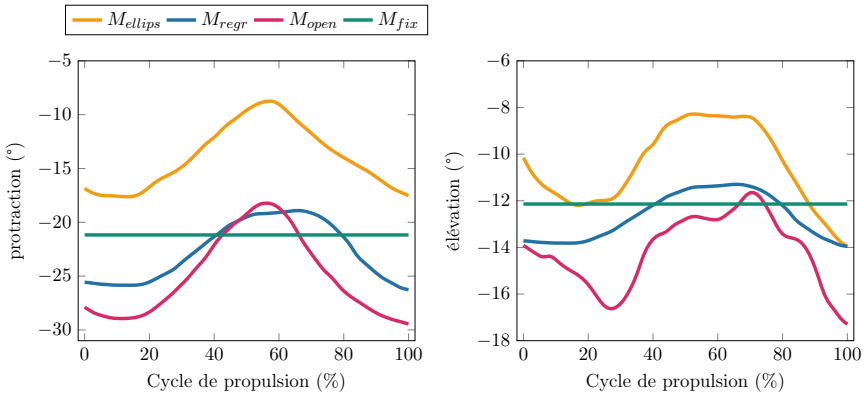
La cinématique articulaire moyennée sur les 7 sujets est présentée pour les articulations sterno-claviculaires et scapulo-thoraciques (Figure 3.5). Les angles sterno-claviculaires présentaient des évolutions au cours du cycle similaires pour les modèles M_{open}, M_{ellips} et M_{regr}, même si un décalage constant apparaît dans certains cas pour le modèle M_{ellips}. La protraction-rétraction et la rotation médio-latérale de l'articulation scapulo-thoracique présentaient la même allure décalée pour M_{open} et M_{ellips}, mais évoluait de façon opposée pour M_{regr}. Pour ces deux articulations, les angles étaient fixes au cours du cycle par définition pour le modèle M_{fix}.

Les valeurs moyennes des amplitudes articulaires durant un cycle de propulsion ont été reportées dans le tableau 3.4. Dans l'ensemble, les amplitudes obtenues avec le modèle M_{ellips} étaient les plus proches du modèle M_{open} (considéré comme référence), en particulier pour les articulations sterno-claviculaires, scapulo-thoraciques et gléno-humérales.

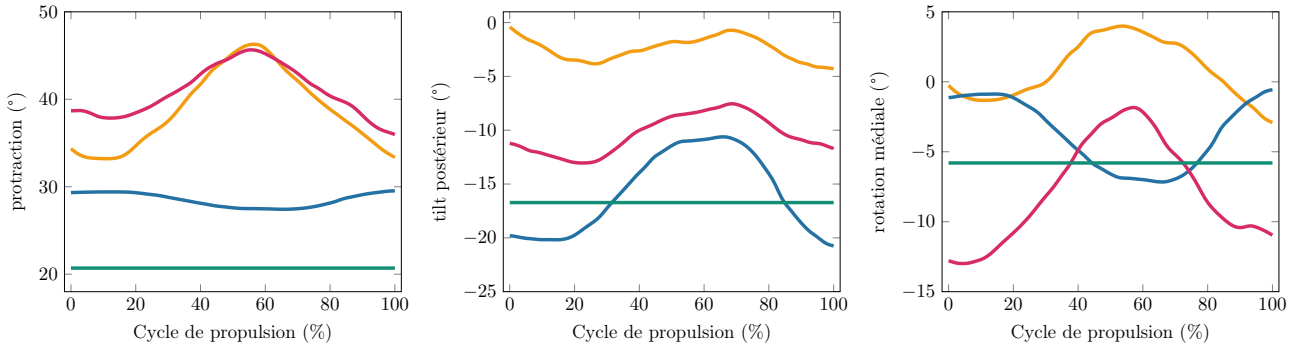
N=7; moyenne ± écart-type		M_{open} (ref.)	M_{ellips}	M_{regr}	M_{fix}
SC	protraction-rétraction (°)	13,1 ± 2,0	10,6 ± 1,8	8,8 ± 2,5	0,0 ± 0,0
	élévation-abaissement (°)	8,2 ± 2,0	7,4 ± 2,0	3,2 ± 0,9	0,0 ± 0,0
ST	protraction-rétraction (°)	11,3 ± 1,4	15,5 ± 1,9	2,5 ± 0,8	0,0 ± 0,0
	tilt antérieur-postérieur (°)	8,0 ± 2,8	7,7 ± 2,0	12,2 ± 3,5	0,0 ± 0,0
	rotation médiale-latérale (°)	12,8 ± 3,1	8,5 ± 3,2	8,0 ± 2,2	0,0 ± 0,0
AC	protraction-rétraction (°)	5,7 ± 1,7	5,0 ± 1,9	8,4 ± 2,5	0,0 ± 0,0
	tilt antérieur-postérieur (°)	6,8 ± 2,5	5,4 ± 1,9	11,8 ± 3,4	0,0 ± 0,0
	rotation médiale-latérale (°)	11,3 ± 2,2	4,7 ± 2,1	12,3 ± 3,4	0,0 ± 0,0
GH	flexion-extension (°)	44,6 ± 7,1	47,7 ± 8,2	60,5 ± 2,7	103,2 ± 70,5
	adduction-abduction (°)	24,7 ± 6,9	24,8 ± 7,1	30,1 ± 10,5	31,0 ± 16,5
	rotation interne-externe (°)	28,8 ± 8,4	28,7 ± 8,3	22,6 ± 3,9	60,4 ± 76,9

Tableau 3.4 – Moyenne et écart type sur la population de l'étude des amplitudes articulaires pour les articulations sterno-claviculaires (SC), scapulo-thoraciques (ST), acromio-claviculaires (AC) et gléno-humérales (GH), lors de la propulsion en FRM

Cette étude confirme que les angles articulaires obtenues par optimisation cinématique multi-



(a) Articulation sterno-claviculaire



(b) Articulation scapulo-thoracique

Figure 3.5 – Evolution des degrés de liberté des articulations sterno-claviculaire et scapulo-thoracique lors de la propulsion en FRM (moyenne sur les N=7 sujets de l'étude)

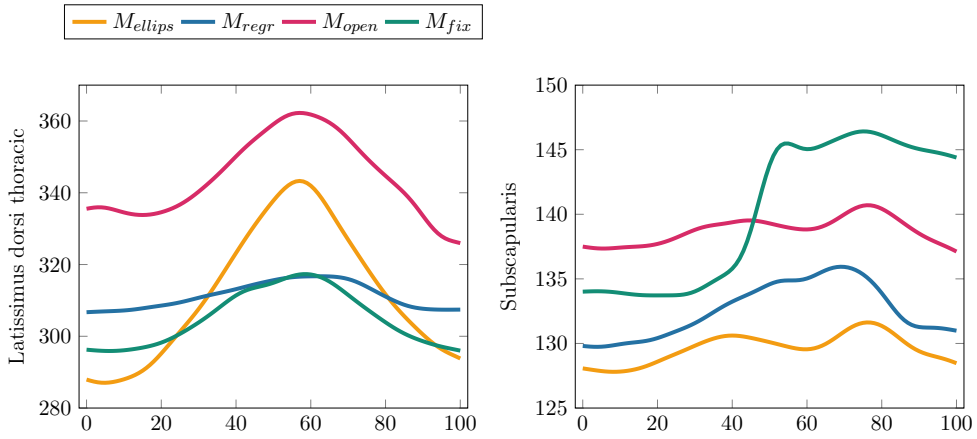
segmentaire dépendent de la chaîne cinématique choisie [Naaim et al., 2017; Duprey et al., 2017; Laitenberger et al., 2015; Duprey et al., 2010], même dans le cas de la propulsion en FRM. Cependant, les modèles M_{open} et M_{ellips} présentaient des évolutions analogues pour de multiples angles articulaires, avec parfois un décalage constant au cours du cycle. Ce décalage peut s'expliquer par la présence de contraintes additionnelles dans le modèle M_{ellips} pour former une boucle fermée thorax-clavicule-scapula, ce qui empêchait la compensation des approximations de longueurs de certains segments par la variation de certains degrés de liberté. En particulier, il a été montré que la personnalisation de la longueur de la clavicule était essentielle pour la reconstruction cinématique par optimisation multi-segmentaire [El Habachi et al., 2013]. Il a également été montré qu'une procédure d'optimisation des paramètres de l'ellipsoïde (position du centre, rayons, orientation) définissant l'articulation scapulo-thoracique pourrait également être profitable pour améliorer la reconstruction cinématique au niveau de l'épaule [Hybois et al., 2017b].

Au niveau des amplitudes articulaires, la cinématique obtenue avec le modèle M_{regr} était plus éloignée de la référence M_{open} que le modèle M_{ellips}, notamment pour les articulations scapulo-thoraciques et sterno-claviculaires. Dans ce modèle, la protraction-rétraction de la scapula est inférée de l'élévation humérale, via des coordonnées couplées. La faible élévation du bras lors de la propulsion en FRM nuit de ce fait à la reproduction du mouvement de la scapula. Ainsi, bien que cette version du modèle d'Holzbaur [Holzbaur et al., 2005] ait été largement utilisée dans la littérature pour l'application à la locomotion en FRM [Rankin et al., 2010; Morrow et al., 2014; Slowik et al., 2016a], ce modèle apparait

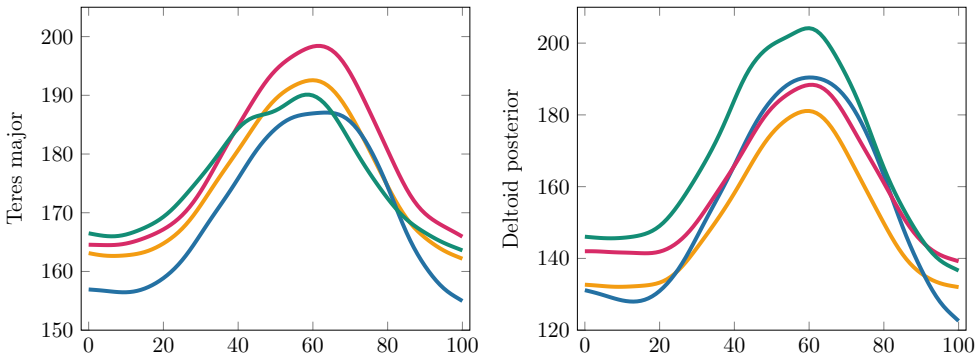
moins performant que le modèle M_{ellips} pour étudier la cinématique de l'épaule durant cette activité.

2.1.2.3 Longueurs musculo-tendineuses

Pour la majorité des muscles, l'évolution moyenne de la longueur musculaire au cours du cycle de propulsion était similaire entre les différents modèles (Figure 3.6b) même si des décalages constants pouvaient être observés pour certaines lignes d'action. Les évolutions les plus différentes selon les modèles concernaient le faisceau moyen du deltoïde, le subscapulaire et les trois lignes d'action du latissimus dorsi (Figure 3.6a). Les amplitudes des longueurs musculo-tendineuses au cours du cycle ont également été calculées et moyennées sur l'ensemble de la population (Tableau 3.5), avec des différences plus ou moins marquées selon les lignes d'action et les modèles.



(a) Longueurs musculaires au cours du cycle (mm) : influence du modèle



(b) Longueurs musculaires au cours du cycle (mm) : similaires entre modèles

Figure 3.6 – Evolution des longueurs musculotendineuses au cours du cycle de propulsion en FRM, pour quatre muscles du modèle (latissimus dorsi thoracic, subscapularis, teres major, deltoid posterior)

Certaines études avaient déjà montré l'effet majeur des variations dans la cinématique articulaire sur les forces musculaires et forces de contact intra-articulaires. En effet, les longueurs, vitesses de raccourcissement musculaires et bras de leviers dépendent directement de la cinématique. A ce jour, aucune étude n'avait montré un effet de la définition de la chaîne cinématique sur les longueurs musculo-tendineuses pour l'activité spécifique de locomotion en FRM. Bien que les modèles M_{open} et M_{ellips} aient été les plus proches en termes de reconstruction cinématique et cinématique articulaire, des différences de longueurs musculo-tendineuses ont pu être observées pour les muscles deltoïde majeur, pectoralis clavicular, pectoralis sternal, latissimus dorsi lombaire et iliaque. Ainsi, l'étude permet de montrer que même avec une cinématique reconstruite proche, les choix de formulation de chaîne cinématique

N=7; moyenne ± écart-type	M_{open} (ref.)	M_{ellips}	M_{regr}	M_{fix}
Deltoid anterior	41,8 ± 5,5	44,1 ± 6,8	45,0 ± 6,4	60,1 ± 6,8
Deltoid middle	22,5 ± 7,4	37,5 ± 6,1	18,0 ± 4,9	41,2 ± 13,9
Deltoid posterior	51,0 ± 5,8	51,6 ± 7,9	70,4 ± 7,5	78,7 ± 23,0
Supraspinatus	16,1 ± 3,1	15,4 ± 2,6	18,1 ± 2,7	18,4 ± 11,5
Infraspinatus	10,4 ± 3,3	10,7 ± 2,8	13,2 ± 3,9	15,5 ± 12,3
Subscapularis	5,8 ± 2,0	6,3 ± 2,1	8,0 ± 2,8	15,4 ± 14,0
Teres minor	8,6 ± 3,2	7,9 ± 2,9	10,5 ± 2,4	19,5 ± 15,4
Teres major	34,6 ± 6,4	31,4 ± 9,2	33,3 ± 6,4	31,6 ± 8,3
Pectoralis clavicular	43,3 ± 15,1	19,8 ± 10,0	30,7 ± 4,2	34,5 ± 8,7
Pectoralis sternal	57,6 ± 15,9	38,7 ± 12,6	41,9 ± 4,1	40,6 ± 3,6
Pectoralis rib	69,8 ± 16,0	55,3 ± 13,0	51,6 ± 6,5	48,0 ± 4,8
Latissimus dorsi thoracic	41,0 ± 12,0	59,8 ± 14,8	16,0 ± 4,6	24,9 ± 6,5
Latissimus dorsi lombar	32,7 ± 14,3	51,4 ± 18,5	18,7 ± 5,0	26,7 ± 6,9
Latissimus dorsi iliac	28,1 ± 14,4	42,9 ± 20,6	23,7 ± 14,1	18,2 ± 6,0
Triceps longus	25,2 ± 9,6	22,9 ± 11,5	27,0 ± 11,7	43,3 ± 41,8
Biceps longus	24,5 ± 9,6	25,8 ± 10,0	26,1 ± 10,1	29,2 ± 10,3

Tableau 3.5 – Amplitudes des longueurs musculo-tendineuses (mm) au cours du cycle de propulsion pour les principales lignes d'action musculaires

peuvent être déterminants et modifier les longueurs musculaires au cours du mouvement, entraînant par la suite une modification dans les estimations d'activation musculaire par les méthodes musculo-squelettiques conventionnelles comme l'optimisation statique, à cause des relations force-longueur et force-vitesse dans le comportement mécanique de l'unité musculo-tendineuse.

2.1.3 Conclusion

L'effet du choix de la chaîne cinématique sur la reconstruction du mouvement de propulsion en FRM a pu être établi en utilisant les mêmes algorithmes de traitement, à partir de données expérimentales de capture du mouvement communes, pour chacun des modèles étudiés. Les résultats ont permis de montrer que la modélisation du complexe de l'épaule par une simple liaison rotule fixe par rapport au thorax était moins pertinente qu'une chaîne cinématique permettant le déplacement du centre de l'articulation gléno-humérale. Parmi ces modèles, le modèle M_{ellips} développé durant la thèse avec un ellipsoïde de contact pour décrire l'articulation scapulo-thoracique permettait d'assurer l'absence de dislocations ou de pénétrations dans le modèle articulaire tout en aboutissant à une meilleure reconstruction cinématique, en comparaison aux coordonnées couplées par des équations de régression.

2.2 Comparaison du scapula locator et du cluster pour le suivi du mouvement de la scapula

L'étude présentée dans cette partie a été présentée lors du congrès international 3D AHM (Annexe 2.3, p. 226).

S. Hybois, A. Lombart and J. Bascou et al., Evaluation of scapula kinematics assessment during wheelchair sports activities, XV International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, University of Salford (Manchester, UK), juillet 2018.

Une des limites de l'étude précédente réside dans l'absence de référence à un gold standard pour la

comparaison à la cinématique réelle de la scapula. Le *scapula locator* a ainsi été utilisé comme substitut mais ne constitue qu'un silver-standard, ajoutant la contrainte de réalisation du mouvement à allure réduite et sur ergomètre fixe pour permettre à l'expérimentateur de maintenir la palpation des points anatomiques de la scapula au cours du mouvement. Un biais peut ainsi apparaître dans la réalisation du mouvement de propulsion en FRM par le sujet, qui n'est plus parfaitement naturelle. D'autres méthodes existent pour le suivi de la scapula au cours du mouvement, par exemple l'utilisation de pins intra-corticaux, souvent présentée comme un gold-standard de la capture du mouvement des segments de par sa capacité à éliminer les artefacts de tissus mous. Néanmoins, il a été montré que l'utilisation de ces pins, technique invasive nécessitant une anesthésie locale, détériorait le mouvement scapulo-thoracique et thoraco-huméral, en particulier du point de vue de l'amplitude [Hajizadeh et al., 2019]. Cette méthode n'a donc pas été retenue pour l'application à la locomotion en FRM.

Pour étudier le mouvement de la scapula lors d'activités réalisées sur fauteuil roulant de terrain, un cluster rigide de marqueurs réfléchissants a été positionné sur les épines de la scapula durant les acquisitions. Une étude préliminaire a donc été réalisée pour comparer les estimations de l'orientation de la scapula obtenues avec le *cluster* et le *scapula locator*. Les acquisitions de mouvement de propulsion sur ergomètre simulateur de FRM ont été effectuées sur une population de 8 sujets parmi ceux de la population décrite dans le Tableau 2.2 (p. 49), pour lesquels le mouvement de la scapula était estimé à la fois à partir du cluster de marqueurs et de la palpation par un expérimentateur à l'aide du scapula locator.

A partir des trajectoires des marqueurs du cluster de la scapula et des points palpés par le scapula locator, la matrice de transformation entre le repère thorax et le repère scapula a pu être calculée [Wu et al., 2005] :

R_{SL} : transformation entre le thorax et la scapula estimée par le scapula locator

R_{CL} : transformation entre le thorax et la scapula estimée par le cluster de l'épine de la scapula

A partir de ces deux matrices homogènes, il est possible de calculer un estimateur de la différence d'estimation de l'orientation de la scapula θ_{mis} [de Vries et al., 2010], autrement dit une évaluation de l'écart entre l'orientation estimée à l'aide des marqueurs du scapula cluster par rapport à l'estimation du scapula locator :

$$\theta_{mis} = \arccos \frac{\mathrm{tr}\left(R_{SL}^{T} R_{CL}\right) - 1}{2} \tag{2.1}$$

L'erreur la plus grande est obtenue durant la phase du cycle de propulsion où l'amplitude du mouvement est la plus élevée, à savoir la transition entre la phase de poussée et la phase de roue libre (Figure 3.7). Néanmoins, cette imprécision reste limitée et les estimations des amplitudes du mouvement sont similaires avec les deux méthodes (Tableau 3.6).

N=8 ; moyenne ± écart-type	scapula locator (ref.)	scapula cluster
x : médial/latéral	9,4° ± 1,8°	9,4° ± 4,0°
y : protraction/rétraction	8,5° ± 2,6°	9,1° ± 3,9°
z : tilt	9,0° ± 2,7°	9,6° ± 4,2°

Tableau 3.6 – Amplitudes du mouvement de la scapula dans le repère thorax

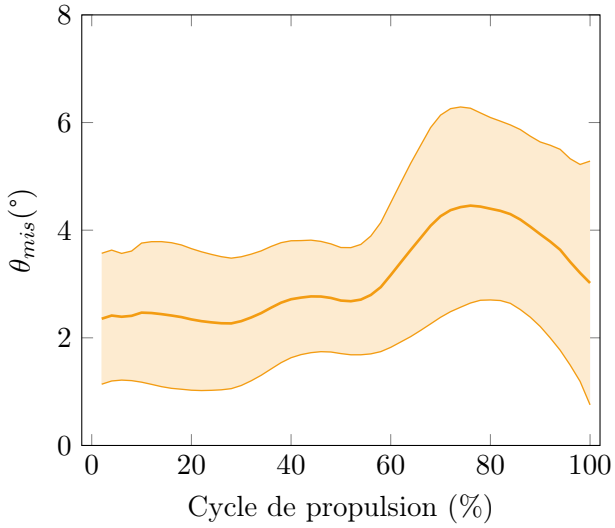


Figure 3.7 – Comparaison de l'estimation du cluster et du scapula locator pour l'orientation de la scapula au cours du cycle de propulsion ($N = 8$)

Il est donc possible d'utiliser le cluster de l'épine de la scapula pour estimer l'orientation de ce segment dans l'étude de la locomotion en FRM, ce qui présente l'avantage de permettre l'étude de la propulsion sur le terrain et non pas en quasi-statique sur ergomètre. L'erreur d'estimation liée aux artefacts de tissus mous peut en outre être limitée par l'utilisation d'algorithmes d'optimisation cinématique multi-segmentaire si les données expérimentales alimentent un modèle musculo-squelettique avec une chaîne cinématique.

2.3 Evaluation cinématique et dynamique du modèle à partir de l'analyse de la propulsion sur le terrain

L'étude présentée dans cette partie a été publiée comme *Technical Note* dans la revue scientifique Medical Engineering and Physics ([Hybois et al., 2019], Annexe 1.1, p. 171).

S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https ://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

L'objectif de cette étude était de comparer l'effet du choix du modèle de chaîne cinématique sur la cinématique (déplacement du centre de l'articulation gléno-humérale, angles articulaire, erreurs de reconstruction des marqueurs) et la dynamique (moments de l'articulation gléno-humérale) de l'épaule lors de la propulsion en FRM. Le modèle développé durant la thèse, désigné dans cette étude par l'abréviation M_{ellips}, a été comparé aux modèles existant dans la littérature pour décrire l'ensemble du membre supérieur, à savoir un modèle où le mouvement de la scapula est estimé à partir d'équations de régression [Holzbaur et al., 2005; Saul et al., 2015] et un modèle avec l'articulation gléno-humérale fixe par rapport au thorax [Rajagopal et al., 2016; Odle et al., 2019]. L'autre comparaison entre ces modèles concernait le temps de calcul. L'hypothèse de départ était que le modèle avec l'ellipsoïde au niveau de la scapula permettrait d'obtenir la meilleure reconstruction cinématique, modifiant ainsi l'estimation des moments inter-segmentaires à l'épaule par rapport aux autres modèles.

2.3.1 Matériel et méthodes

Modèles

Pour évaluer les performances du modèle "membre supérieur" M_{ellips}, le choix a été fait de le comparer à des modèles existant et déjà utilisés dans la littérature pour l'étude de la locomotion en FRM (Tableau 3.7). Tout d'abord, le modèle M_{regr}, inspiré de [Holzbaur et al., 2005; Saul et al., 2015]. Dans ce modèle, la chaîne cinématique a été conservée par rapport à M_{ellips}, à l'exception de la description de l'épaule. La mobilité de la scapula n'était en effet pas indépendante, mais liée à l'élévation de l'humerus par des équations de régression [de Groot and Brand, 2001]. Un autre modèle, désigné par M_{fix}, décrivait l'épaule comme une simple liaison rotule, fixe par rapport au thorax, comme dans plusieurs versions de modèles d'OpenSim [Rajagopal et al., 2016; Odle et al., 2019]. En dehors de la définition de la chaîne cinématique de l'épaule, tous les autres paramètres descriptifs du modèle (définition des autres articulations, masses et inerties des segments) étaient identiques entre les trois versions (voir tableau 3.7). Chacun des modèles était développé sous une forme générique, mais la procédure de mise à l'échelle décrite précédemment a été appliquée à chacun des sujets étudiés, avec à la fois une homothétie pour les longueurs segmentaires et un recalage de la position du cluster de marqueurs sur l'épine de la scapula, pour aboutir à une version personnalisée des trois modèles.

	M_{ellips}	M_{regr}	M_{fix}
Poignet	2	2	2
Coude	2	2	2
Gléno-humérale	3	3	3
Sterno-claviculaire	2	régression	∅
Scapulo-thoracique	4	∅	∅

Tableau 3.7 – Comparaison des degrés de liberté des différents modèles du membre supérieur

Analyse des données

Les données d'entrée des modèles étaient obtenues à partir du protocole expérimental effectué auprès de l'ensemble de la population décrite dans le Tableau 2.2 (p. 49). Les données de départ de cette étude correspondaient à la seconde partie des sessions expérimentales, utilisant le FRET-2 pour l'étude du démarrage et de la propulsion sur le terrain (cf. le déroulé des acquisitions décrit à la page 50).

La pipeline de traitement a été effectuée avec le logiciel OpenSim pour chacune des versions du modèle, exécuté depuis MATLAB® pour automatiser le traitement. Les différentes étapes étaient successivement la mise à l'échelle, l'optimisation cinématique multicorps pour calculer les coordonnées généralisées, et la dynamique inverse avec un algorithme de type Newton-Euler récursif. Les moments résultants au niveau de l'épaule ont été exprimés dans le repère orthonormé du thorax, centré sur la tête humérale [Mercer et al., 2006], afin de faciliter l'interprétation clinique et de permettre la comparaison entre les modèle. Les deux tâches enregistrées (démarrage et propulsion en régime établi) ont été étudiées. Pour comparer l'influence des modèles d'épaule sur la reconstruction cinématique, les erreurs moyennes quadratiques (RMSE) entre les positions des marqueurs expérimentaux et celles des marqueurs reconstruits par la cinématique du modèle ont été calculées, et moyennées par segment. L'évaluation de l'optimisation cinématique multi-segmentaire était alors faite avec l'hypothèse qu'un

RMSE plus faible dénotait une meilleure reconstruction cinématique. La comparaison entre les modèles d'un point de vue cinématique comprenait également le déplacement du centre de l'articulation gléno-humérale dans le repère lié au thorax et les angles articulaires de la clavicule. Les valeurs moyennes par cycle des moments résultants à l'épaule (flexion/extension, rotation interne/externe et moment total) ont été calculées et comparées entre les modèles, ainsi que les valeurs maximales, atteintes durant la phase de poussée. Le temps de calcul nécessaire pour les différents modèles a été estimé pour chaque sujet sur un ordinateur de bureau (Windows 7, Intel® Xeon® CPU 2,80 GHz, RAM : 6 GB). Cette durée était définie comme celle nécessaire pour effectuer le traitement d'une tâche d'optimisation cinématique multi-segmentaire suivie d'une tâche de dynamique inverse, en utilisant le modèle mis à l'échelle de chaque sujet. Pour chacune des variables calculées, les valeurs moyennes et les écart-types ont été calculés sur l'ensemble de la population, pour chacune des deux tâches que constituent le démarrage et la propulsion.

2.3.2 Résultats et discussion

2.3.2.1 Angles articulaires

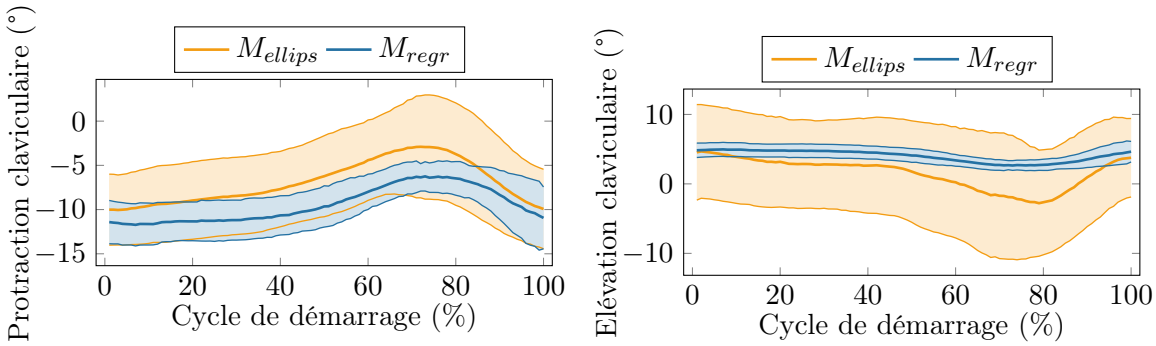
En moyenne sur les 10 sujets, le déplacement de l'acromion dans le repère lié au thorax était plus important dans la direction antéro-postérieure que dans la direction verticale (Tableau 3.8). Ainsi, pour suivre le mouvement de cette zone dans le plan frontal et dans le plan transversal, les modèles musculo-squelettiques qui autorisaient le mouvement de la clavicule (i.e. M_{ellips} et M_{regr}) étaient ceux qui donnaient les plus grandes variations dans les degrés de liberté de l'articulation sterno-claviculaire, à la fois pour les tâches de propulsion et de démarrage.

N=10 ; moyenne ± écart-type		**Démarrage**			**Propulsion**		
Déplacement de l'acromion (mm)	Antéro-postérieur	44 ± 11			39 ± 12		
	Vertical	33 ± 9			32 ± 10		
		M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}	M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}
Déplacement du centre de l'articulation gléno-humérale (mm)	Antéro-postérieur	34 ± 10	0 ± 0	0,13 ± 0,06	32 ± 11	0 ± 0	0,13 ± 0,07
	Vertical	28 ± 10	0 ± 0	0,08 ± 0,04	29 ± 10	0 ± 0	0,09 ± 0,04

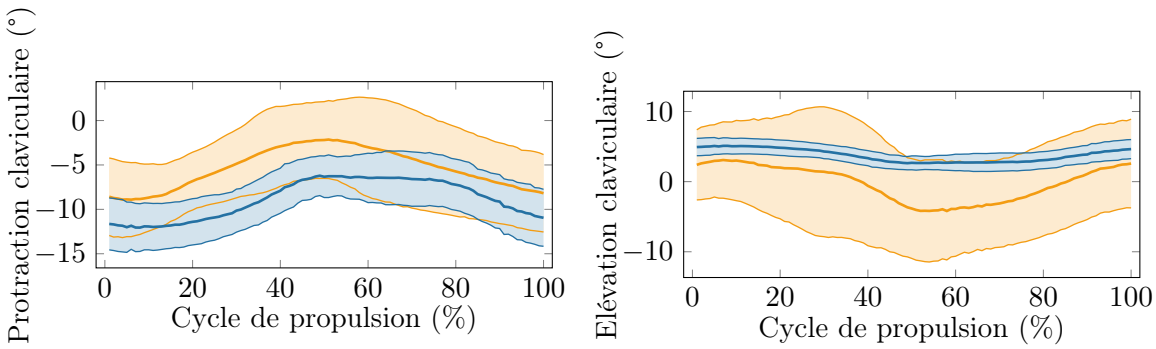
Tableau 3.8 – Déplacement de l'acromion et du centre de l'articulation gléno-humérale pour les différentes tâches et selon les différents modèles

La variabilité inter-individuelle des angles sterno-claviculaires, qui peut être estimée par l'écart-type sur toute la population, était plus élevée pour le modèle M_{ellips} que pour le modèle M_{regr} (Figure 3.8). Avec ce mouvement de la clavicule, le modèle M_{ellips} a permis d'obtenir le plus grand déplacement du centre de l'articulation glénohumérale dans le repère lié au thorax, au cours du mouvement, à la fois dans la direction antéro-postérieure et dans la direction verticale (Tableau 3.8). En comparaison, le modèle M_{regr} n'a montré qu'une faible amplitude de mouvement du centre de l'articulation glénohumérale. Pour M_{fix}, ce point était fixe dans le repère thorax, par définition.

Ces résultats soulignent la nécessité d'autoriser la mobilité de l'articulation sterno-claviculaire lors de l'analyse de la locomotion en FRM. La variabilité inter-individuelle des degrés de liberté de l'articulation sterno-claviculaire, plus élevée pour M_{ellips} que pour M_{regr}, a permis de déduire que le modèle basé sur des équations de régression guidait un certain mouvement de la clavicule, à cause des équations de régression basées uniquement sur l'élévation du bras. La conséquence directe est que le



(a) Tâche de démarrage



(b) Tâche de propulsion

Figure 3.8 – Angles de l'articulation sterno-claviculaire au cours du démarrage et de la propulsion, moyennés sur les 10 sujets (moyenne ± écart-type)

modèle M_{regr} empêchait de reproduire la technique de propulsion spécifique des sujets qui engageaient spontanément leur clavicule en protraction lors de la propulsion en FRM. Cela est particulièrement visible pour cette activité, puisque contrairement à d'autres tâches, la propulsion en FRM intervient principalement dans le plan sagittal, avec des élévations de l'humérus faibles. En conclusion, un des avantages du modèle M_{ellips} est qu'il permet, lors de la reconstruction de la cinématique, de prendre en compte les différences individuelles liées au niveau de handicap ou aux techniques de propulsion spécifiques, ce qui n'est pas permis avec les deux autres modèles.

2.3.2.2 Amélioration de la reconstruction cinématique

N=10 ; moyenne ± écart-type		**Démarrage**			**Propulsion**		
		M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}	M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}
RMSE par segment (mm)	Thorax	16 ± 5	25 ± 4	30 ± 4	15 ± 5	25 ± 5	26 ± 5
	Clavicule	11 ± 4	13 ± 4	18 ± 4	10 ± 3	13 ± 4	15 ± 4
	Scapula	17 ±5	25 ± 6	30 ± 8	18 ± 6	28 ± 7	28 ± 8
	Humérus	23 ± 11	33 ± 15	27 ± 12	22 ± 10	31 ± 12	26 ± 10
	Avant-bras	16 ± 5	40 ± 14	17 ± 5	15 ± 5	39 ± 11	16 ± 5
	Main	12 ± 3	53 ± 17	13 ± 3	10 ± 2	52 ± 14	12 ± 2

Tableau 3.9 – Evaluation de la reconstruction cinématique des marqueurs pour le démarrage et la propulsion

Le calcul des erreurs de reconstruction (RMSE) a permis de montrer que le modèle M_{ellips} donnait

une erreur de reconstruction plus faible que les modèles M_{regr} et M_{fix}, à la fois pour les tâches de démarrage et de propulsion (Tableau 3.9). La comparaison entre M_{regr} et M_{fix} a également montré que le modèle M_{regr} donnait des RMSE plus faibles (i.e. une meilleure reconstruction cinématique) pour les segments proximaux (thorax, clavicule et scapula), mais pas pour les segments distaux (bras, avant-bras). La répartition de l'erreur de reconstruction globale (RMSE moyenné sur l'ensemble des marqueurs) au cours du cycle montre a montré que, pour le modèle M_{ellips}, la reconstruction était meilleure pendant la phase de roue libre que pendant la phase de poussée. Dans le cas du modèle M_{regr}, l'erreur maximale était obtenue lors de la transition entre la phase de poussée et la phase de roue libre, alors qu'au contraire le modèle M_{fix} donnait une erreur minimale en fin de poussée.
En comparaison à la littérature, les erreurs de reconstruction cinématique obtenues étaient légèrement supérieures à celles reportées par [Blache and Begon, 2017], qui s'étendaient de 7 à 23 mm pour le membre supérieur sur des mouvements fonctionnels, des activités sportives et des mouvements du quotidien. La capacité du modèle M_{ellips} à reproduire le mouvement des membres supérieurs avec une meilleure reconstruction des marqueurs peut être reliée à la description de la mobilité de la scapula sur l'ellipsoïde du thorax dans ce modèle, permettant une amplitude de déplacement de l'articulation glénohumérale plus importante qu'avec les autres modèles (Figure 3.9). En revanche, la cinématique calculée à partir du modèle M_{regr} a abouti à une position quasiment fixe du centre de la tête humérale, alors que ce modèle était théoriquement construit pour décrire le comportement de l'articulation glénohumérale au cours du mouvement. Cela s'explique par les faibles élévations humérales lors de la locomotion en FRM, à partir desquelles le mouvement de la clavicule et de la scapula sont inferées dans ce modèle.

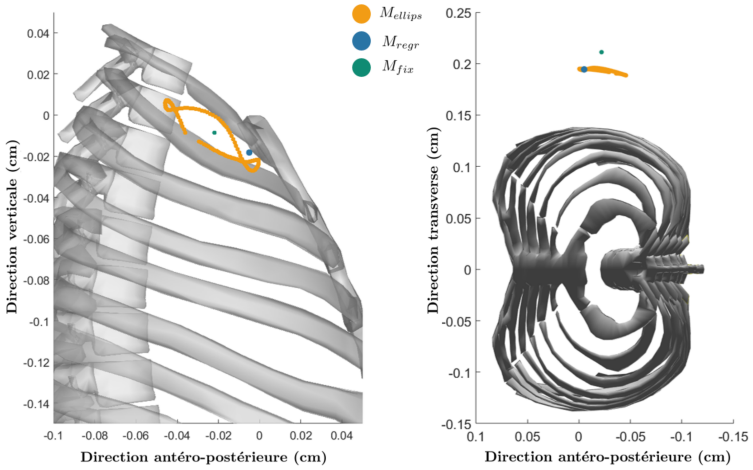


Figure 3.9 – Positions du centre de l'articulation glénohumérale dans le repère thorax, avec les trois modèles. Tracé pour un cycle de propulsion caractéristique.

2.3.2.3 Effet du modèle sur les moments inter-segmentaires

Les valeurs du moment de rotation interne/externe maximal et du moment à l'épaule global maximal étaient similaires entre les modèles, tout comme le moment global moyen au cours du cycle (Tableau 3.10). En revanche, la composante de flexion (dans le plan sagittal) variait considérablement entre les modèles (Figure 3.10).

N=10 ; moyenne ± écart-type	**Démarrage**			**Propulsion**		
	M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}	M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}
Moment de flexion max. (Nm)	23,4 ± 12,6	15,3 ± 11,3	20,7 ± 11,5	10,3 ± 6,1	5,4 ± 4,2	8,2 ± 5,3
Moment de rotation int. max. (Nm)	28,1 ± 7,3	31,1 ± 8,1	29,5 ± 7,0	23,3 ± 8,1	24,5 ± 7,8	23,9 ± 7,9
Moment global moyen (Nm)	15,2 ± 4,6	15,5 ± 4,5	15,3 ± 4,5	7,8 ± 1,9	8,0 ± 1,7	7,9 ± 1,8
Moment global max. (Nm)	37,4 ± 9,2	35,6 ± 8,7	36,2 ± 8,6	26,2 ± 8,1	26,1 ± 7,2	26,0 ± 7,7

Tableau 3.10 – Moments résultants à l'épaule lors du démarrage et de la propulsion, comparés selon les modèles

Ainsi, les calculs effectués avec les différentes chaînes cinématiques donnent des résultats comparables sur les moments résultants, mais le modèle M_{ellips} permet de s'adapter aux comportements individuels, en discriminant les moments de flexion par exemple. De plus, même si les différences restent minimes hormis pour la composante de flexion, les différences de position du centre de l'articulation gléno-humérale entre les modèles ont conduit à des bras de leviers différents des forces articulaires, ce qui peut expliquer les différences de moments résultants. Pour apprécier plus en détails les changements liés à la mobilité du centre articulaire, une analyse supplémentaire avec les bras de leviers musculaires serait nécessaire, car une modification du moment articulaire résultant peut entraîner des différences dans le recrutement des muscles pour exécuter le mouvement.

La moyenne du moment de flexion durant la phase de poussée obtenue avec le modèle M_{ellips} était cohérente avec des valeurs déjà obtenues dans la littérature [Hybois et al., 2018; van Drongelen et al., 2005b], tout comme le moment global de l'articulation glénohumérale [Vegter et al., 2015]. Néanmoins, ces comparaisons doivent être considérées avec précaution puisque le repère dans lequel les moments résultants sont exprimés varie selon les études appliquées à la dynamique de l'épaule lors de la locomotion en FRM [Cooper et al., 1999; O'Reilly et al., 2013].

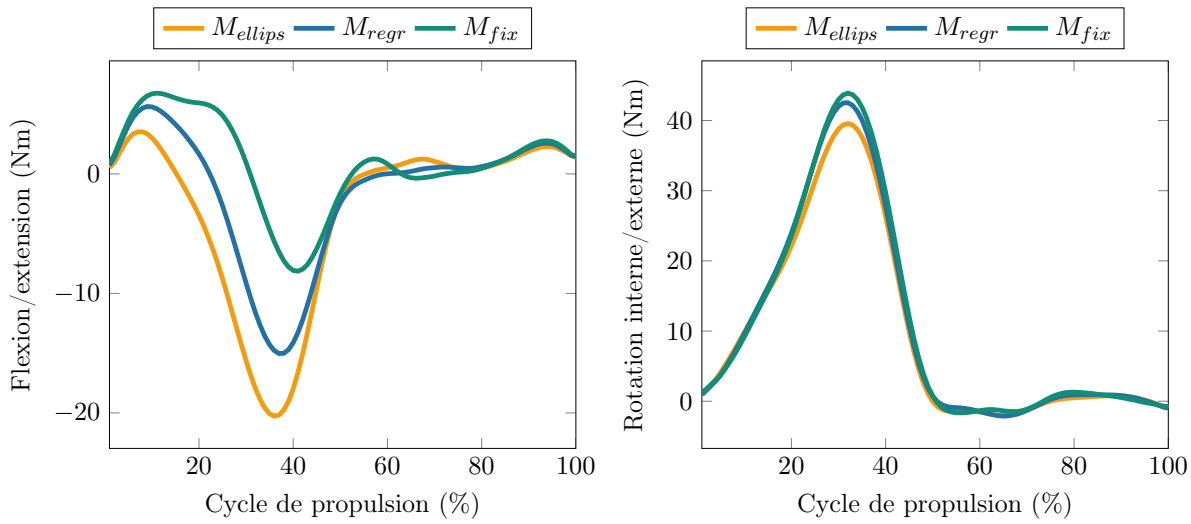


Figure 3.10 – Evolution moyenne des moments résultants au niveau de l'articulation gléno-humérale au cours du cycle de propulsion en FRM

2.3.2.4 Temps de calcul

Le temps de calcul nécessaire avec le modèle M_{ellips} était le plus faible (14,0 ± 1,0 s). Le modèle M_{fix} avec l'épaule bloquée a montré des valeurs de temps de calcul semblables (15,5 ± 1,1 s) alors

que le modèle de régression M_{regr} donnait un temps de calcul considérablement plus élevé (55,5 $\pm$ 12,3 s). L'article présentant le modèle d'articulation scapulo-thoracique basé sur l'ellipsoïde avec une formulation de type *mobilizer* [Seth et al., 2016] mentionnait des vitesses de calcul permettant une analyse en temps réel. Une telle vitesse de calcul n'a pas été observée, mais le modèle M_{ellips} a malgré tout permis de réduire drastiquement le temps de calcul en comparaison à M_{regr}. Le plus grand nombre de segments ajoutés autour de l'articulation scapulo-thoracique dans le développement du modèle M_{ellips} peut expliquer ce décalage avec les calculs en temps réel espérés, ainsi que les différences dans le protocole de mesure aboutissant aux données d'entrée du modèle (marqueurs réfléchissants placés sur la peau en opposition aux pins intra-corticaux du travail de [Seth et al., 2016]) ainsi que l'absence de personnalisation des paramètres de l'ellipsoïde et de la longueur de la clavicule.

2.3.3 Conclusion

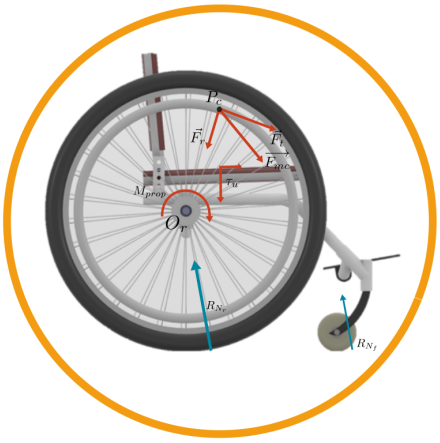
Cette étude avait pour objectif de comparer la cinématique et la dynamique de l'épaule durant la locomotion en FRM (démarrage et propulsion), en les calculant avec des modèles possédant des chaînes cinématiques différentes au niveau du complexe de l'épaule : *mobilizer* sous forme d'ellipsoïde pour l'articulation scapulo-thoracique (M_{ellips}), équations de régression (M_{regr}) ou bien articulation gléno-humérale fixe par rapport au thorax (M_{fix}). Les résultats ont montré la pertinence de modéliser la scapula comme glissant sur un ellipsoïde [van der Helm, 1994; Seth et al., 2016], qui constitue une description plus physiologique que les équations de régression [Holzbaur et al., 2005; Saul et al., 2015]. Le modèle M_{ellips} développé durant la thèse à partir de l'articulation scapulo-thoracique de Seth [Seth et al., 2016] présentait les meilleurs résultats en termes de reconstruction cinématique tout en permettant de s'adapter aux différences de cinématiques utilisées par les différents sujets de la population en ne sur-contraignant pas les degrés de liberté du modèle. D'un point de vue dynamique, ce modèle permettait d'obtenir des moments résultants à l'épaule similaires à ceux des autres modèles de la littérature, avec une différence au niveau du moment de flexion-extension. De plus, le modèle M_{ellips} permettait de réduire considérablement le temps de calcul en regard des autres modèles. Pour optimiser l'utilisation de ce modèle, il reste à adapter des méthodes individualisées pour personnaliser la chaîne cinématique, en particulier les paramètres définissant l'ellipsoïde scapulo-thoracique (rayons, orientation et position du centre) et la longueur de la clavicule.

Résumé du Chapitre 3

Dans le chapitre 3, le développement d'un modèle musculo-squelettique du tronc et des membres supérieurs a été présenté. Ce modèle a permis de répondre aux limitations des principaux modèles du membre supérieur de la littérature pour étudier la locomotion en FRM, en utilisant une chaîne cinématique bilatérale personnalisable incluant l'articulation scapulo-thoracique. L'intégration de cette articulation permet en effet de s'affranchir des équations de régression couplant les mobilités de la scapula et de la clavicule en fonction de l'élévation humérale, en utilisant des méthodes expérimentales (*scapula locator*, *cluster* de marqueurs sur l'épine de la scapula) pour le suivi du mouvement de la scapula au cours du mouvement. Une chaîne musculaire a également été intégrée à la chaîne cinématique, dans la perspective du calcul des activations musculaires au cours du mouvement.
Le modèle musculo-squelettique ainsi développé a été évalué dans son application à l'analyse de la locomotion en FRM. Cette évaluation a été réalisée à partir des données expérimentales mesurées durant la thèse, et présentées au chapitre 2, auprès de sujets avec divers handicaps et experts de l'utilisation d'un FRM. Dans un premier temps, la reconstruction de la cinématique de la scapula et l'évolution des longueurs musculo-tendineuses au cours de la propulsion sur ergomètre de FRM fixe ont été comparées entre le modèle construit durant la thèse et différentes chaînes cinématiques issues de la littérature. Dans un second temps, cette comparaison a été effectuée au niveau de la reconstruction cinématique du membre supérieur et des moments inter-segmentaires à l'épaule, à partir de situations réelles de démarrage et propulsion sur le terrain. Le modèle musculo-squelettique développé durant la thèse offrait la meilleure reconstruction cinématique ainsi que des temps de calcul avantageux, tout en permettant de s'adapter aux techniques de propulsion individuelles. L'effet du changement de chaîne cinématique était également répercuté au niveau des moments inter-segmentaires estimés.
En revanche, le calcul des activations musculaires à partir du modèle musculo-squelettique proposé n'a pas pu être mise en œuvre durant la thèse. Ce calcul, mené par exemple par optimisation statique, intervient après l'étape de dynamique inverse, pour distribuer le torseur d'actions mécaniques inter-segmentaire global au niveau intra-articulaire. De futurs travaux devraient permettre de franchir cette étape, nécessaire pour comprendre les phénomènes en jeu à l'échelle articulaire.
Le modèle musculo-squelettique développé dans cette partie permettait de caractériser l'interaction "sujet-FRM". Dans la perspective de l'optimisation des réglages du FRM du point de vue de la mobilité de l'utilisateur au sein de son environnement, il est également nécessaire de développer un modèle mécanique du FRM en mouvement, caractérisant son interaction avec le sol. Cette démarche est présentée dans le chapitre 4.

Chapitre 4

Modélisation mécanique du FRM en mouvement



Sommaire

1 Description du modèle développé 92

1.1 Formalisme et hypothèses 92

1.1.1 Repérage géométrique 94

1.1.2 Actions mécaniques extérieures 97

1.2 Développement des équations du mouvement 98

1.2.1 Principe de la résultante dynamique 98

1.2.2 Théorème du moment dynamique appliqué aux roues arrière 98

1.2.3 Théorème du moment dynamique suivant l'axe antéro-postérieur $\vec{x}_5$ et l'axe médio-latéral $\vec{z}_5$ 99

1.3 Système d'équations constitutif du modèle mécanique 99

1.4 Comparaison à un modèle précédent 100

2 Exemple d'application du modèle : effet des réglages sur la stabilité antéro-postérieure du sujet sur le FRM 104

2.1 Méthodes 104

2.2 Résultats et perspectives 105

Le modèle biomécanique développé dans le chapitre précédent avait pour objectif de modéliser et analyser l'interaction entre le sujet et le FRM. Le FRM étant le dispositif avec lequel l'utilisateur interagit avec le sol pour effectuer le déplacement, le système sujet-FRM n'est pas le seul à prendre en compte lors de l'étude de la locomotion : les interactions entre le FRM et l'environnement, et plus généralement le comportement dynamique du fauteuil, doivent aussi être étudiés.
Le modèle représentant le FRM en mouvement a pour objectif de lier la cinématique du fauteuil (positions et angles, vitesses et accélérations linéaires et angulaires) aux efforts extérieurs exercés sur le FRM. Parmi ces efforts extérieurs, certains peuvent être mesurés par des moyens expérimentaux existants, par exemple les torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur les mains courantes et le système de soutien du corps, via un FRM instrumenté comme le FRET-2. Les autres efforts extérieurs peuvent être estimés par des lois de comportement (modèles de résistance au roulement et pivotement), à partir des composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues, que le modèle mécanique développé dans ce chapitre va chercher à estimer. En effet, les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues du fauteuil influencent directement la locomotion, tant du point de vue de l'indice de stabilité antéro-postérieure que de la mobilité (résistance au roulement et au pivotement). Avec l'association d'un modèle mécanique du FRM en mouvement, il devient alors possible de décrire l'intégralité de l'interaction entre l'utilisateur et son environnement.
Plusieurs modèles avaient été développés dans la littérature pour décrire le FRM en mouvement (cf. Chapitre 1, partie 3.2, p. 32). Le modèle le plus proche des objectifs indiqués ci-dessus était celui développé durant la thèse de Joseph Bascou [Bascou, 2012] pour étudier les mouvements du FRM en trajectoire droite ou curviligne. Néanmoins, ce modèle ne représentait l'interaction sujet-FRM que par un torseur dynamique global, et ne modélisait en particulier pas les actions mécaniques exercées par le sujet sur le FRM au cours du mouvement. L'objectif de ce chapitre était donc de développer un modèle mécanique du FRM en mouvement prenant en compte l'interaction sujet-FRM (notamment avec les torseurs d'actions mécaniques sur les deux mains courantes et sur le système de soutien du corps), pour les cas de trajectoires sur sol horizontal rectilignes ou curvilignes, sans négliger ni les résistances au roulement et au pivotement, ni les inerties des solides constituant le FRM.

1 Description du modèle développé

1.1 Formalisme et hypothèses

L'objectif du modèle est d'établir la relation entre les actions mécaniques exercées par le sujet sur le FRM, la cinématique du fauteuil, et les efforts $\vec{R}$ de réaction du sol sur les roues, en faisant intervenir explicitement les réglages du FRM comme paramètres. Cette étape de modélisation correspond à la recherche d'un ensemble f d'équations du type :

$$\vec{R} = f(\text{cinématique, efforts externes, réglages})$$

Le modèle présenté dans cette partie et implémenté ensuite sur MATLAB® imposait un déplacement du fauteuil sur un plan horizontal (sans dévers ni pente). De plus, afin de rendre le modèle isostatique et de réduire le nombre d'inconnues et d'hypothèses supplémentaires, les deux roulettes avant ont été traitées comme une seule roulette équivalente. Cette modélisation du fauteuil à trois

roues avec une roulette équivalente avait déjà été proposée dans des travaux antérieurs [Bascou, 2012]. Au niveau de la rotation des roues, l'hypothèse émise était celle d'une condition de roulement sans glissement pour les trois roues.
Un modèle plus complet, non détaillé dans ce manuscrit, a également été développé. Il était destiné à simuler entièrement la trajectoire du FRM par intégration temporelle numérique à partir de sa configuration initiale (position et vitesse de l'ensemble des solides du fauteuil), avec des hypothèses moins restrictives, notamment la prise en compte des efforts latéraux sur les roues, des deux roulettes avant individuelles, et l'étude de situations de pente et dévers. Ce modèle n'ayant pas pu, par manque de temps, être entièrement implémenté et testé avant la fin de la thèse, il n'a pas été utilisé pour l'estimation des forces de réaction du sol sur les roues.

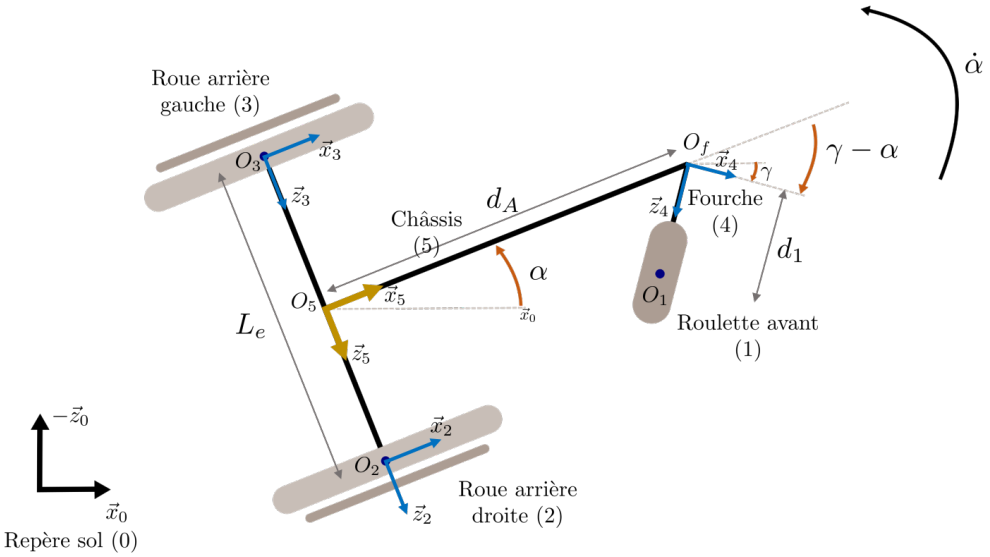


Figure 4.1 – Schéma du modèle du fauteuil roulant manuel, vue de dessus

Le FRM est modélisé comme l'ensemble de solides évoluant dans le plan horizontal sur le sol (0), constitué par : la roulette avant équivalente (1), les roues arrière droite (2) et gauche (3), la fourche avant (4) et le châssis (5) (Figure 4.1). Lors de sa trajectoire, il est imposé que le fauteuil ne bascule pas et que toutes les roues restent en contact avec le sol.

Le repère associé au fauteuil et lié au châssis a pour origine le point O_5, milieu de l'entraxe des roues arrière, et le système d'axes est le suivant :

- $\vec{x_5}$: axe antéro-postérieur du fauteuil, dirigé vers l'avant ;
- $\vec{y_5}$: axe vertical du fauteuil par rapport au plan du sol, dirigé vers le haut ;
- $\vec{z_5}$: axe médio-latéral du fauteuil, dirigé de la gauche vers la droite.

Comme évoqué précédemment, ce modèle mécanique doit permettre de mettre en relation les efforts externes à la cinématique, en fonction des réglages. Les indéterminées du système à résoudre sont donc notamment les forces de réaction du sol sur les roues. Une hypothèse de roulement sans glissement a été faite. De plus, l'effet de la composante latérale de l'action du sol sur les roues a été négligé, même si cette composante peut avoir un effet sur la dynamique de la roue en pivotement, à des angles de

glissement élevés [Silva et al., 2016]. Ainsi, seules les composantes verticales et antéro-postérieures des forces de réaction du sol sur les roues ont été prises en compte dans le modèle, cette hypothèse étant appliquée dans la majorité des études de la littérature sur la dynamique du fauteuil roulant manuel [Bascou et al., 2014; Cooper, 1990; Frank and Abel, 1989; Sauret et al., 2012]. Avec ces hypothèses, il existe alors 6 inconnues dans le modèle : les composantes longitudinales ($\mathcal{R}^L_{R_d}$, $\mathcal{R}^L_{R_g}$, $\mathcal{R}^L_f$) et normales ($\mathcal{R}^N_{R_d}$, $\mathcal{R}^N_{R_g}$, $\mathcal{R}^N_f$) des forces de réaction du sol sur la roue arrière droite (R_d), roue arrière gauche (R_g) et roulette avant (R_f), respectivement.

La stratégie de résolution pour aboutir au système de 6 équations à 6 inconnues va alors consister à écrire :

- le principe fondamental de la dynamique appliqué à l'ensemble du fauteuil, suivant les axes longitudinaux et verticaux : 2 équations ;
- le théorème du moment dynamique appliqué à l'ensemble du fauteuil, suivant les axes longitudinaux et transversaux : 2 équations ;
- le théorème du moment dynamique appliqué à chacune des deux roues arrière, suivant leur axe de rotation : 2 équations.

Dans un souci de clarté, seul le fil conducteur de la démarche est présenté ci-après dans le corps du manuscrit. Cependant, le lecteur éclairé trouvera l'ensemble des développements des calculs dans l'Annexe 2 (p. 150).

1.1.1 Repérage géométrique

Distances caractéristiques

Les dimensions caractéristiques du fauteuil, représentées sur la figure 4.1, sont les suivantes :

- $\overrightarrow{O_5O_f} = d_A\vec{x}_5$: distance entre l'origine du repère fauteuil O_5 et le pivot de fourche avant O_f ;
- $\overrightarrow{O_fO_1} = d_1\vec{z}_4$: distance entre le pivot de fourche avant et le centre de la roulette avant, projetée dans le plan horizontal ;
- $\overrightarrow{O_3O_2} = L_e\vec{z}_5$: voie arrière du fauteuil ;
- r_r le rayon des roues arrière et r_f le rayon de la roulette avant.

L'hypothèse est émise que le déplacement de la roulette avant (1) et de la fourche (4) par rapport au châssis 5 au cours du mouvement du fauteuil ne modifie pas la position du centre de gravité de l'ensemble $\{1+2+3+4+5\}$. La position du centre de masse du fauteuil peut donc être considérée, par symétrie, comme étant suivant l'axe $\vec{x}_5$ et exprimée dans le repère fauteuil de la manière suivante :

$$\overrightarrow{O_5G_{FRM}} = x_G\vec{x}_5 + y_G\vec{y}_5 \tag{1.1}$$

Par ailleurs, le centre de gravité du châssis seul est donné par :

$$\overrightarrow{O_5G_5} = x_{G_5}\vec{x}_5 + y_{G_5}\vec{y}_5 \tag{1.2}$$

Le point O_p, projeté de l'origine du repère fauteuil au niveau du sol, est également introduit puisqu'il s'agira du point de réduction du théorème du moment dynamique : $\overrightarrow{O_pO_5} = r_r\cos\theta\vec{y}_5$ (Figure 4.2).

Enfin, avec le paramétrage de la roulette avant, l'empattement w_b du fauteuil, i.e. la distance entre B_1, point de contact entre le sol et la roulette avant équivalente, et O_p projetée suivant l'axe $\vec{x}_5$, est

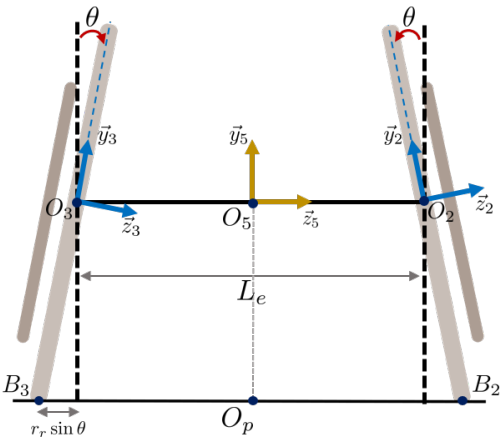


Figure 4.2 – Schéma du paramétrage des roues arrière, vue de derrière

donné par :

$$w_b = d_A - d_1 \sin(\gamma - \alpha)$$

Angles caractéristiques

Le paramétrage angulaire est le suivant :

- α : angle du repère châssis R_5 par rapport au repère global R_0 ;
- γ : angle du repère fourche R_4 par rapport au repère global R_0 ;
- θ : angle de carrossage des roues arrière ;
- $\beta_1, \beta_2, \beta_3$: angles de rotation par rapport à leur support de la roulette avant et des roues arrière droite et gauche, respectivement ;
- $\dot{\beta}_1, \dot{\beta}_2, \dot{\beta}_3$: vitesses angulaires autour de leur axe de rotation de la roulette avant et des roues arrière droite et gauche, respectivement.

Matrices de passage entre les solides

Les matrices de rotation entre les repères liés aux différents solides du modèle, ainsi que leurs vitesses angulaires par rapport au repère lié au sol, sont décrites ci-après.

Châssis (5)

La matrice de position angulaire du châssis $P_{R_0R_5}$ et le vecteur vitesse angulaire du châssis par rapport au repère sol R_0 sont donnés par :

$$P_{R_0R_5} = \begin{pmatrix} \cos\alpha & 0 & \sin\alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\alpha & 0 & \cos\alpha \end{pmatrix} \qquad \overrightarrow{\Omega}_{5/0} = \dot{\alpha}\vec{y}_5 \qquad (1.3)$$

Roues arrière droite (2) et gauche (3)

Les roues arrière sont carrossées par rapport au châssis avec un angle θ autour de $\vec{x}_5$ (Figure 4.3). Le contact entre le sol et la roue (de centre O_2) se fait en B_2. La matrice de position angulaire du châssis $P_{R_0R_2}$ de la roue arrière droite et $P_{R_0R_3}$ de la roue arrière gauche par rapport au sol sont reportées

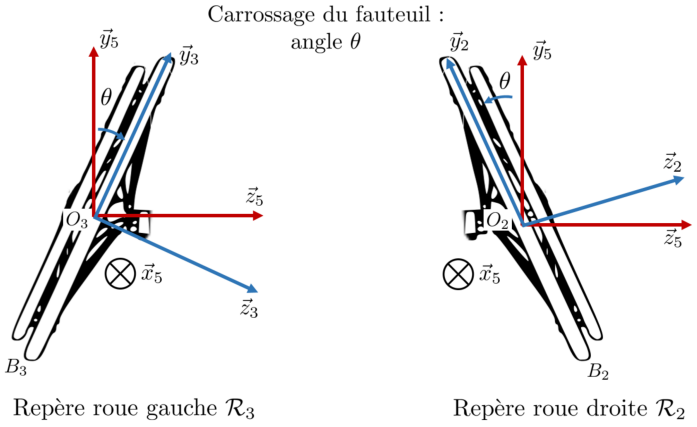


Figure 4.3 – Repères associés aux roues arrière

ci-après. La vitesse angulaire des roues arrière correspond à la composition des vitesses angulaires de la roue par rapport au châssis et du châssis par rapport au sol :

$$P_{R_5R_2} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \qquad \begin{aligned} \overrightarrow{\Omega}_{2/0} &= \overrightarrow{\Omega}_{2/5} + \overrightarrow{\Omega}_{5/0} \\ &= \dot{\beta}_2\vec{z}_2 + \dot{\alpha}\vec{y}_5 \\ &= \left(\dot{\alpha} + \dot{\beta}_2\sin\theta\right)\vec{y}_5 + \dot{\beta}_2\cos\theta\vec{z}_5 \end{aligned} \tag{1.4}$$

Roue arrière gauche (3)

L'orientation de la roue arrière gauche par rapport au châssis est symétrique à celle de la roue arrière droite. Comme indiqué sur la figure 4.3, l'orientation de la roue arrière gauche (3) par rapport au châssis se fait donc avec un angle $-\theta$ autour de $\vec{x}_5$.

$$P_{R_5R_3} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \qquad \begin{aligned} \overrightarrow{\Omega}_{3/0} &= \overrightarrow{\Omega}_{3/5} + \overrightarrow{\Omega}_{5/0} \\ &= \dot{\beta}_3\vec{z}_3 + \dot{\alpha}\vec{y}_5 \\ &= \left(\dot{\alpha} - \dot{\beta}_3\sin\theta\right)\vec{y}_5 + \dot{\beta}_3\cos\theta\vec{z}_5 \end{aligned} \tag{1.5}$$

Roulette avant (1) et fourche avant (4)

La matrice de position angulaire $P_{R_5R_4}$ de la fourche (4) par rapport au châssis (5), avec le repérage présenté sur la figure 4.4, est donnée ci-après, ainsi que le vecteur vitesse angulaire de la roulette avant (1) par rapport au repère sol R_0 :

$$P_{R_5R_4} = \begin{pmatrix} \cos(\gamma-\alpha) & 0 & \sin(\gamma-\alpha) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma-\alpha) & 0 & \cos(\gamma-\alpha) \end{pmatrix} \qquad \begin{aligned} \overrightarrow{\Omega}_{1/0} &= \overrightarrow{\Omega}_{1/4} + \overrightarrow{\Omega}_{4/0} \\ &= \dot{\beta}_1\vec{x}_4 + \dot{\gamma}\vec{y}_5 \end{aligned} \tag{1.6}$$

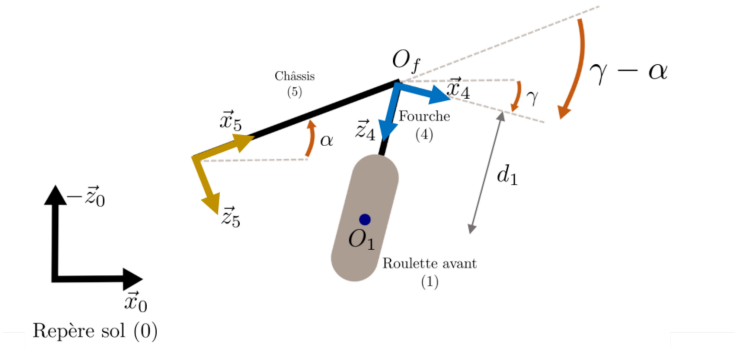


Figure 4.4 – Repères associés à la fourche avant à la roulette avant équivalente

1.1.2 Actions mécaniques extérieures

Les actions mécaniques liées à la résistance de l'air et aux pertes dans les paliers sont négligées [Hofstad and Patterson, 1994; Bascou, 2012; Bascou et al., 2017].

Le FRM est soumis aux actions mécaniques suivantes :

- poids du fauteuil $\vec{\mathcal{W}}_{wc}$, au point G_{FRM}
- torseur d'actions mécaniques exercé par le sujet sur l'ensemble {dossier/siège/repose-pied}, exprimé au centre du siège A_s :
$$\left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{\mathcal{F}_s}\\ \overrightarrow{\mathcal{T}_s}\end{array}\right\}_{A_s}$$
- torseurs d'actions mécaniques exercées par les mains du sujet sur les mains courantes droite et gauche, exprimés en O_2 et O_3 :
$$\left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{\mathcal{F}_{H_d}}\\ \overrightarrow{\mathcal{T}_{H_d}}\end{array}\right\}_{O_2} \text{ et } \left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{\mathcal{F}_{H_g}}\\ \overrightarrow{\mathcal{T}_{H_g}}\end{array}\right\}_{O_3}$$
- efforts de contact entre le sol et les roues arrière (resp. la roulette avant) en B_2, B_3 et B_1 :
$$\left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{\mathcal{R}_{R_d}}\\ \vec{M}^{roll}_{B_2,0/2} + \vec{M}^{piv}_{B_2,0/2}\end{array}\right\}_{B_2}, \left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{\mathcal{R}_{R_g}}\\ \vec{M}^{roll}_{B_3,0/3} + \vec{M}^{piv}_{B_3,0/3}\end{array}\right\}_{B_3}, \left\{\begin{array}{c}\overrightarrow{\mathcal{R}_f}\\ \vec{M}^{roll}_{B_1,0/1} + \vec{M}^{piv}_{B_1,0/1}\end{array}\right\}_{B_1}$$

Dans les expressions précédentes, la résistance au roulement d'une roue est modélisée par un moment autour de l'axe transversal au plan de la roue, appliqué au point de contact B_i entre la roue et le sol (cf. M_{rr} de l'équation 2.6, p. 18) :

$$\begin{aligned}\vec{M}^{roll}_{B_1,0/1} &= -\lambda^*_f \mathcal{R}^N_f \vec{x}_4\\ \vec{M}^{roll}_{B_2,0/2} &= -\lambda^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} \vec{x}_5\\ \vec{M}^{roll}_{B_3,0/3} &= -\lambda^*_r \mathcal{R}^N_{R_g} \vec{x}_5\end{aligned}$$

avec λ^*_f et λ^*_r les paramètres de résistance au roulement de la roulette avant et des roues arrière et $R^N_{rd,g}$ et R^N_f les efforts normaux sur les roues arrière et la roulette avant.
Le symbole * désigne le fait que le paramètre λ_i de la roue i est signé, en fonction du sens de rotation de la roue défini par le signe de la composante transversale de la vitesse de rotation $\Omega_{i/0}$ de la roue par rapport au sol.

De même, la résistance au pivotement d'une roue est modélisée par un moment autour de l'axe vertical (cf. M_{rp} de l'équation 2.7, p. 18), appliqué au point de contact B_i entre la roue et le sol :

$$\begin{aligned}\vec{M}^{piv}_{B_1,0/1} &= -\mu^*_f \mathcal{R}^N_f \vec{y}_4\\ \vec{M}^{piv}_{B_2,0/2} &= -\mu^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} \vec{y}_5\\ \vec{M}^{piv}_{B_3,0/3} &= -\mu^*_r \mathcal{R}^N_{R_g} \vec{y}_5\end{aligned}$$

avec μ^*_f et μ^*_r les paramètres de résistance au pivotement de la roulette avant et des roues arrière et $R^N_{R_{d,g}}$ et R^N_f les efforts normaux sur les roues arrière et la roulette avant.
Comme pour les paramètres de résistance au roulement, le symbole * désigne le fait que le paramètre μ_i de la roue i est signé, en fonction du sens de rotation de la roue défini par le signe de la vitesse angulaire $\dot{\beta}_i$.

1.2 Développement des équations du mouvement

1.2.1 Principe de la résultante dynamique

En isolant l'ensemble des solides du fauteuil $\{1+2+3+4+5\}$ et en appliquant le principe de la résultante dynamique suivant $\vec{x}_5$ (axe antéro-postérieur) et $\vec{y}_5$ (axe vertical), deux équations liant les composantes des forces de réaction du sol sur les roues aux efforts exercés par l'utilisateur sur le fauteuil et à l'accélération longitudinale du centre de gravité du fauteuil $\Gamma^x_{G_{FRM}}$ peuvent être obtenues :

$$\begin{aligned}\vec{x}_5 : \mathcal{F}^x_s + \mathcal{F}^x_{M_d} + \mathcal{F}^x_{M_g} + \mathcal{R}^L_f + \mathcal{R}^L_{R_d} + \mathcal{R}^L_{R_g} &= m\Gamma^x_{G_{FRM}}\\ \vec{y}_5 : \mathcal{W}_{wc} + \mathcal{F}^y_s + \mathcal{F}^y_{M_d} + \mathcal{F}^y_{M_g} + \mathcal{R}^N_f + \mathcal{R}^N_{R_d} + \mathcal{R}^N_{R_g} &= 0\end{aligned} \tag{1.7}$$

m désignant la masse totale du FRM.
La somme des forces exercées sur le fauteuil suivant l'axe vertical est nulle puisque l'hypothèse était faite que le fauteuil ne bascule pas et que toutes les roues restent en contact avec le sol.

1.2.2 Théorème du moment dynamique appliqué aux roues arrière

Le moment dynamique de la roue arrière droite (2) dans R_5 projeté sur l'axe transversal $\vec{z}_5$, exprimé au centre de la roue, vaut (cf. Annexe 2.3.1, p. 156) :

$$\overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}}.\vec{z}_5 = \ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \ddot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} \tag{1.8}$$

En isolant le système {roue arrière droite}, celle-ci est soumise aux actions mécaniques de la main et du sol, générant un moment autour de $\vec{z}_5$ (cf. Annexe 2.1.1.2, p. 151) :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_2}(\text{main}/2).\vec{z}_5 &= \mathcal{T}^{prop}_{M_d}\\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_2}(\text{sol}/2).\vec{z}_5 &= -\lambda^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} + r_r\cos\theta\mathcal{R}^L_{R_d}\end{aligned}$$

Etant donné le choix du point O_2 comme point de réduction (considéré par hypothèse comme le centre de gravité de la roue), le moment exercé par le poids de la roue est en effet nul.

En écrivant le théorème du moment dynamique appliqué à la roue arrière droite (2) en O_2 et en remplaçant $\ddot{\beta}_2$ à l'aide de l'expression de la condition de roulement sans glissement de la roue arrière droite (cf. équation 2.12, p. 155), l'effort longitudinal sur la roue arrière droite s'écrit :

$$\mathcal{R}^L_{R_d} = \frac{1}{r_r \cos\theta}\left[\ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) - \frac{1}{r_r}\left(\Gamma^{FRM}_x + \ddot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right)\cos\theta I_{2,O_2,zz} + \lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_d} - \mathcal{T}^{prop}_{M_d}\right] \quad (1.9)$$

En procédant de la même manière pour la roue arrière gauche (3), l'expression de l'effort longitudinal sur la roue arrière gauche est :

$$\mathcal{R}^L_{R_g} = \frac{1}{r_r \cos\theta}\left[\ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{3,O_3,zz} - I_{3,O_3,yy}) - \frac{1}{r_r}\left(\Gamma^{FRM}_x - \ddot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right)\cos\theta I_{3,O_3,zz} + \lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_g} - \mathcal{T}^{prop}_{M_g}\right] \quad (1.10)$$

1.2.3 Théorème du moment dynamique suivant l'axe antéro-postérieur $\vec{x}_5$ et l'axe médio-latéral $\vec{z}_5$

Afin d'obtenir les deux dernières équations permettant de résoudre le système et de déterminer les composantes des forces de réaction du sol sur les roues, le théorème du moment dynamique est appliqué au point O_p, projeté orthogonal de l'origine du repère fauteuil sur le sol, en isolant l'ensemble des solides du fauteuil $\{1+2+3+4+5\}$. Cette équation vectorielle est ensuite projetée selon $\vec{x}_5$ et $\vec{z}_5$. Pour parvenir à cette équation, la stratégie consiste à calculer, pour chacun des solides i constituant le fauteuil :

- le moment des actions mécaniques extérieures s'exerçant sur le solide i, transporté au point O_p. Le détail de ces calculs est fourni en Annexe 2.1 (p. 150) ;
- le moment dynamique du solide i, transporté au point O_p. Le détail de ces calculs est fourni en Annexe 2.3 (p. 156).

1.3 Système d'équations constitutif du modèle mécanique

En résumant l'ensemble des équations établies précédemment, le système de six équations obtenu permet d'exprimer les six inconnues caractérisant l'interaction entre le FRM et le sol en fonction des autres paramètres du système (réglages, cinématique, actions mécaniques exercées par le sujet sur le système de soutien du corps et sur les roues du FRM) :

- réaction sol/roue arrière droite (2) $\vec{\mathcal{R}}_{R_d}$: composantes normale $\mathcal{R}^N_{R_d}$ et longitudinale $\mathcal{R}^L_{R_d}$;
- réaction sol/roue arrière gauche (3) $\vec{\mathcal{R}}_{R_g}$: composantes normale $\mathcal{R}^N_{R_g}$ et longitudinale $\mathcal{R}^L_{R_g}$;
- réaction sol/roulette avant (1) $\vec{\mathcal{R}}_{R_d}$: composantes normale $\mathcal{R}^N_f$ et longitudinale $\mathcal{R}^L_f$.

Le système liant ces différentes composantes aux caractéristiques cinématiques et de réglages du FRM est reporté ci-dessous. Les expressions développées des projections des différents moments dynamiques $\overrightarrow{\delta_{i,O_p,i/0}}.\vec{x}_5$ et $\overrightarrow{\delta_{i,O_p,i/0}}.\vec{z}_5$ sont à retrouver dans l'Annexe 2.3 (p. 156).

Théorème de la résultante dynamique selon $\vec{x_5}$

$$\mathcal{F}^x_s + \mathcal{F}^x_{M_d} + \mathcal{F}^x_{M_g} + \mathcal{R}^L_f + \mathcal{R}^L_{R_d} + \mathcal{R}^L_{R_g} = m\Gamma^x_{G_{FRM}}$$

Théorème de la résultante dynamique selon $\vec{y_5}$

$$\mathcal{W}_{wc} + \mathcal{F}^y_s + \mathcal{F}^y_{M_d} + \mathcal{F}^y_{M_g} + \mathcal{R}^N_f + \mathcal{R}^N_{R_d} + \mathcal{R}^N_{R_g} = 0$$

Théorème du moment dynamique sur la roue arrière droite (2)

$$\mathcal{R}^L_{R_d} = \frac{1}{r_r \cos\theta}\left[\ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) - \frac{1}{r_r}\left(\Gamma^{FRM}_x + \ddot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right)\cos\theta I_{2,O_2,zz} + \lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_d} - \mathcal{T}^{prop}_{M_d}\right]$$

Théorème du moment dynamique sur la roue arrière gauche (3)

$$\mathcal{R}^L_{R_g} = \frac{1}{r_r \cos\theta}\left[\ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{3,O_3,zz} - I_{3,O_3,yy}) - \frac{1}{r_r}\left(\Gamma^{FRM}_x - \ddot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right)\cos\theta I_{3,O_3,zz} + \lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_g} - \mathcal{T}^{prop}_{M_g}\right]$$

Théorème du moment dynamique en O_p selon $\vec{x_5}$

$$\begin{aligned}
&\overrightarrow{\delta_{2,O_p,2/0}}.\vec{x}_5 + \overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}}.\vec{x}_5 + \overrightarrow{\delta_{5,O_p,5/0}}.\vec{x}_5 + \overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}.\vec{x}_5 + \overrightarrow{\delta_{4,O_p,4/0}}.\vec{x}_5 = \\
&r_r\cos\theta(\mathcal{F}^z_{M_d} + \mathcal{F}^z_{M_g}) + \frac{L_e}{2}(\mathcal{F}^y_{M_g} - \mathcal{F}^y_{M_d}) + (\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)(\mathcal{R}^N_{R_g} - \mathcal{R}^N_{R_d}) \\
&+\mathcal{T}^x_s + (r_r\cos\theta + y_{A_s})\mathcal{F}^z_s - (\lambda^*_f + d_1)\cos(\gamma - \alpha)\mathcal{R}^N_f
\end{aligned}$$

Théorème du moment dynamique en O_p selon $\vec{z_5}$

$$\begin{aligned}
&\overrightarrow{\delta_{2,O_p,2/0}}.\vec{z}_5 + \overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}}.\vec{z}_5 + \overrightarrow{\delta_{5,O_p,5/0}}.\vec{z}_5 + \overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}.\vec{z}_5 + \overrightarrow{\delta_{4,O_p,4/0}}.\vec{z}_5 = \\
&\mathcal{T}^{prop}_{M_d} + \mathcal{T}^{prop}_{M_g} - r_r\cos\theta(\mathcal{F}^x_{M_d} + \mathcal{F}^x_{M_g}) - \lambda^*_r(\mathcal{R}^N_{R_d} + \mathcal{R}^N_{R_g}) \\
&+\mathcal{T}^z_s + x_{A_s}\mathcal{F}^y_s - (r_r\cos\theta + y_{A_s})\mathcal{F}^x_s - x_G mg + \left(d_A + (\lambda^*_f + d_1)\sin(\gamma - \alpha)\right)\mathcal{R}^N_f
\end{aligned}$$

Ce système a ensuite été implémenté sous MATLAB® pour estimer les composantes des forces de réaction du sol sur les roues à chaque instant, connaissant la cinématique du fauteuil et les actions mécaniques exercées par le sujet sur le fauteuil. Il est alors possible d'estimer les efforts de contact sol/roues en utilisant comme données d'entrée du modèle les actions mécaniques exercées par le sujet sur le fauteuil, ainsi que la cinématique du fauteuil, mesurées à l'aide du fauteuil roulant instrumenté FRET-2 (cf. Chapitre 2, partie 1.1, p. 43).

1.4 Comparaison à un modèle précédent

La littérature concernant les modèles d'interaction fauteuil-sol prenant en compte les effets des actions mécaniques du sujet sur le fauteuil ne permettant pas d'évaluer les composantes des forces de réaction du sol sur les roues au cours du cycle pour les situations de trajectoires curvilignes, le modèle développé dans ce chapitre n'a pas pu être comparé à d'autres formulations concernant les tâches impliquant du pivotement. Le modèle développé durant la thèse de Joseph Bascou [Bascou, 2012] était en effet dédié à l'étude des tâches de locomotion en FRM impliquant du pivotement, mais il n'était appliqué qu'à la décélération libre et ne prenait pas en compte les actions du sujet sur les mains courantes. En revanche, pour les situations de trajectoire rectiligne, un modèle avait déjà été développé pour calculer les composantes normales des actions mécaniques sur les roues arrière et les roulettes avant en fonction des efforts exercés par l'utilisateur [Sauret et al., 2013b]. Cette comparaison impliquait d'additionner les composantes normales des forces de réactions sur les roues arrière droite et gauche $\mathcal{R}^N_{R_d}$ et $\mathcal{R}^N_{R_g}$ puisque l'effort normal sur les roues arrière $\mathcal{R}_{Nr}$ du modèle de référence était calculé pour les deux roues arrière. La comparaison a été réalisée en considérant le cycle moyen de propulsion

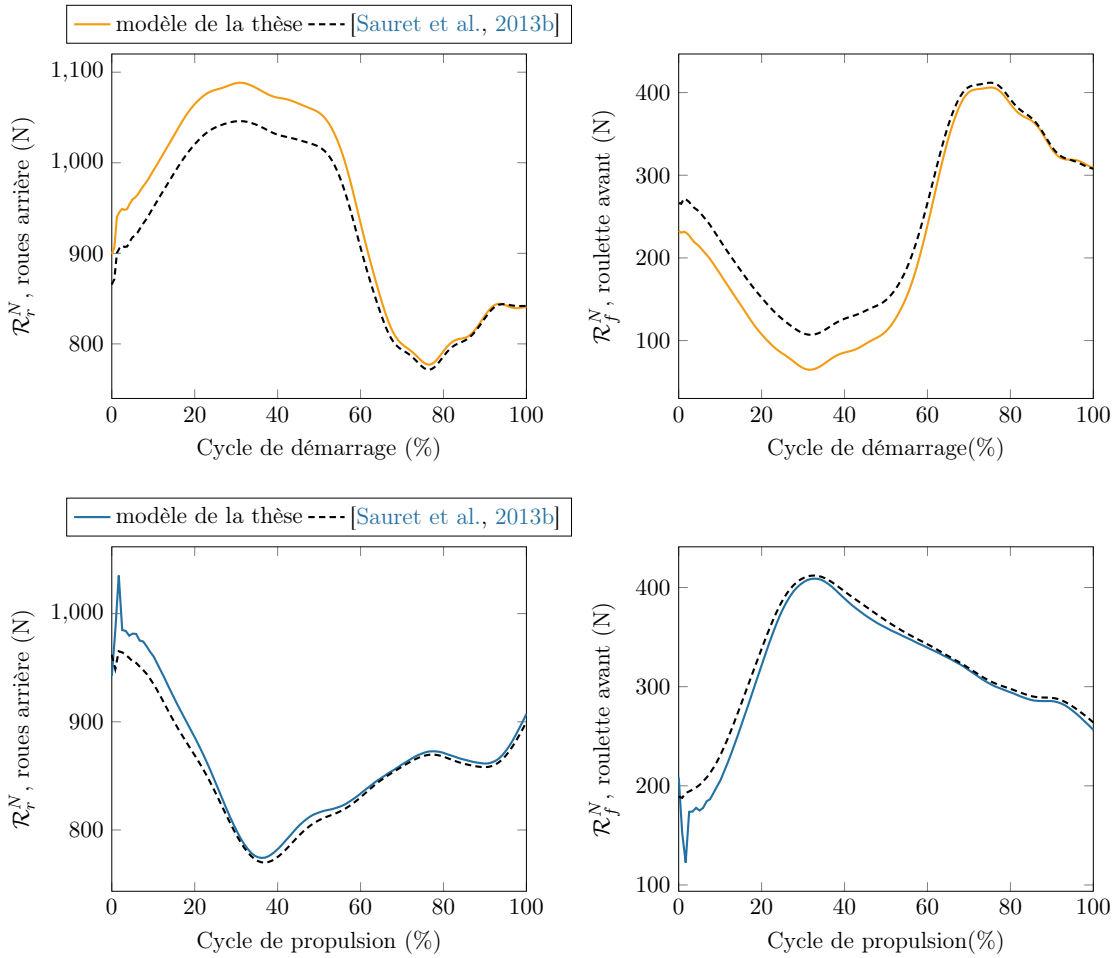


Figure 4.5 – Comparaison du modèle de la thèse à celui de [Sauret et al., 2013b] pour des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de la cohorte

et le cycle moyen de démarrage pour un sujet caractéristique de la population sur l'apprentissage (cf. Chapitre 2, partie 2.1, p. 47), avec une configuration de FRM commune (Figure 4.5).

Les estimations des composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues obtenues avec les deux modèles étaient très proches, pour la tâche de démarrage comme pour la tâche de propulsion. L'écart maximal d'estimation entre les deux modèles pour les efforts normaux sur les roulettes avant était de 39% en démarrage (resp. 36% en propulsion), correspondant à des écarts d'estimations maximaux de 45 N (resp. 43 N). Pour les roues arrière, cet écart maximal était de 4,6% pour la tâche de démarrage et 7,3% pour la tâche de propulsion, correspondant à des erreurs maximales de 69 N et 72 N respectivement.

Ainsi, les deux modèles sont conformes pour l'estimation des efforts dans les trajectoires rectilignes. Les différences obtenues peuvent être expliquées à la modélisation de la dynamique des solides composant le fauteuil dans le modèle de la thèse, en particulier lié à l'accélération du centre de gravité du FRM, contrairement au modèle précédent où ces effets n'étaient pas pris en compte. Néanmoins, cet écart reste faible, ce qui tend à indiquer que le comportement dynamique du FRM a une influence limitée sur l'estimation des composantes normales de réaction du sol pour la locomotion quotidienne.

Pour autant, le modèle développé dans ce chapitre permet, en plus, d'estimer les composantes longitudinales $\mathcal{R}_i^L$ des forces de réaction du sol sur les roues, et d'évaluer la répartition entre les roues

arrière droite et gauche, modélisées individuellement. Ces composantes ont été tracées pour un sujet caractéristique de la population sur l'apprentissage (Figure 4.6).

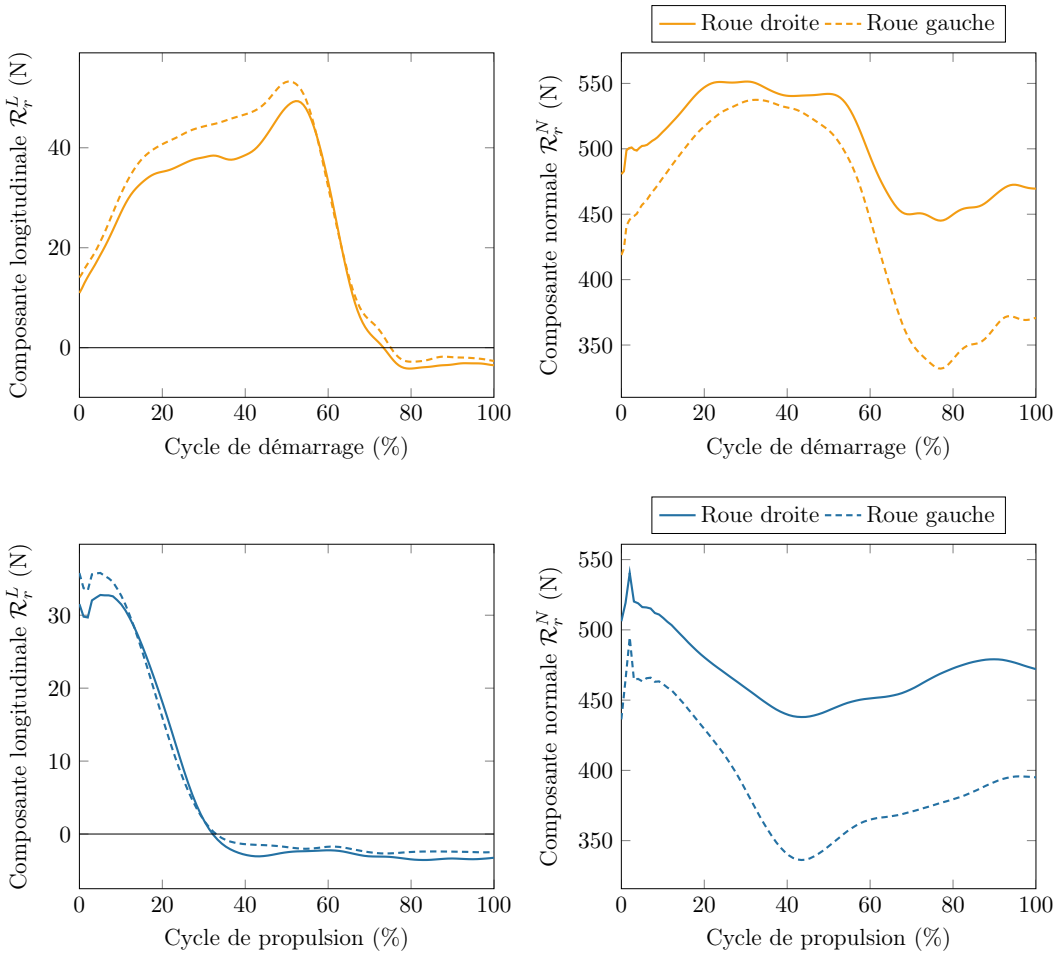


Figure 4.6 – Composantes normales et tangentielles des forces de réaction du sol sur les roues arrière droite et gauche pour des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de la cohorte
En haut, tracé en orange : cycle de démarrage **En bas, tracé en bleu :** cycle de propulsion
A gauche : composante longitudinale $\mathcal{R}_r^L$ **A droite :** composante normale $\mathcal{R}_r^N$

Malgré l'hypothèse générale de symétrie des tâche de locomotion en FRM, les calculs effectués pour les roues arrière droite et gauche montrent des différences non négligeables au niveau de la composante normale de réaction du sol, avec un écart supérieur à 100 N dans certaines phases du cycle de propulsion et de démarrage.

La valeur de la composante longitudinale de la force de réaction du sol sur la roue, peu décrite dans la littérature au cours d'un cycle de locomotion en FRM, présente des valeurs largement inférieures à la composante normale, avec des valeurs maximales de 30 N pour le cycle de propulsion et 45 N pour un cycle de démarrage. Ces valeurs sont de l'ordre de grandeur de celles reportées pour l'ensemble des deux roues arrière dans la thèse de Christophe Sauret [Sauret, 2010], où la composante longitudinale atteignait des valeurs de 100 N. L'évolution au cours du cycle de cette composante peut également être interprétée en regard de la répartition du cycle entre phase de poussée et phase de roue libre : lors de la phase de poussée, cette composante est positive puisque les forces exercées par le sujet sur le fauteuil permettent l'avancement, puis lors du lâcher de la main courante, cette composante diminue jusqu'à

devenir négative lors de la phase de roue libre, où la résistance au roulement est le seul phénomène en jeu au niveau des roues, d'où l'apparition d'une force s'opposant à l'avancement du FRM.

2 Exemple d'application du modèle : effet des réglages sur la stabilité antéro-postérieure du sujet sur le FRM

Une partie des résultats décrits dans cette partie a été présentée lors du 12^e Congrès Mondial de la Société Internationale de Médecine Physique et de Réadaptation (Annexe 2.4, p. 228).

S. Hybois, J. Bascou and F. Lavaste et al., Investigating the effects of manual wheelchair adjustments on locomotion stability through multi-factorial numerical simulations, 12^e Congrès Mondial de la Société Internationale de Médecine Physique et de Réadaptation, Paris, juillet 2018.

Le modèle mécanique du FRM en mouvement et de son interaction avec le sol peut alors être utilisé dans une perspective d'évaluation de l'effet des réglages par simulation numérique. En effet, le formalisme développé pour décrire le fauteuil faisait apparaître plusieurs réglages caractéristiques du FRM (position antéro-postérieure x_{A_s} et verticale y_{A_s} du siège par rapport à l'entraxe des roues arrière, empattement du fauteuil w_b, angle de carrossage, etc.). Il est alors possible de modifier leur valeur numériquement et d'évaluer les modifications induites sur les forces de réaction entre le sol et les roues, en considérant les actions mécaniques du sujet sur le fauteuil inchangées. A partir des composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues, il est alors possible d'étudier la résistance au roulement sur les roues, ou bien l'indice de stabilité antéro-postérieure.

2.1 Méthodes

Dans cet exemple d'application, la modification de deux réglages du FRM a été simulée pour évaluer l'effet sur l'indice de stabilité. Pour cette étude, la position antéro-postérieure x_{A_s} du siège par rapport au châssis et l'empattement w_b du fauteuil ont été modifiés, générant 77 configurations de fauteuil différentes (11 valeurs de x_{A_s} et 7 valeurs de w_b) :

$$-10 \text{ cm} \leq x_{A_s} \leq +10 \text{ cm} \quad (11 \text{ valeurs})$$
$$20 \text{ cm} \leq w_b \leq 50 \text{ cm} \quad (7 \text{ valeurs})$$

Pour chacune de ces configurations, les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues ont été calculées à partir du modèle mécanique présenté dans ce chapitre. Les données d'entrée du modèle étaient les torseurs d' actions mécaniques exercées par le sujet sur les mains courantes droite et gauche et sur le système de soutien du corps du FRM, ainsi que la cinématique (accélération du centre de gravité, vitesses angulaires, etc.) du FRM correspondante. Ces données d'entrées provenaient de mesures effectuées à l'aide du fauteuil roulant instrumenté FRET-2 (cf. Chapitre 2, p. 43), pour un cycle de manœuvre de virage chez un sujet caractéristique de la population de l'étude sur l'apprentissage de la locomotion en FRM (cf. Chapitre 2, p. 47). Les valeurs des composantes normales sur chacune des roues du modèle étaient utilisées pour calculer la valeur moyenne de l'indice de stabilité au cours du cycle de virage :

$$\bar{I}_{stab} = \frac{1}{t_f - t_i} \int_{t_i}^{t_f} \frac{\mathcal{R}_f^N(t)}{\mathcal{R}_{R_d}^N(t) + \mathcal{R}_{R_g}^N(t) + \mathcal{R}_f^N(t)} \mathrm{dt} \tag{2.1}$$

Cette grandeur caractérise la répartition moyenne des forces de réaction du sol sur le fauteuil, selon la direction antéro-postérieure.

2.2 Résultats et perspectives

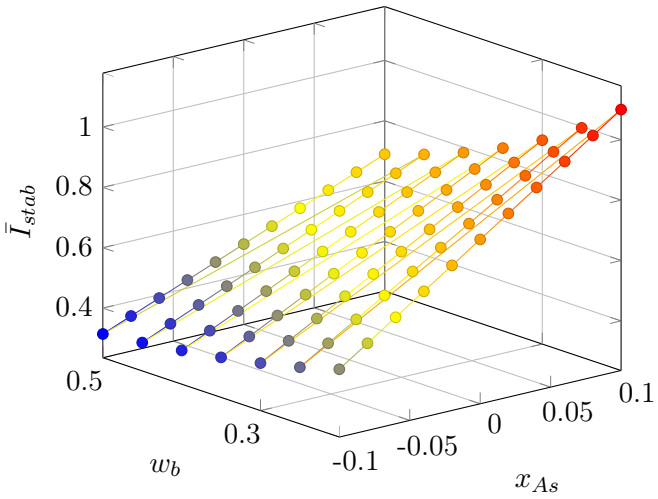


Figure 4.7 – Indice de stabilité antéro-postérieure moyen, en fonction de deux réglages du FRM, pour une manœuvre de virage

Les valeurs de $\bar{I}_{stab}$ au cours du cycle de virage obtenues par simulation numérique pour l'ensemble des configurations testées sont représentées sur la figure 4.7. Parmi toutes ces configurations, l'effet du changement de réglage menait à des cycles simulés où la répartition des forces de réaction du sol était postérieure ($\bar{I}_{stab} = 0,32$ pour la valeur la plus extrême) ou antérieure ($\bar{I}_{stab} > 1$ pour la valeur la plus extrême, synonyme de chute) par rapport à un cycle où le chargement serait équilibré. Les résultats obtenus ont aussi permis de confirmer que l'augmentation de l'empattement et le déplacement du siège vers l'arrière par rapport aux roues ramenait les efforts vers l'arrière (diminution de $\bar{I}_{stab}$). Cette information était directement déductible du modèle de [Sauret et al., 2013b] dans l'expression de $\mathcal{R}_{N_f}$ et est donc confirmée avec le modèle présenté dans ce chapitre, valable pour les situations non rectilignes comme le virage.

La figure 4.7 montre également que plusieurs configurations de FRM différentes peuvent aboutir au même indice de stabilité moyen au cours du cycle (lignes monochromes). Dès lors, la configuration d'un FRM favorisant un unique critère biomécanique de la locomotion (ici la stabilité antéro-postérieure) ne possède pas de solution unique lorsque plusieurs réglages sont modifiés simultanément. Pourtant, d'autres aspects de la locomotion pourraient être étudiés en parallèle avec les mêmes modifications de réglages (force de résistance au roulement, force de résistance au pivotement, inertie du fauteuil en rotation, etc.), menant chacun à des recommandations différentes. Cette analyse montre ainsi que l'étude de l'effet de plusieurs réglages sur la locomotion en FRM doit être abordé comme une procédure d'optimisation multi-factorielle.

Résumé du Chapitre 4

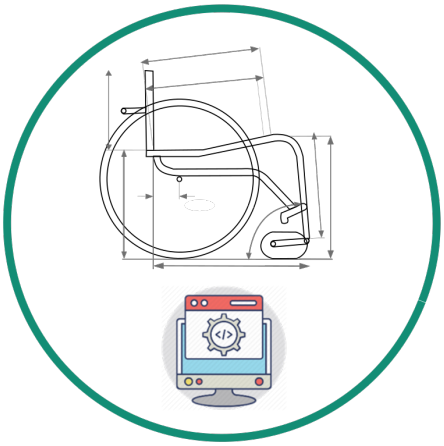
Dans le chapitre 4, un modèle mécanique du FRM en mouvement a été développé, pour simuler le comportement dynamique du FRM lors des situations de locomotion sur sol horizontal. L'originalité de ce modèle en regard de ceux proposés dans la littérature était la prise en compte des torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le système de soutien du corps et les mains courantes, ainsi que l'intégration des modèles de résistance au roulement et pivotement des roues, tout en prenant en compte les inerties des différents solides constituant le FRM. Ce modèle théorique intégrait également explicitement différents réglages du FRM. Le modèle développé dans ce chapitre présentait plusieurs limitations, notamment le fait de négliger les composantes latérales des forces de réaction du sol sur les roues, de prendre en compte uniquement une roulette avant équivalente, ainsi que l'impossibilité d'étudier les situations de pente et de dévers. Pour pallier cette dernière limite, un modèle plus complet était en phase d'implémentation durant la fin de la thèse, et devrait permettre à terme d'étudier l'intégralité des situations de locomotion en FRM, en fonction des réglages du FRM et des actions mécaniques de l'utilisateur.

Le modèle présenté dans ce chapitre a ensuite été implémenté numériquement, pour calculer les composantes normales et longitudinales des forces de réaction du sol sur les roues, en fonction des actions mécaniques exercées par le sujet sur le FRM et de la cinématique du FRM (mesurées avec le FRET-2). La comparaison montrait un bon accord de ce modèle avec un modèle développé dans la littérature pour l'étude des situations de locomotion en ligne droite [Sauret et al., 2013b].

Enfin, un exemple d'application du modèle mécanique a été présenté, permettant d'étudier l'influence des réglages sur différents paramètres caractérisant la mobilité en FRM. Le cas présenté permettait d'évaluer les effets de la modification de la position antéro-postérieure du siège et de l'empattement du fauteuil sur l'indice de stabilité antéro-postérieure. Avec ce modèle numérique, d'autres variables caractérisant la mobilité en FRM, par exemple les pertes énergétiques par résistance au roulement et au pivotement, pourraient être étudiées. L'application directe du modèle mécanique implique de faire varier les réglages du FRM indépendamment à chaque simulation, ou d'utiliser un plan factoriel. Néanmoins, afin de faire varier simultanément les réglages, ce modèle mécanique du FRM en mouvement peut également être intégré dans une procédure d'optimisation, comme développé dans le chapitre 5.

Chapitre 5

Optimisation des réglages du FRM



Sommaire

1 Optimisation des réglages du FRM pour certaines tâches locomotrices de la vie quotidienne . . . 109

1.1 Présentation de la procédure d'optimisation développée . . . 110

1.1.1 Description du formalisme des réglages . . . 110

1.1.2 Description du problème d'optimisation . . . 111

1.1.2.1 Forme générale . . . 111

1.1.2.2 Données d'entrée . . . 111

1.1.2.3 Fonction coût . . . 111

1.1.2.4 Contraintes . . . 112

1.1.2.5 Résolution . . . 113

1.2 Optimisation des réglages pour des tâches de la vie quotidienne . . . 114

1.2.1 Matériel et méthodes . . . 114

1.2.1.1 Population et tâches étudiées . . . 114

1.2.1.2 Préparation des données . . . 115

1.2.2 Résultats et discussion . . . 115

1.2.2.1 Etude d'un cas particulier : tâche de démarrage sur un sujet 115

1.2.2.2 Diminution des pertes énergétiques . . . 116

1.2.2.3 Configurations optimales du FRM 117
1.3 Limitations et perspectives 119
2 Génération de mouvement du membre supérieur 122
2.1 Développement d'un modèle de simulation du mouvement en FRM 122
2.1.1 Intérêt des méthodes de commande optimale 123
2.1.2 Modèle mécanique du système sujet-fauteuil 124
2.1.3 Algorithme de commande optimale pour la génération du mouvement 127
2.2 Simulation et analyse du mouvement généré 128
2.2.1 Implémentation et calculs 128
2.2.2 Analyse des résultats 129
2.3 Effet des réglages sur le mouvement simulé 130
2.4 Limitations et perspectives 133

La finalité de ce travail de thèse consistait à explorer l'influence des réglages sur la locomotion en FRM pour aider dans la recherche de la configuration optimale favorisant la mobilité, grâce à l'utilisation des modèles mécanique et biomécanique de la locomotion en FRM. Comme indiqué dans la revue de littérature du chapitre 1, il est possible de suivre des recommandations générales ou de trouver la valeur d'un réglage pris à part permettant d'optimiser un aspect de la biomécanique de la locomotion (maximiser l'amplitude du mouvement de l'épaule, diminuer les efforts à l'épaule, assurer la stabilité, etc.). Néanmoins, il a été montré que les réglages d'un FRM sont inter-dépendants et qu'une telle approche mono-réglage pouvait mener à des recommandations incompatibles entre différents critères et donc inutilisables en pratique. Par exemple, abaisser le siège au maximum pour abaisser le centre de gravité du FRM favorise la mobilité et la stabilité mais est incompatible avec la hauteur d'assise permettant une saisie de main courante avec un angle de flexion du coude entre 100° et 120°, recommandée pour des raisons d'efficacité énergétique de la propulsion. Il est donc nécessaire d'adopter une approche multi-variables des réglages du FRM, en ne cherchant pas à les optimiser individuellement. Pour cela, il est possible de considérer l'ensemble des réglages à optimiser comme les variables d'un problème de minimisation.
Dans ce chapitre, cette méthodologie a été appliquée dans un premier temps en imposant la cinématique et les efforts du sujet sur le fauteuil (mesurés à l'aide d'un fauteuil instrumenté) et en cherchant à minimiser les pertes énergétiques par résistance au roulement et au pivotement. La procédure d'optimisation fournit alors une estimation de l'impact d'un meilleur réglage de FRM sur la mobilité. Néanmoins, pour s'affranchir des hypothèses de cinématiques et efforts "fixés" par les mesures, une méthodologie de génération prédictive du mouvement a ensuite été développée pour modéliser l'adaptation du sujet à une modification de réglages du FRM. Ces algorithmes de simulation du mouvement ont ensuite été couplés à une étude factorielle de l'influence des réglages, constituant la première étape vers une optimisation entièrement numérique des réglages du FRM.

1 Optimisation des réglages du FRM pour certaines tâches locomotrices de la vie quotidienne

L'objectif de cette première partie est de présenter la méthodologie adoptée pour la description des réglages du FRM et l'intégration de ce formalisme dans une procédure d'optimisation des réglages. La procédure d'optimisation était construite autour du modèle mécanique développé dans le chapitre 4, afin de calculer les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues au cours du cycle et d'en extraire les informations sur la mobilité du sujet (stabilité antéro-postérieure, résistance au roulement), ces critères étant intégrés dans la boucle d'optimisation. La méthode développée sera ensuite appliquée pour préconiser des réglages permettant d'optimiser la mobilité en FRM lors de tâches locomotrices de la vie quotidienne. Pour cela, les données collectées antérieurement à la thèse durant la campagne de mesures sur l'apprentissage de la locomotion en FRM (cf. Chapitre 2, p. 47) seront utilisées, puisque les tâches étudiées y étaient représentatives des situations de la vie quotidienne d'un utilisateur actif.

1.1 Présentation de la procédure d'optimisation développée

1.1.1 Description du formalisme des réglages

Afin de pouvoir utiliser les réglages comme variables d'optimisation et de pouvoir interpréter les solutions optimales, il était nécessaire de définir les réglages comme indépendants les uns des autres, ce qui n'était pas le cas avec certaines définitions proposées dans la littérature (cf. Chapitre 1, p. 6). Les réglages ont alors été définis comme paramètres géométriques de positionnement des solides constituant le fauteuil les uns par rapport aux autres, exprimés dans le repère fauteuil dont l'origine était le milieu de l'entraxe arrière (ligne fictive joignant les deux centres des roues arrière). Les réglages intégrés à l'optimisation devaient en outre être pris en compte comme paramètres d'entrée du modèle mécanique, ce qui limitait le choix des paramètres. Ainsi, les paramètres "constructeur" (matériau des roues, masse du châssis, etc) ont été considérés comme fixes et leur valeur identifiée à partir du fauteuil ayant servi lors des mesures. Les paramètres géométriques comme la hauteur du dossier, les rayons des roues etc. ont également été fixés, pour ne conserver que des réglages de positionnement relatif. Ainsi, les réglages à optimiser incluaient (Figure 5.1) :

- la position antéro-postérieure x_s du siège : distance horizontale entre le milieu de l'entraxe arrière et le centre du siège ;
- la position verticale y_s du siège : distance verticale entre le milieu de l'entraxe arrière et le centre du siège ;
- l'empattement w_b du fauteuil : distance horizontale entre le point de contact sol/roue arrière et le point de contact sol/roulette avant ;
- les angles θ_s du siège par rapport à l'horizontale et θ_b du dossier par rapport à la verticale ;
- l'angle de carrossage θ_c, dont la modification n'impacte pas la longueur de l'entraxe arrière, mais augmente la voie arrière

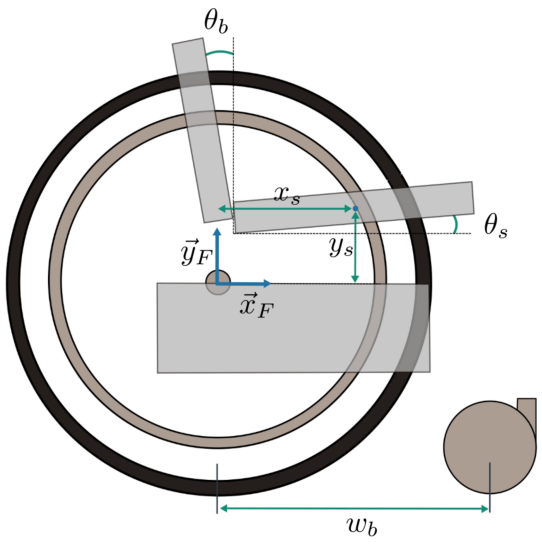


Figure 5.1 – Schéma de définition des réglages du FRM inclus dans la procédure d'optimisation

1.1.2 Description du problème d'optimisation

1.1.2.1 Forme générale

Les réglages à optimiser sont assimilés aux variables d'optimisation, contenues dans un vecteur $\mathbf{x}$. Pour trouver la configuration optimale du fauteuil, il est nécessaire d'établir une fonction coût $\hat{f}(\mathbf{x})$ traduisant mathématiquement l'objectif de la configuration souhaitée et d'imposer certaines contraintes $\mathbf{C}$ sur $\mathbf{x}$, liées par exemple à la géométrie du fauteuil et du sujet.

$$\begin{aligned} &\min \hat{f}(\mathbf{x}) \\ &\mathbf{C}_i(\mathbf{x}) = 0 \\ &\mathbf{C}_j(\mathbf{x}) < 0 \end{aligned}$$

Le problème d'optimisation des réglages du FRM est donc, mathématiquement, un problème d'optimisation (linéaire ou non selon le choix de la fonction coût) sous contraintes, avec la terminologie suivante :

- $\mathbf{x}$: vecteur des variables d'optimisation, i.e. des réglages du FRM considérés
- $\hat{f}(\mathbf{x})$: fonction coût du problème d'optimisation, à minimiser (i.e. pertes énergétiques, etc.)
- $\mathbf{C}_i$: contraintes d'égalité du problème
- $\mathbf{C}_j$: contraintes d'inégalité du problème

1.1.2.2 Données d'entrée

Le problème est abordé avec l'hypothèse forte des "conditions aux limites constantes", c'est-à-dire que les torseurs d'actions mécaniques exercées par le sujet sur le châssis et sur les mains courantes, ainsi que la cinématique du FRM correspondante (accélération du centre de gravité du FRM, etc.) au cours des différents cycles de locomotion sont considérées comme fixés et indépendants des réglages du fauteuil modifiés lors des différentes itérations. Cette hypothèse reste néanmoins raisonnable au voisinage d'une configuration de FRM donnée. Pour alimenter le problème d'optimisation, il est donc nécessaire de mesurer les actions mécaniques exercées par le sujet sur le fauteuil lors de la réalisation des différentes tâches. Cela a été réalisé avec un fauteuil roulant ergomètre de terrain (FRET-2, cf. Chapitre 2, p. 43) pour différentes tâches de la vie quotidienne reproduites en laboratoire (démarrage, propulsion, virage, etc.). Les trois torseurs d'actions mécaniques étant exprimés dans le repère lié au FRM, et transportés au milieu de l'entraxe des roues arrière, l'hypothèse des "conditions aux limites constantes" permettait malgré tout de recalculer, par relation de transport, les moments au niveau du siège et des mains courantes correspondant à ce torseur d'actions mécaniques fixe, en fonction du changement de réglages.

1.1.2.3 Fonction coût

L'approche retenue consiste à déterminer la configuration du FRM permettant d'améliorer la mobilité. Ce choix était en partie imposé par l'hypothèse des "conditions aux limites constantes", puisque cette hypothèse traduisait le fait qu'une modification de réglages n'impactait ni la cinématique d'entrée du FRM ni les torseurs d'actions mécaniques du sujet sur le FRM. D'un point de vue mécanique, optimiser

la mobilité peut alors être traduit en cherchant à minimiser l'énergie dissipée par les résistances à l'avancement pour un déplacement donné, à savoir la résistance au roulement et au pivotement lors du contact entre les roues et le sol. Ces pertes énergétiques sont fonctions à la fois de la cinématique du fauteuil (vitesses linéaire $\mathbf{v}(t)$ et angulaire $\omega_{\mathbf{i}}(t)$) et des composantes normales $\mathcal{R}_N^i$ de la réaction du sol au niveau des roues. Il est donc nécessaire de modéliser le comportement mécanique du fauteuil roulant, c'est-à-dire trouver les relations liant les efforts du sujet sur le fauteuil (mains courantes, système de soutien du corps) aux réactions du sol sur les roues. Connaissant ces composantes de réaction, le choix effectué pour évaluer la mobilité s'est porté sur une fonction coût $\hat{f}(\mathbf{x})$ du type :

$$\hat{f}(\mathbf{x}) = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{i \in \text{roues}} -\left(\frac{-\lambda_i}{r_i} \mathcal{R}_{N_i}(\mathbf{x},t)\mathbf{v}(\mathbf{x},t) - \mu_i(t)\mathcal{R}_{N_i}(\mathbf{x},t)|\omega_{\mathbf{i}}(\mathbf{x},t)| \right) \text{dt} \tag{1.1}$$

Cette évaluation de la fonction coût au cours d'un cycle (entre le début t_i et la fin t_f du cycle considéré) est une grandeur positive, en joules (J), caractérisant l'ensemble des pertes énergétiques du fauteuil au niveau du contact avec les roues. Ces pertes énergétiques sont séparées en deux composantes dans l'intégrande, l'une dépendant de la force de résistance au roulement F_{roll} et l'autre correspondant à la résistance au pivotement F_{piv} :

$$\begin{aligned} F_{roll} &= \sum_{i \in \text{roues}} \left(\frac{-\lambda_i}{r_i} \mathcal{R}_{N_i}(\mathbf{x},t) \right) \\ F_{piv} &= \sum_{i \in \text{roues}} \left(-\mu_i(t)\mathcal{R}_{N_i}(\mathbf{x},t) \right) \end{aligned} \tag{1.2}$$

Le modèle mécanique permettant de calculer les composantes normales en fonction des réglages $\mathbf{x}$ est caractérisé par les termes $\mathcal{R}_{N_i}(\mathbf{x},t)$ dans la fonction coût. Le modèle contenu dans cette expression, permettant de calculer les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues en fonction des réglages et des torseurs d'entrée, est dérivé de celui présenté dans le chapitre 4. Le système d'équations ainsi obtenu était ensuite résolu numériquement à chaque pas de temps sur MATLAB®. Les paramètres de résistance au roulement des roues arrière et roulettes avant ont été identifiés à partir des matériaux du sol et des pneumatiques des roues ainsi que de leur pression, et les paramètres de résistance au pivotement ont été calculés à chaque instant du cycle en fonction du rayon de courbure de la trajectoire [Fallot, 2016] (cf. équation *2.8*, p. 18).

1.1.2.4 Contraintes

Le problème d'optimisation ainsi posé va opérer une itération sur les réglages pour minimiser $\hat{f}(\mathbf{x})$. Une des premières contraintes consiste donc à restreindre l'espace de variation des variables d'optimisation pour rester dans des configurations de fauteuil réalistes. Les bornes inférieures et supérieures accordées aux réglages du FRM sont décrits dans le tableau 5.1.

Néanmoins, ces contraintes imposées sur les variables ne sont pas suffisantes pour obtenir une propulsion réaliste puisque des configurations de fauteuil menant à des positions instables peuvent apparaître, liées au risque de bascule vers l'avant ou vers l'arrière. Une contrainte de non-basculement a ainsi été ajoutée, à partir de l'indice de stabilité défini dans le chapitre 1 (équation *2.5*, p. 17) :

$$\forall t \in [t_0, t_f], 0 \leq I_{stab}(\mathbf{x},t) \leq 1 \tag{1.3}$$

position antéro-postérieure du siège	$0 \text{ cm} \leq x_s \leq 80 \text{ cm}$
position verticale du siège	$0 \text{ cm} \leq y_s \leq 50 \text{ cm}$
empattement du fauteuil	$10 \text{ cm} \leq w_b \leq 80 \text{ cm}$
angle du siège	$0° \leq \theta_s \leq 10°$
angle du dossier	$0° \leq \theta_b \leq 10°$
angle de carrossage	$0° \leq \theta_c \leq 23°$

Tableau 5.1 – Bornes inférieures et supérieures des réglages du FRM (variables d'optimisation)

Enfin, pour assurer que la configuration optimale ne soit pas un minimum local irréaliste avec des réglages ne permettant pas au sujet d'être positionné dans le fauteuil en saisissant les mains courantes, des contraintes de positionnement ont été ajoutées pour assurer la faisabilité géométrique de la solution de l'optimisation. Pour cela, un modèle géométrique simplifié a été construit avec des segments dont la longueur était mise à l'échelle à partir de la taille du sujet [Winter, 2005]. Les contraintes imposaient que des points cibles des mains, des pieds et du bassin puissent pour chaque configuration rester respectivement en contact avec leurs points homologues au niveau du fauteuil : le barycentre de la main coïncidant avec le sommet de la main courante, le barycentre du pied avec le milieu du repose-pieds, et le point le plus postérieur du bassin avec l'arrière du siège (Figure 5.2).

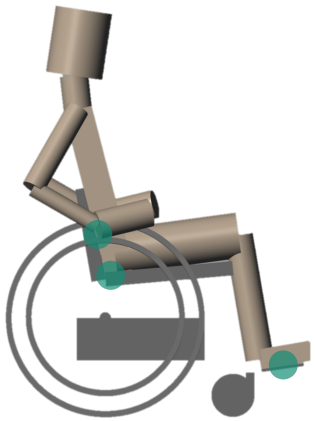


Figure 5.2 – Schéma représentant les contraintes de positionnement du problème d'optimisation

1.1.2.5 Résolution

Ce problème d'optimisation a été implémenté sous MATLAB®, avec en données d'entrée les efforts exercés par un sujet au cours d'un cycle d'une des tâches étudiées (démarrage, propulsion, virage, etc.). La configuration initiale $\mathbf{x}_i$ choisie pour les réglages était une configuration intermédiaire : $x_s = 32 \text{ cm}, y_s = 30 \text{ cm}, w_b = 60 \text{ cm}, \theta_s = \theta_b = 0°, \theta_c = 5°$.

La boucle d'optimisation était réalisée avec l'algorithme *fmincon* de MATLAB®. La recherche de la solution du problème d'optimisation sous contraintes ainsi posé était effectuée avec un algorithme de la famille des méthodes de type *interior-point*. Ce choix était motivé par le temps de calcul avantageux pour converger vers une solution. Néanmoins, l'inconvénient de cette famille d'algorithmes est qu'il s'agit de méthodes explorant des critères d'optimalité locaux, qui ne sont dans les conditions du problème ici posé pas équivalentes à des conditions globales d'optimalité. La convergence de ces algorithmes dépend aussi fortement de la solution initiale proposée.

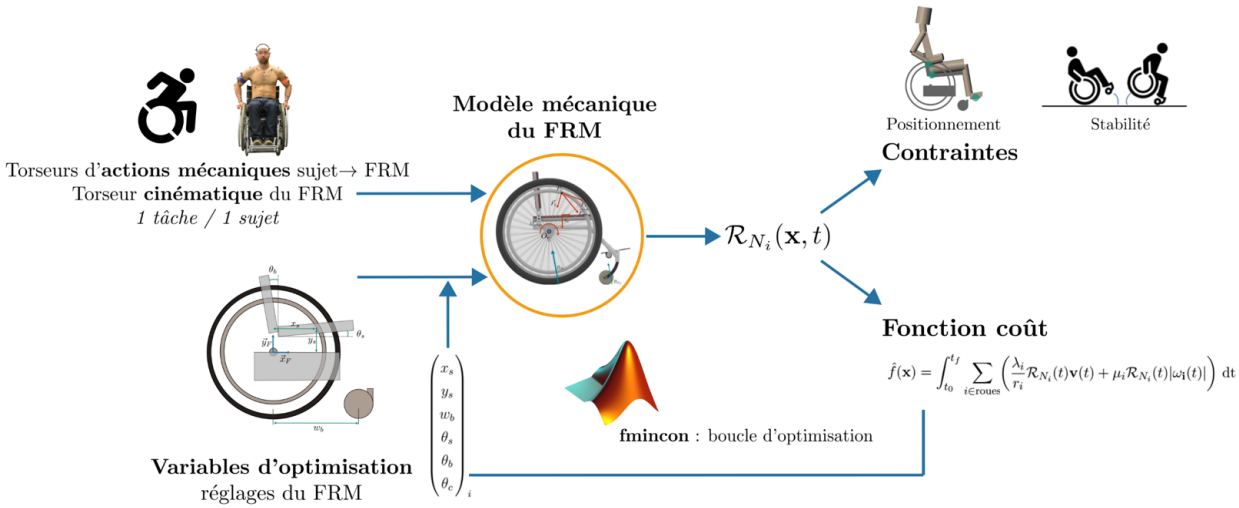


Figure 5.3 – Schéma de la boucle d'optimisation des réglages mise en place

1.2 Optimisation des réglages pour des tâches de la vie quotidienne

Une partie des résultats de l'étude développée dans cette partie a été présentée lors du congrès international RehabMove (Annexe 2.5, p. 230).

S. Hybois, J. Bascou and F. Lavaste et al., Numerical simulations for improving wheeled mobility of manual wheelchair users among a set of daily-life activities, 6th International Rehabmove Congress, University of Groningen (Groningen, Netherlands), décembre 2018.

La démarche décrite précédemment a été appliquée à l'étude de différentes activités de locomotion en FRM sur sol horizontal, représentatives de tâches rencontrées dans la vie quotidienne. L'objectif était d'utiliser le modèle mécanique de comportement du FRM pour quantifier les pertes énergétiques associées à chaque activité, puis d'itérer sur les réglages du FRM afin d'obtenir une configuration numériquement optimale pour minimiser les pertes énergétiques.

1.2.1 Matériel et méthodes

1.2.1.1 Population et tâches étudiées

Les données d'entrée de la boucle d'optimisation étaient issues de mesures effectuées auprès d'une population de $N = 18$ sujets valides (Tableau 2.1, p. 47), dans le cadre d'un protocole d'apprentissage de la locomotion en FRM présenté précédemment (cf. Chapitre 2, p. 47). Les torseurs d'actions mécaniques en entrée de la boucle d'optimisation (Figure 5.3) étaient extraits pour les activités de démarrage, de propulsion, de virage (contournement d'un plot, avec un rayon de giration supérieur à 1 m) et de slalom (entre 4 plots alignés et distants de $1,20$ m les uns par rapport aux autres), lors de la dernière session de mesures du protocole d'apprentissage (T_3, cf. Figure 2.5, p. 47). Ce choix garantissait que chaque sujet ait pu se familiariser avec la locomotion en FRM. Cette population, bien que composée de sujets valides plutôt que d'utilisateurs de FRM, a été choisie car le protocole expérimental incluait, en plus des propulsions et démarrage, les tâches de virage et de slalom, donnant ainsi une meilleure représentation du panel de tâches locomotrices de la vie quotidienne.

1.2.1.2 Préparation des données

Les données brutes issues des mesures du fauteuil roulant instrumenté étaient dans un premier temps lissées à l'aide d'un filtre de type moyenne mobile sur 5 valeurs, avec un passage dans chacune des deux directions du signal pour annuler les effet du déphasage temporel entre signaux bruts et signaux lissés. Les différents cycles associés aux tâches de locomotion (démarrage, propulsion, virage, slalom) ont été détectés et labellisés par analyse des signaux de forces et couples exercés par le sujet sur la main courante. Grâce à la synchronisation des capteurs embarqués du fauteuil roulant instrumenté avec le système de capture du mouvement, la détection de cycle était ensuite confirmée visuellement par la trajectoire des marqueurs réfléchissants positionnés sur le fauteuil roulant, pour affiner les instants de début et de fin de tâche précédemment identifiés.

Pour chaque sujet et chaque tâche, le nombre de cycles enregistrés variait entre trois (slalom) et quarante (propulsion). Pour ne pas mener l'optimisation individuellement sur chacun des cycles, rendant l'interprétation des réglages optimaux difficile car potentiellement différente d'un cycle à l'autre, le cycle moyen par tâche a été calculé pour chacun des sujets, en moyennant les actions mécaniques par cycle et en ré-échantillonnant sur la durée moyenne de cycle. Les cycles moyens obtenus étaient en effet représentatifs de la technique de locomotion spécifique des sujets, à cause de la faible variabilité inter-cycle pour chacune de ces tâches standardisées. Cette méthode permettait de mener l'optimisation des réglages une fois par sujet et par tâche étudiée, plutôt qu'une fois pour chacun des cycles enregistrés.

1.2.2 Résultats et discussion

1.2.2.1 Etude d'un cas particulier : tâche de démarrage sur un sujet

Afin d'introduire les résultats présentés dans cette partie, l'optimisation est présentée pour un sujet de la population effectuant la tâche de démarrage. Dans un premier temps, l'ensemble des composantes des torseurs d'actions mécaniques pour les cycles de démarrage a été moyenné pour parvenir à un cycle de démarrage moyen, représentatif de la technique de locomotion de ce sujet. Ensuite, l'optimisation des réglages a été lancée à partir de la configuration initiale $\mathbf{x}_i$ (cf. p. 113). La configuration optimale obtenue consistait, par rapport à la configuration initiale (siège avancé et haut) à reculer le siège de 25 cm, baisser le siège de 20 cm et augmenter l'empattement de 10 cm. L'impact de l'optimisation sur les angles de dossier, siège et carrossage était faible. Avec ce changement de configuration du FRM, les pertes énergétiques au cours du cycle de démarrage sont passées de $\hat{f}(\mathbf{x}_i) = 28,5$ J à $\hat{f}(\mathbf{x}_{opt}) = 18,4$ J. L'ajustement de réglages induit par l'optimisation a ainsi impacté la force de résistance au roulement F_{roll} au cours du cycle ainsi que l'indice de stabilité antéro-postérieure du fauteuil (Figure 5.4). La contribution de la résistance au pivotement était négligeable pour le démarrage car le fauteuil n'a pas de mouvement de rotation dans cette tâche, i.e. un rayon de courbure r_c de la trajectoire infini : $\mu_i \underset{r_c \to +\infty}{\longrightarrow} 0$ (équation *2.8*, p. 18).

Ainsi, la configuration optimale permet bien de diminuer les pertes par résistance au roulement, ce que montre le décalage entre les deux courbes. En revanche, l'optimisation reste un compromis, et l'amélioration de mobilité ainsi obtenue se fait au détriment de la stabilité antéro-postérieure. En effet, l'indice de stabilité pour la configuration optimale, bien que restant hors du domaine de basculement du fauteuil, se rapproche de la valeur seuil zéro, correspondant ainsi à un risque accru de bascule vers l'arrière.

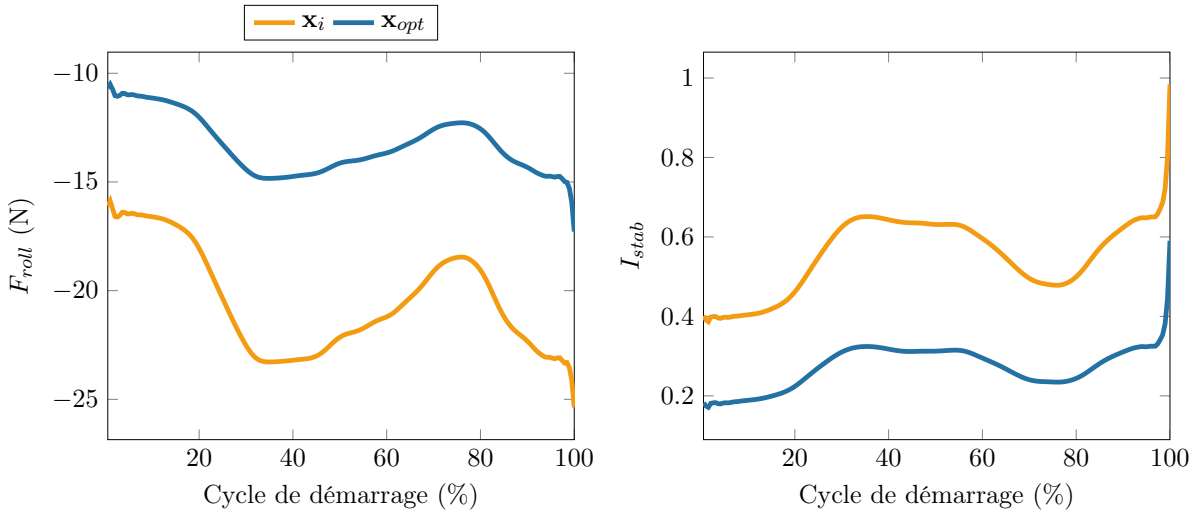


Figure 5.4 – Impact de l'optimisation sur la force de résistance au roulement et l'indice de stabilité, lors de la tâche de démarrage, pour un sujet de la cohorte

1.2.2.2 Diminution des pertes énergétiques

N=18	$\hat{f}(\mathbf{x}_i)$ (J)	$\hat{f}(\mathbf{x}_{opt})$ (J)	$\frac{\hat{f}(\mathbf{x}_{opt})-\hat{f}(\mathbf{x}_i)}{\hat{f}(\mathbf{x}_i)}$	N_{iter}
démarrage	23,4 ± 6,4	18,1 ± 3,7	- 20,2 ± 14,7%	17 ± 10
propulsion	31,0 ± 20,3	25,1 ± 11,2	- 14,7 ± 10,8%	14 ± 9
slalom	146,1 ± 17,9	100,8 ± 27,3	- 31,5 ± 12,0%	38 ± 9
virage	74,1 ± 13,8	53,8 ± 24,0	- 29,2 ± 16,1%	38 ± 8

Tableau 5.2 – Diminution des pertes énergétiques par optimisation des réglages pour différentes tâches (moyenne ± écart-type)

La convergence des calculs nécessitait un nombre d'itérations différent selon les tâches (Tableau 5.2). Pour le démarrage et la propulsion, tâches de durées similaires, les calculs convergeaient vers des réglages optimaux en moins de 20 itérations, tandis que le slalom et le virage nécessitaient plus de 35 itérations dans la boucle d'optimisation pour converger. Les cycles de durée plus élevée entraînent donc une convergence plus lente de l'optimisation.

Dans le tableau 5.2, la première colonne représente l'évaluation de la fonction coût $\hat{f}(\mathbf{x}_i)$ (équation *1.1*, p. 112), soit la quantification des pertes énergétiques au cours du cycle avec la configuration initiale $\mathbf{x}_i$ de réglages du FRM. Les pertes énergétiques étaient les plus importantes pour la tâche de slalom. Tout d'abord, les cycles de slalom étaient les plus longs parmi les différentes tâches évaluées. La fonction coût de l'optimisation étant définie comme une intégrale temporelle positive, une durée de cycle plus grande fait croître la valeur de l'intégrale. De plus, sur la tâche de slalom, le fauteuil conserve une vitesse linéaire $\mathbf{v}(t)$ importante tout en ajoutant une composante de vitesse angulaire autour de l'axe vertical $\omega_{\mathbf{i}}(t)$ qui contribue d'autant plus aux pertes énergétiques par résistance au pivotement. En revanche, les pertes énergétiques lors d'un cycle de propulsion étaient supérieures à celles lors d'un cycle de démarrage, alors qu'un cycle de démarrage est plus long. L'explication vient en réalité de la vitesse linéaire $\mathbf{v}(t)$ du fauteuil au cours du cycle, plus importante lors de la propulsion que lors du

démarrage (Figure 2.7, p. 53), entraînant une puissance plus élevée de la résistance au roulement.

En moyenne sur l'ensemble des sujets de la population, la boucle d'optimisation des réglages conduit à une diminution des pertes énergétiques par cycle avec la configuration $\mathbf{x}_{opt}$ par rapport à la configuration $\mathbf{x}_i$. L'amplitude de la diminution des pertes énergétiques (3^e colonne du tableau 5.2, p. 116) varie selon la tâche étudiée. Les diminutions relatives de pertes énergétiques par cycle les plus importantes sont obtenues pour les tâches de slalom et de virage, correspondant ainsi aux gains de mobilité les plus significatifs. En revanche, les diminutions relatives d'énergie dissipée sont moins importantes pour les tâches de démarrage et propulsion. Néanmoins, les diminutions obtenues atteignent jusqu'à 5 J par cycle, ce qui, accumulé en regard du nombre de propulsions effectuées en une journée par l'utilisateur, n'est pas forcément négligeable. Ces résultats soulignent le fait que lorsque la configuration initiale est modifiée, l'effet sur l'optimisation de la mobilité sera d'autant plus important que la tâche considérée implique à la fois de la résistance au roulement et au pivotement, comme c'est le cas en virage et slalom, puisque ces deux quantités contribuent à la fonction coût.

1.2.2.3 Configurations optimales du FRM

Les réglages optimaux $\mathbf{x}_{opt}$ obtenus par optimisation numérique sont représentés pour chacun des 18 sujets de la population et chacune des tâches étudiées sur la figure 5.5, en superposition avec la configuration initiale $\mathbf{x}_i$ de la boucle d'optimisation.

Pour les situations de locomotion en ligne droite (démarrage et propulsion), les positions antéro-

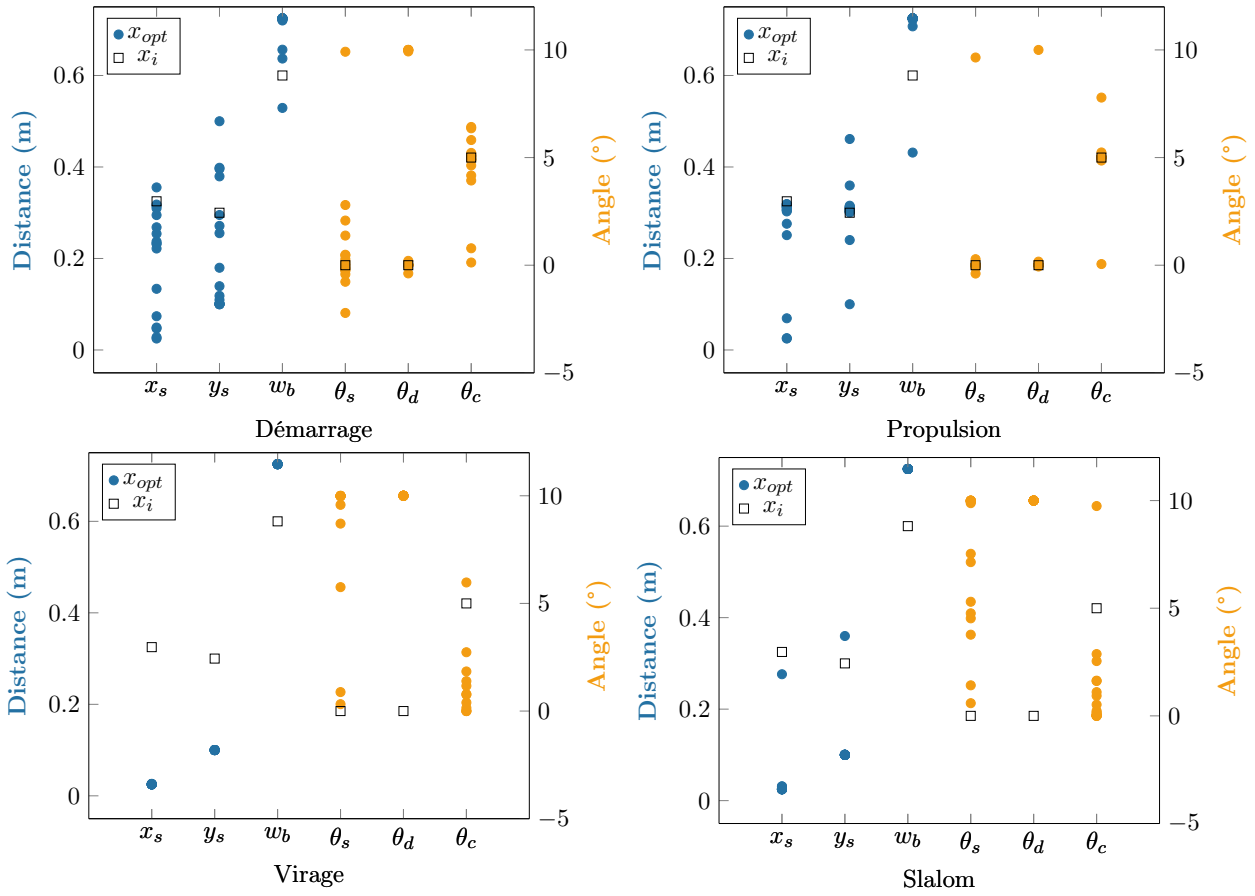


Figure 5.5 – Configurations optimales du FRM pour les différentes tâches ($N = 18$)

postérieures x_s et verticales y_s du siège indiquent une position plus postérieure et plus basse du siège

par rapport à l'entraxe arrière, avec une amplitude plus ou moins grande selon les sujets. En revanche, l'empattement w_b optimal correspond pour la majorité des sujets à la valeur maximale autorisée par les bornes des variables d'optimisation. Concernant les réglages d'angle, les valeurs optimales diffèrent d'un sujet à l'autre avec une distribution autour des valeurs initiales θ_i, même si pour les cycles de propulsion, l'influence est modérée car les angles optimaux restent majoritairement proches de la valeur initiale. Pour les tâches de slalom et de virage, impliquant la rotation du fauteuil, la boucle d'optimisation entraîne une saturation des contraintes pour la quasi-totalité des sujets sur les variables x_s (borne inférieure), y_s (borne inférieure), w_b (borne supérieure) et θ_d (borne supérieure). Ces configurations correspondent ainsi à une position la plus postérieure et basse du siège possible, avec un empattement maximal et un dossier incliné vers l'arrière. L'angle du siège est également modifié par rapport à la configuration initiale, avec des valeurs supérieures pour la configuration optimale. Enfin, l'angle de carrossage pour les roues arrière, initialement imposé à 5°, est diminué dans la configuration optimale du FRM.

Les résultats obtenus par cette optimisation numérique apportent plusieurs informations, confirmant notamment des indications de la littérature. En effet, l'optimisation de la mobilité obtenue indique la recommandation de reculer le siège autant que possible par rapport à la position de référence ou celui-ci était avancé. Cette considération a déjà été montrée dans la littérature [Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005; Boninger et al., 2000; Kotajarvi et al., 2004; Gorce and Louis, 2012] par des études expérimentales, et se retrouve ici confirmée numériquement en faisant varier plusieurs réglages simultanément. L'optimisation a aussi montré un effet bénéfique de l'abaissement du siège, qui avait été reporté dans la littérature [van der Woude et al., 2009; Gorce and Louis, 2012] mais avec des considérations autres que purement mécaniques (efficacité de la propulsion et paramètres cardio-respiratoires mesurés expérimentalement). Concernant l'empattement du fauteuil roulant, le modèle numérique de réglages du fauteuil développé durant la thèse indique clairement l'intérêt de le maximiser. Pour les tâches purement rectilignes, ce résultat n'est pas surprenant puisque dans le modèle développé par [Sauret et al., 2013b], ce réglage apparaît directement au dénominateur de la composante de réaction normale sur la roulette avant :

$$\begin{aligned} \mathcal{R}_{Nf} &= -\frac{(x_s\mathcal{F}_{Sy} - y_s\mathcal{F}_{Sx} + \mathcal{T}_{Sz}) + x_g\mathcal{W}_{wc}}{w_b} \\ \mathcal{R}_{Nr} &= -\left(\mathcal{W}_{wc} + \mathcal{F}_{Sy} + \mathcal{F}_{HRy} + \mathcal{R}_{Nf}\right) \end{aligned} \tag{1.4}$$

Enfin, l'analyse des réglages optimaux préconisés par l'optimisation numérique indique un effet modéré des angles du siège et dossier avec ce modèle. Ceux-ci évoluent en effet peu par rapport à la configuration initiale, et ne sont donc pas des variables d'optimisation impactant la fonction coût, avec le formalisme choisi. Les seules tâches de locomotion affectées par l'angle du siège et l'angle du dossier sont le slalom et le virage, avec une grande amplitude de valeurs des angles optimaux. Cette considération est plus un artefact qu'un résultat interprétable, puisque cet effet est principalement dû à la saturation des contraintes pour les variables x_s, y_s et w_b qui réduit la dimension des ajustements possibles.

En revanche, l'angle de carrossage est affecté par la procédure d'optimisation pour les deux tâches impliquant de la rotation. En effet, par rapport à la configuration initiale où les roues étaient carrossées

de 5°, les solutions optimales indiquent un angle de carrossage inférieur, tendant vers 0° dans de nombreux cas. Cela peut s'expliquer par le fait que, dans le formalisme du modèle mécanique développé dans la thèse (cf. Chapitre 4) diminuer l'angle de carrossage permet de diminuer le moment de résistance au pivotement par diminution de la distance entre le milieu de l'entraxe arrière et le point de contact entre le sol et la roue. Ce résultat est conforme à une étude précédente, effectuée avec un modèle similaire, ayant montré qu'une augmentation de l'angle de carrossage entraînait une augmentation de la résistance à la rotation [Bascou et al., 2018]. Néanmoins, cette recommandation de réglages consistant à diminuer l'angle de carrossage lors des mouvements impliquant du pivotement est en contradiction avec de nombreuses études ayant porté sur le carrossage [Veeger et al., 1989; Perdios et al., 2007]. L'augmentation du carrossage permet en effet, malgré l'augmentation de la résistance à la rotation, d'exercer un moment de rotation plus élevé, à effort d'utilisateur constant, entraînant une accélération angulaire plus importante pour les mêmes actions mécaniques d'entrée [Bascou et al., 2018]. Cependant, cet aspect de la locomotion n'était pas pris en compte dans la formulation de l'optimisation développée dans ce chapitre, qui visait uniquement à minimiser les pertes énergétiques. Cette fonction coût n'est donc pas nécessairement la plus adaptée en pratique, et cette limitation dans l'application des résultats suggère que d'autres fonctions coût, intégrant par exemple la facilité à pivoter, doivent également être explorées.

1.3 Limitations et perspectives

La méthode présentée dans cette section pour la mise en place d'une optimisation de réglages du FRM a ainsi permis d'obtenir certaines informations sur les préconisations à effectuer. L'intérêt principal de cet outil est de pouvoir tester numériquement de multiples configurations de FRM, en variant simultanément plusieurs réglages. De plus, la méthodologie employée est basée sur des mesures expérimentales (Figure 5.3, p. 114), permettant ainsi de s'assurer de la prise en compte des capacités individuelles des utilisateurs. Néanmoins, cette approche doit être considérée seulement comme une étape intermédiaire, puisque les résultats obtenus sont sujets à plusieurs limitations.

La principale limite de cette méthode est l'absence de modélisation de l'interaction entre une modification de réglages du FRM et la cinématique du fauteuil ainsi que les torseurs d'actions mécaniques du sujet sur le fauteuil. L'hypothèse émise dans un premier temps était en effet de considérer les cycles moyens mesurés comme données d'entrée, pour évaluer l'effet d'un changement de réglages *si* le fauteuil conservait le même mouvement et que les torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet étaient conservés. Cette hypothèse était imposée en particulier par les erreurs liées aux mesures expérimentales (orientation des dynamomètres du FRET-2, imprécision des capteurs six composantes, déformation du châssis, etc.), aboutissant aux torseurs cinématiques $\left\{\nu\right\}$ et d'efforts $\left\{\tau\right\}$ en entrée du modèle mécanique. Du fait de ces erreurs, l'équation du mouvement n'est pas respectée ($\mathcal{M}\mathbf{q} \neq \tau$), et il n'est pas possible d'inférer la cinématique du fauteuil en intégrant directement la dynamique, d'où la nécessité de considérer les deux comme données d'entrée (Figure 5.6). L'optimisation de la mobilité par itération des réglages ne peut alors pas porter sur un critère cinématique (maximiser la vitesse linéaire du fauteuil, etc.) car la cinématique $\left\{\nu\right\}$ n'est pas influencée par la modification de réglages, ce qui impose une fonction coût de type "pertes énergétiques" tel que proposé dans cette partie.

Une amélioration possible consisterait alors à ajouter une étape de réduction des résidus [Pallarès-

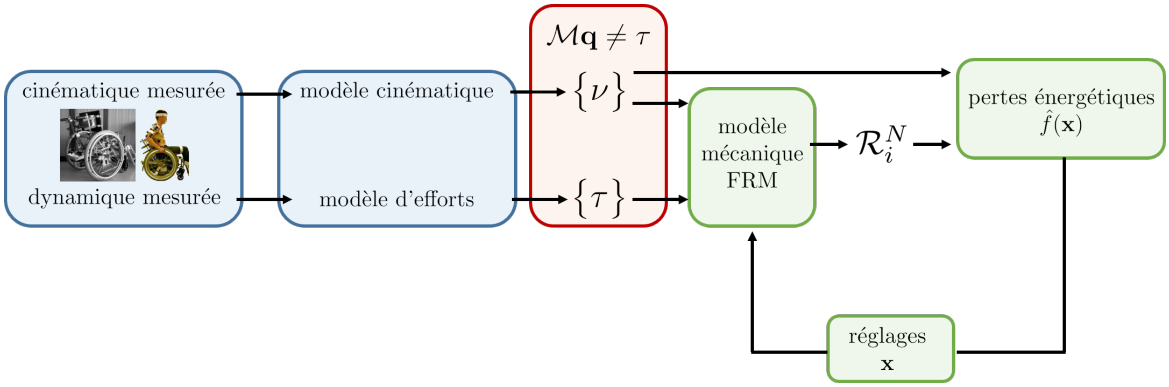


Figure 5.6 – Schéma de la procédure d'optimisation développée durant la thèse

López et al., 2019] pour ajuster les torseurs cinématique et d'actions mécaniques afin d'imposer l'égalité par l'équation du mouvement, en réduisant l'influence des erreurs de mesure. Ainsi, les nouveaux torseurs d'entrée du modèle mécanique obtenus $\{\nu^*\}$ et $\{\tau^*\}$ respecteraient l'équation du mouvement, et la cinématique pourrait être déduite de la dynamique, permettant de décaler la boucle d'optimisation en recalculant la dynamique d'entrée en fonction des réglages. La cinématique correspondante serait alors déduite en intégrant l'équation du mouvement $\mathcal{M}\mathbf{q} = \tau$, et en alimentant ensuite le modèle mécanique pour calculer les forces de réaction du sol sur les roues (Figure 5.7). Cette nouvelle approche permettrait d'établir un lien entre les réglages et les torseurs cinématiques et d'actions mécaniques en entrée du modèle (qui ne seraient plus considérés comme fixés peu importe les réglages). Cela permettrait en outre de mettre en place de nouvelles fonctions coût $\hat{f}(\mathbf{x})$ dans l'optimisation, avec des critères de performance cinématique, par exemple la maximisation de la vitesse ou de l'accélération au cours du cycle.

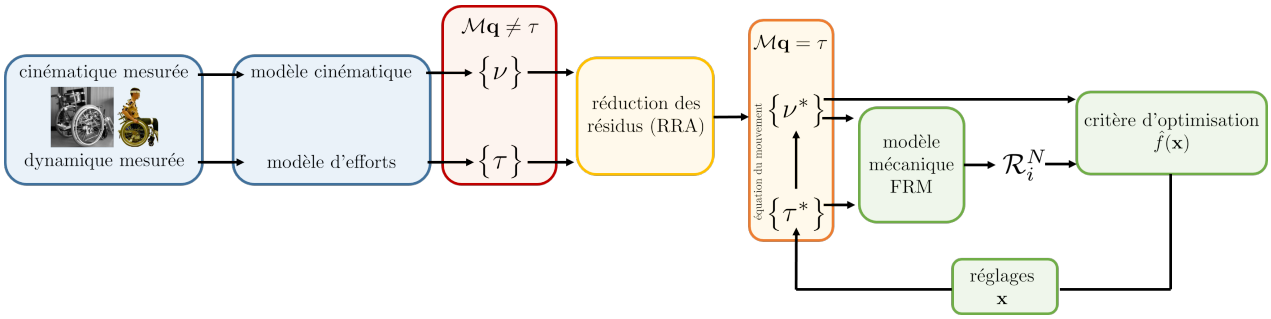


Figure 5.7 – Schéma d'une procédure d'optimisation avec réduction des résidus

Pour la méthode développée mise en place durant la thèse, les résultats montrent que la boucle d'optimisation semble être un outil puissant mais limité par les hypothèses qui alimentent le modèle mécanique. En effet, la plupart des résultats obtenus suite aux boucles d'optimisation auraient pu être déduits du modèle mécanique à partir de plusieurs simulations numériques mono-factorielles, considérant chaque réglage individuellement. Les informations extraites à propos du lien entre réglages et mobilité étaient déjà contenues analytiquement dans le système d'équations du modèle mécanique, mais n'ont pas été obtenues spécifiquement grâce à la boucle d'optimisation. Néanmoins, cette méthode permet de quantifier numériquement l'effet des réglages sur les pertes énergétiques et reste pertinente lorsqu'il s'agit d'évaluer a priori deux configurations de FRM différentes, sans nécessairement chercher

une optimisation générale des réglages.
Enfin, une limite intrinsèque concerne la méthode numérique d'optimisation, dépendant fortement des torseurs d'actions mécaniques issus de mesures expérimentales. Cela aboutit parfois à des solutions particulières lors des itérations successives, par exemple avec le problème de saturation des contraintes observé pour certains réglages. Enfin, en termes d'interprétation, la démarche consistant à définir un ensemble de réglages optimaux par tâche est discutable, étant donné qu'en pratique la configuration optimale ne serait pas nécessairement la même pour la propulsion que pour les virages. Un ajustement possible consisterait alors à effectuer l'optimisation sur une distribution de tâches pondérées par leur importance et leur fréquence dans le quotidien du sujet.

2 Génération de mouvement du membre supérieur

La principale limite de la démarche précédente est l'absence de prise en compte de l'effet de la modification des réglages du FRM sur la cinématique et les torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le FRM, au cours de la procédure d'optimisation. Ce choix était imposé par le fait que l'équation du mouvement n'était pas respectée pour les torseurs cinématique et d'actions mécaniques (exercées par le sujet sur les mains courantes, le dossier, l'assise et les repose-pieds) en entrée du modèle, issus de mesures expérimentales (cf. partie 1.3, p.119). Les actions mécaniques mesurées dans le repère lié au FRM étaient en effet considérées comme fixées (indépendantes des réglages), mais l'action sur le comportement du FRM était modifiée par la modification du moment de ces actions, dû au changement de réglages.
Pour contourner cette limitation, une possibilité serait d'évaluer l'impact d'un changement de réglages sur le mouvement et les actions mécaniques du sujet sur le fauteuil en testant expérimentalement les différents réglages du FRM et en construisant un modèle permettant de représenter cette interaction. Néanmoins, comme indiqué dans l'état de l'art, l'utilisation de méthodes expérimentales reste irréalisable en termes de temps et de nombre d'expérimentations à effectuer pour avoir un nombre suffisant de configurations de FRM.

L'utilisation d'une méthode de simulation prédictive du mouvement permet de s'affranchir de cette limite. Ainsi, des fonctions coût avec une approche "performance" (maximiser la vitesse moyenne, l'accélération au cours du cycle, etc.) seraient alors envisageables, puisque l'optimisation des réglages serait couplée à une optimisation du geste de propulsion. En effet, le développement d'un tel modèle piloté en dynamique directe permettrait, à chaque itération, de simuler le mouvement du sujet ajusté à cette nouvelle configuration de FRM, en imposant un critère de performance (mouvement minimisant l'énergie nécessaire par exemple). Des implémentations à plusieurs échelles sont possibles pour un tel modèle, comme présenté précédemment (cf. Chapitre 1, p. 23), l'idéal étant l'utilisation d'un modèle musculo-squelettique comme celui développé durant la thèse (cf. Chapitre 3), piloté par activations musculaires pour générer le mouvement du sujet, afin de pouvoir accéder à la description des phénomènes intra-articulaires comme les efforts au niveau des surfaces de contact articulaires. Néanmoins, dans la perspective d'évaluer la possibilité et l'intérêt d'une telle approche par rapport à l'optimisation des réglages précédente, un modèle plus simple de type 4-barres en 2D dans le plan sagittal sera utilisé dans un premier temps. Ce travail a été réalisé en collaboration avec Théo Rouvier, dans le cadre de son mémoire de Master Recherche.

2.1 Développement d'un modèle de simulation du mouvement en FRM

La prédiction du mouvement et des moments articulaires (ou des forces musculaires) est un domaine de l'analyse du mouvement humain particulièrement actif et toujours sujet à de sérieux verrous scientifiques. La plupart des méthodes utilisées à cet effet sont des procédures d'optimisation [Ezati et al., 2019], avec généralement un problème posé de manière à correspondre à des données expérimentales (*data-tracking problems*) pour s'assurer de l'aspect physiologique de la solution obtenue. Cette approche nécessite donc l'acquisition de données expérimentales, sans lesquelles un nouveau mouvement ne peut

pas être généré. Néanmoins, une autre approche a été employée dans la littérature, issue du monde de la robotique, consistant à générer des mouvements de manière entièrement prédictive (sans recours à des données expérimentales). Il s'agit de la famille des méthodes de commande optimale (dites *optimal control* dans la littérature anglo-saxonne).

2.1.1 Intérêt des méthodes de commande optimale

Les problèmes de commande optimale correspondent à la recherche des états optimaux d'un système dynamique. Dans le cas du mouvement humain, le système moteur est fortement redondant et de nombreuses stratégies de coordination neuro-musculaire peuvent aboutir au même mouvement. Ainsi, une procédure d'optimisation doit être mise en place pour obtenir, parmi les solutions possibles, celle qui minimise un certain critère.
En notant $\mathbf{x}(t)$ les états du système (positions, vitesses, accélérations) et $\mathbf{u}(t)$ les commandes du système (i.e. les moments inter-segmentaires si le système est piloté au niveau articulaire ou les activations musculaires si le système est piloté par des muscles) au cours d'un mouvement réalisé entre les instants t_0 et t_F, la forme générale d'un problème de commande optimale est la suivante [Kelly, 2017] :

$$\min_{t_0,t_F,x(t),u(t)} \left[\int_{t_0}^{t_F} \mathcal{L}(t,\mathbf{x}(t),\mathbf{u}(t))\mathrm{d}t + \mathcal{J}(\mathbf{x}(t_F)) \right]$$

La fonction coût à minimiser peut posséder deux types de termes : l'un défini comme une intégrale sur l'ensemble du mouvement simulé (terme $\int_{t_0}^{t_F} \mathcal{L}$, de type "Lagrange") et l'autre aux bornes du mouvement simulé (terme $\mathcal{J}$, de type "Mayer"). Certains problèmes sont posés avec un fonction coût uniquement de type Lagrange, traduisant une optimalité sur l'ensemble du mouvement, tandis qu'une fonction coût de type Mayer implique uniquement l'optimalité à l'instant final, sans critère le long du mouvement. L'optimisation peut aussi être formulée de façon mixte entre ces deux types de termes.
Ce problème d'optimisation est également soumis aux contraintes suivantes :

- équation de la dynamique du système :

$$\dot{\mathbf{x}} = f(t,\mathbf{x}(t),\mathbf{u}(t))$$

- contrainte au cours du mouvement simulé

$$h(t,\mathbf{x}(t),\mathbf{u}(t)) \leq 0$$

- contrainte aux bornes du mouvement simulé, i.e. aux instants t_0 et t_F

$$g(t_0,t_F,\mathbf{x}(t_0),\mathbf{x}(t_F)) \leq 0$$

- valeurs limites des états et commandes du système

$$\mathbf{x}_{inf} \leq \mathbf{x}(t) \leq \mathbf{x}_{sup}$$
$$\mathbf{u}_{inf} \leq \mathbf{u}(t) \leq \mathbf{u}_{sup}$$

Dans le cas d'un problème de mécanique, l'équation de la dynamique du système est en réalité l'équation du mouvement, qui peut être écrite sous la forme :

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \tau \tag{2.1}$$

avec $\mathbf{q}$ le vecteur contenant les coordonnées généralisées du système, $\dot{\mathbf{q}}$ et $\ddot{\mathbf{q}}$ ses dérivées temporelles successives, $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ la matrice d'inerties du système, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ la matrice des termes de Coriolis, $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ le vecteur des forces gravitationnelles et τ le vecteur des forces généralisées.

Les algorithmes de résolution des problèmes de commande optimale sont de deux types : les méthodes indirectes et les méthodes directes [Ezati et al., 2019]. Les méthodes indirectes consistent à utiliser le calcul différentiel pour construire analytiquement les conditions d'optimalité de la solution en résolvant un problème aux limites. Ces méthodes sont néanmoins difficiles à mettre en place puisque la solution initiale du problème est souvent difficile à obtenir. A l'opposé, les méthodes directes consistent à discrétiser numériquement le problème d'optimisation, permettant de traduire ce problème mathématique en un problème de programmation non-linéaire, qui peut être résolu de de deux manières [Kelly, 2017] :

- les méthodes de *shooting*, considérant uniquement les commandes $\mathbf{u}[.]$ comme variables d'optimisation, et intégrant numériquement la dynamique du système à chaque pas de temps, au cours de la procédure d'optimisation, pour en déduire les états $\mathbf{x}$ du système ;
- les méthodes de *collocation*, considérant à la fois les commandes $\mathbf{u}[.]$ et les états $\mathbf{x}[.]$ du système comme variables d'optimisation, en ajoutant les équations du mouvement comme contraintes algébriques à respecter pour chaque pas de temps.

Si les méthodes de *shooting* sont robustes, elles sont cependant plus longues en termes de temps de calcul. Les méthodes de collocation directe sont plus rapides et plus simples à implémenter, néanmoins ces avantages sont obtenus au détriment d'une convergence dépendant de l'estimation initiale, et d'une dynamique du système seulement approximée. Dans une première approche, le choix effectué durant la thèse s'est ainsi plutôt porté sur une méthode de collocation directe.

2.1.2 Modèle mécanique du système sujet-fauteuil

La première étape consistait à définir un modèle permettant d'écrire les équations du mouvement de manière analytique, pour les situations de locomotion en ligne droite (démarrage et propulsion en régime établi). Dans cette première approche et sur la base des quelques travaux préalables reportés dans la littérature [Ackermann et al., 2014; Cuerva et al., 2017; Martins et al., 2018], l'hypothèse retenue consistait à étudier le système sujet-FRM dans le plan sagittal, en modélisant de manière symétrique les côtés droit et gauche. Le modèle choisi était alors un modèle 4-barres en 2D pour la propulsion sur sol plat (Figure 5.8, p. 125), avec :

- le bras, formant un angle α_e par rapport à la verticale, et piloté par un moment inter-segmentaire de flexion à l'épaule τ_e en E ;
- l'avant-bras, formant un angle α_c par rapport à l'axe du bras, et piloté par un moment inter-segmentaire de flexion au coude τ_c en C ;
- la roue, formant un angle θ_r par rapport à la verticale ;
- le segment liant le centre de la roue O à l'épaule E.

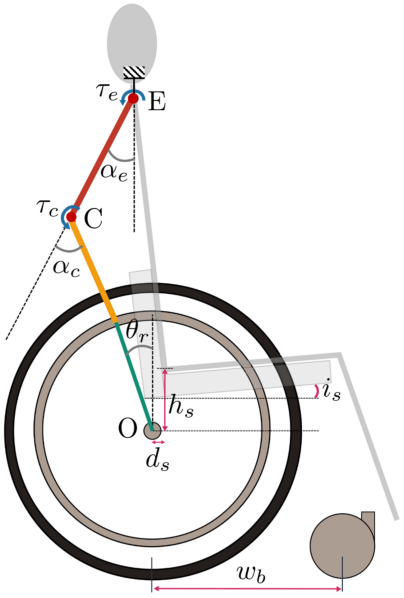


Figure 5.8 – Représentation du modèle sujet-fauteuil utilisé pour la commande optimale

L'épaule E et le coude C étaient modélisés par des liaisons pivots idéales, et la position de l'épaule était considérée comme fixe dans le repère lié au fauteuil au cours du mouvement. De ce fait, le tronc était aussi considéré comme fixe dans le repère lié au FRM. La position de l'épaule par rapport au centre de la roue était alors définie en fonction des différents réglages du FRM et des longueurs anthropométriques du sujet. Les longueurs des segments et les paramètres segmentaires inertiels (masse, position des centres de masse, inerties) du membre supérieur ont été obtenus à partir de facteurs homothétiques de la littérature par rapport à la taille et la masse totale du sujet [Dumas et al., 2007].
Les réglages du FRM pris en compte dans le modèle étaient la position verticale h_s et horizontale d_s du siège par rapport au centre de la roue arrière, l'inclinaison du siège i_s ainsi que l'empattement w_b du fauteuil. D'autres caractéristiques du FRM étaient prises en compte dans le modèle : le rayon des roues avant et arrière, le rayon des mains courantes, la masse du FRM et la position de son centre de masse, ainsi que le moment d'inertie de la roue par rapport à son axe de rotation.
Enfin, l'équation du mouvement au cours du cycle était obtenue à partir des équations géométriques du modèle, en construisant le lagrangien du système et en utilisant l'équation d'Euler-Lagrange. Les équations géométriques étaient écrites sous MATLAB® de manière paramétrée, pour faire apparaître les différents réglages et longueurs segmentaires. Puis les calculs liés à l'écriture du lagrangien et au développement de l'équation d'Euler-Lagrange étaient implémentés automatiquement à l'aide de la *toolbox* "Symbolic Math" de MATLAB®, pour obtenir les matrices $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ et les vecteurs $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}), \mathbf{G}(\mathbf{q})$ et τ définissant l'équation du mouvement du système (équation *2.1*, p. 124). Le cycle de locomotion était composé de deux phases distinctes : la phase de poussée où la main exerçait une action sur la main courante ($F_{\text{main}\rightarrow\text{FRM}} \neq 0$), et la phase de roue libre où la main n'était plus en contact avec la main courante ($F_{\text{main}\rightarrow\text{FRM}} = 0$).

Le modèle de l'interaction sujet-fauteuil étant simplifié par rapport aux études précédentes, le calcul des composantes normales des forces de réaction a été adapté et celles-ci ont été obtenues à partir de la position du centre de pression du système sujet-fauteuil (Figure 5.9, p. 126). Les calculs permettant

d'obtenir les expressions suivantes sont détaillés en Annexe 3 (p. 167).

En écrivant le théorème de la résultante dynamique suivant l'axe vertical et en utilisant la définition du centre de pression du système "sujet-FRM", il est possible d'obtenir la distribution de la composante normale des forces de réaction du sol entre les roues arrière $\mathcal{R}_{Nr}$ et les roulettes avant $\mathcal{R}_{Nf}$:

$$\begin{aligned} \mathcal{R}_{Nf} &= \frac{mgd_{cp}}{w_b} \\ \mathcal{R}_{Nr} &= \frac{mg\,(w_b - d_{cp})}{w_b} \end{aligned} \tag{2.2}$$

avec m la masse totale du sujet et du fauteuil, w_b l'empattement du fauteuil et d_{cp} la distance horizontale entre l'entraxe des roues arrière et le centre de pression du système sujet-fauteuil.

L'écriture du théorème du moment dynamique en O_r, point de contact entre les roues arrière et le sol, permet alors, en négligeant les inerties autour de l'axe transversal, d'exprimer la distance d_{cp} entre l'entraxe des roues arrière et le centre de pression du système "sujet-FRM" :

$$d_{cp} = d_G - \frac{h_G a_G}{g} \tag{2.3}$$

avec d_G la distance horizontale entre l'entraxe des roues arrière et le centre de gravité du système "sujet-FRM", h_G la hauteur du centre de gravité du système "sujet-FRM" par rapport au sol et a_G son accélération linéaire (horizontale).

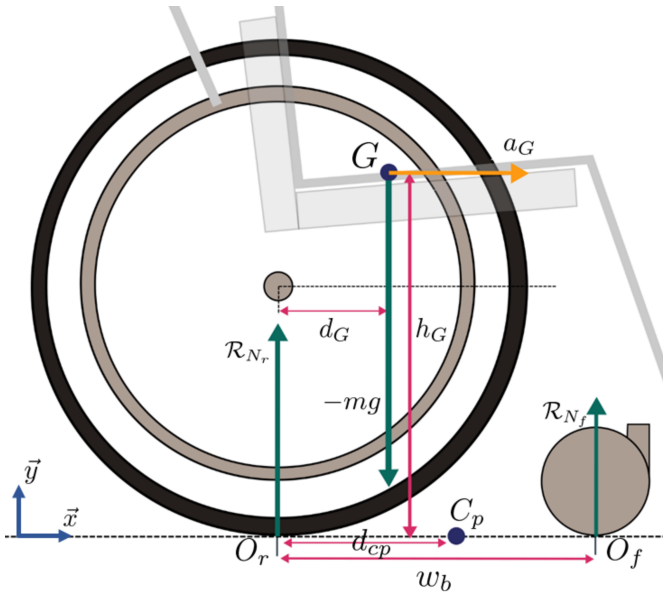


Figure 5.9 – Repérage géométrique du centre de gravité G et du centre de pression C_p

A partir de ces composantes normales, il est alors possible de calculer un indice de stabilité antéro-postérieure du système sujet-fauteuil, ainsi que la force de résistance au roulement. L'indice de stabilité antéro-postérieure X_{stab} ici choisi est une variante de I_{stab} présenté précédemment (cf. Chapitre 1, équation 2.5, p. 17), permettant d'avoir un indice de stabilité antéro-postérieure signé ($X_{stab} < 0$ si distribution des efforts postérieure, $X_{stab} > 0$ sinon).

$$\begin{aligned} F_{roll} &= -\left(\frac{\lambda_f}{r_f}\mathcal{R}_{Nf} + \frac{\lambda_r}{r_r}\mathcal{R}_{Nr}\right) \\ X_{stab} &= \frac{\mathcal{R}_{Nf} - \mathcal{R}_{Nr}}{\mathcal{R}_{Nf} + \mathcal{R}_{Nr}} \end{aligned} \tag{2.4}$$

2.1.3 Algorithme de commande optimale pour la génération du mouvement

Etats et commandes du système

Avec le formalisme décrit précédemment, le vecteur des coordonnées généralisées du système devient $\mathbf{q}(t) = \begin{pmatrix}\theta_e \\ \theta_c\end{pmatrix}$ et le vecteur de commandes du système $\mathbf{u}(t) = \begin{pmatrix}\tau_e \\ \tau_c\end{pmatrix}$. En notant $\mathbf{x}(t) = \begin{pmatrix}\dot{\mathbf{q}}(t) \\ \mathbf{q}(t)\end{pmatrix}$, l'équation de la dynamique du système $\dot{\mathbf{x}} = f(t, \mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t))$ revient bien à l'équation du mouvement liant $\mathbf{q}(t)$ et ses dérivées temporelles :

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \tau$$

Fonction coût

La fonction coût choisie pour définir le critère d'optimalité du mouvement est une fonction de type Lagrange visant à minimiser la somme des carrés des moments inter-segmentaires le long du cycle [Ackermann et al., 2014] :

$$\hat{J} = \int_{t_0}^{t_F} \left(\tau_e^2(t) + \tau_c^2(t)\right) \mathrm{d}t \tag{2.5}$$

Contraintes

Les contraintes de ce problème de commande optimale sont multiples. Tout d'abord, l'équation du mouvement était implémentée en termes de contraintes algébriques liant les états aux commandes du système pour les N points de collocation de la trajectoire.

Durant la phase de poussée, une contrainte assurait que la main soit en contact avec la main courante. Cette contrainte réduisait ainsi le nombre de degrés de liberté du système à 1 durant la phase de poussée, de par la fermeture géométrique du modèle sujet-fauteuil.

Des valeurs limites étaient imposées sur les variables d'optimisation, pour assurer le réalisme du mouvement simulé. En particulier, les actionneurs au niveau des articulations τ_e et τ_c ne pouvaient pas générer plus de 130 Nm.

Enfin, une contrainte était également ajoutée pour inclure l'indice de stabilité antéro-postérieure et imposer au système de ne pas basculer :

$$-1 < X_{stab} < 1 \tag{2.6}$$

Les simulations préliminaires avaient en effet montré que cette contrainte de stabilité dans le problème de commande optimale, non prise en compte dans les études de la littérature sur la génération du mouvement en FRM [Ackermann et al., 2014; Cuerva et al., 2017; Martins et al., 2018], avait une réelle influence sur le mouvement simulé et pouvait mener à des mouvements irréalistes en termes de stabilité, avec des situations de basculement lorsque la contrainte n'était pas ajoutée.

Estimation de la solution initiale

Pour permettre l'initialisation de l'algorithme et sa future convergence, une trajectoire initiale (*initial guess*) devait aussi être calculée. Son calcul était important puisque la convergence des méthodes de collocation directe dépendent notamment de la qualité de la trajectoire initiale. Ce mouvement initial imposait une durée de cycle total égale à la valeur minimale autorisée par les contraintes de l'optimisation (borne inférieure du temps de cycle), puis faisait l'hypothèse d'un temps de poussée et de roue libre équivalents (fin de la phase de poussée obtenue à $\frac{t_F}{2}$, cf. Figure 5.10). Les variables d'état $\mathbf{x}[.]$ (angle du coude, angle de l'épaule) de la trajectoire initiale durant la phase de poussée étaient alors obtenues par trigonométrie, des valeurs de l'angle de la roue θ_r obtenues par interpolation linéaire entre les valeurs θ_i et θ_m. L'angle de lâcher θ_m était calculé comme celui permettant d'atteindre la vitesse moyenne désirée au cours du cycle, et l'angle de saisie θ_i était celui obtenu dans la configuration du modèle avec le coude en flexion à $\alpha_c = 90°$ (cf. Figure 5.10). La même interpolation était appliquée durant la phase de roue libre, entre l'angle de lâcher θ_m et l'angle de saisie θ_i de main courante. Les variables de commande $\mathbf{u}[.]$ étaient alors calculées par dynamique inverse à partir des états précédemment calculés par interpolation, pour respecter les contraintes liées à l'équation du mouvement aux différents points de collocation.

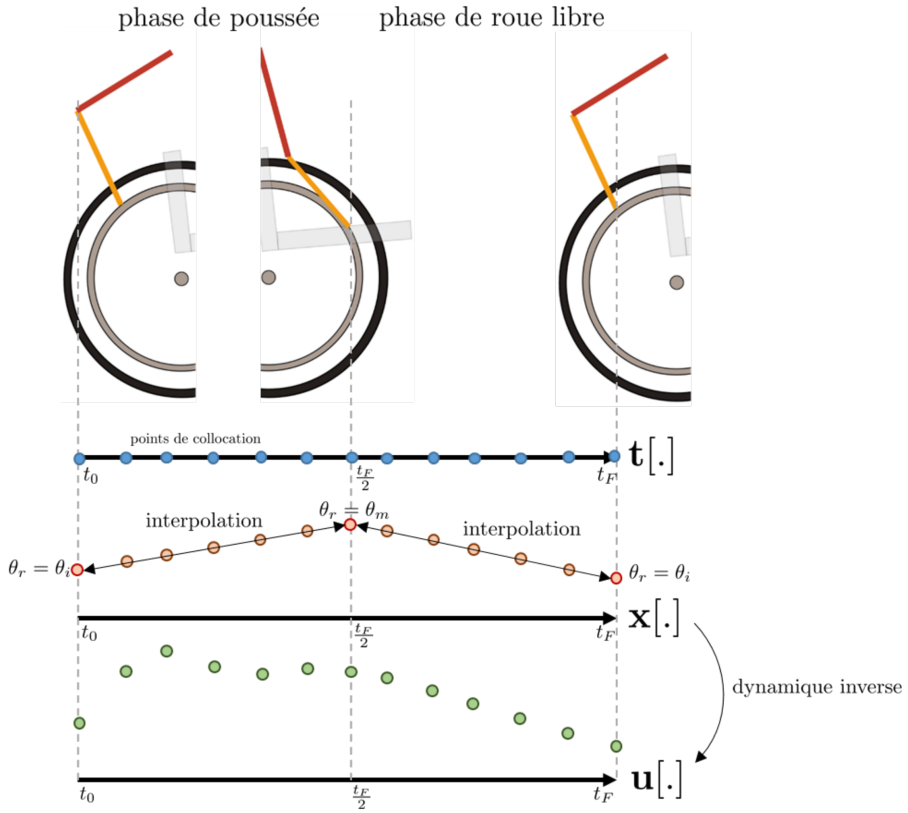


Figure 5.10 – Schéma simplifié représentant la méthode d'estimation de l'*initial guess* de l'optimisation

2.2 Simulation et analyse du mouvement généré

2.2.1 Implémentation et calculs

La résolution a été effectuée sous MATLAB® avec la *toolbox* OptimTraj développée par Matthew Kelly [Kelly, 2017]. Les paramètres de la transcription consistaient, pour chaque mouvement simulé

lors des itérations successives de la boucle d'optimisation, à interpoler les différents signaux (contrôles et états du système) au cours du cycle sur 20 points de collocation, avec une méthode numérique des trapèzes. Le calcul a été lancé sur un PC standard (Intel® Core™ i7-3630QM, CPU @2.40GHz, 16 Gb de RAM) avec les algorithmes de parallélisation disponibles sur MATLAB® pour diminuer le temps de calcul.

Le problème de commande optimale posé ci-dessus a été appliqué à l'étude d'un cycle pour un sujet (1,75 m, 70 kg). Les réglages choisis pour le fauteuil étaient les suivants : $m_{FRM} = 17$ kg, $h_s = 20$ cm, $u_s = 1$ cm, $i_s = 5°$, $w_b = 50$ cm, $r_r = 31$ cm, $r_f = 10$ cm. La tâche simulée avec cet algorithme était le démarrage, ce qui imposait une vitesse initiale du fauteuil nulle. La vitesse moyenne et la vitesse finale à atteindre au cours du cycle étaient également contraintes : $\bar{\mathbf{v}} \geq 0,5$ m/s , $\mathbf{v}(t_F) \geq 0,6$ m/s.

2.2.2 Analyse des résultats

A partir de la solution initiale calculée par interpolation, la génération du mouvement pour ce cycle de démarrage a été calculée en 140 s, et la solution obtenue respectait l'ensemble des contraintes du problème d'optimisation.

Le temps de cycle total ainsi simulé était de 1,19 s, avec une phase de poussée de 0,59 s. L'évolution des degrés de liberté à l'épaule et au coude est reportée sur la figure 5.11, ainsi que les moments inter-segmentaires à l'épaule et au coude ayant permis de mettre le système en mouvement.

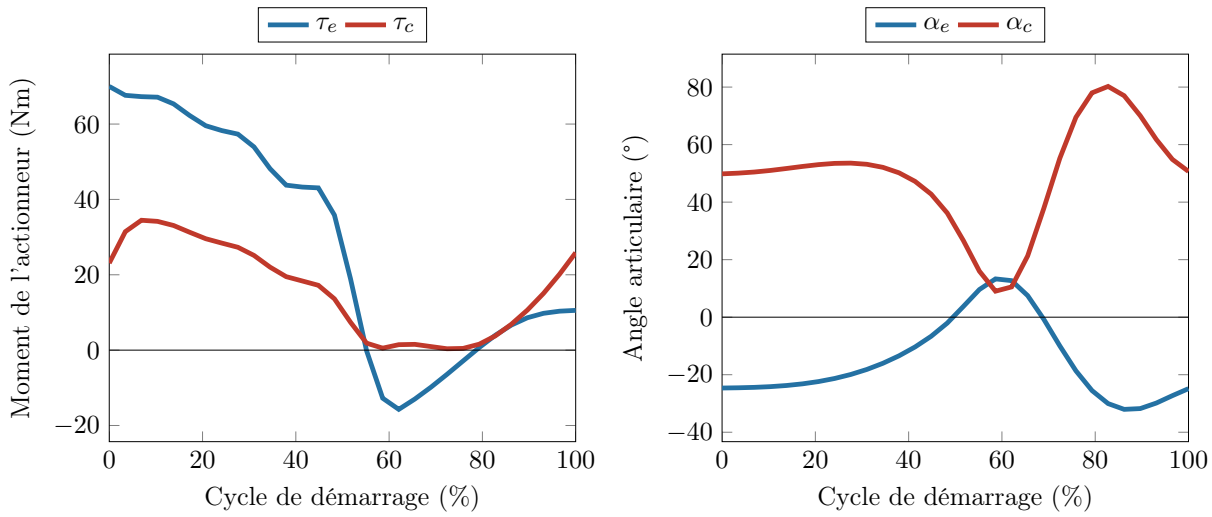


Figure 5.11 – Cinématique et moments inter-segmentaires du mouvement simulé

En bleu : épaule **En rouge :** coude

Les angles articulaires indiquent bien un mouvement de balancier pour le bras et pour l'avant-bras, revenant à une position initiale en fin de cycle. Les moments inter-segmentaires sont également prépondérants durant la phase de poussée, puis diminuent durant la phase de roue libre où les membres supérieurs sont moins sollicités. L'évolution des angles articulaires au cours du cycle est conforme à celle reportée dans la littérature pour la simulation prédictive du mouvement par commande optimale [Ackermann et al., 2014] (cf. Figure 1.18, p. 31). L'évolution au cours du cycle des moments inter-segmentaires au coude et à l'épaule est également semblable entre la phase de poussée et la phase de

roue libre, avec des moments à l'épaule plus importants que ceux au coude. Néanmoins, les valeurs des moments inter-segmentaires obtenus dans cette partie sont largement supérieures à celles reportées dans la littérature. Ce décalage pourrait s'expliquer par la prise en compte des contraintes de stabilité au cours du cycle ainsi que par les différences au niveau de la modélisation de la dynamique du système.

La trajectoire des mains dans le repère fauteuil est également représentée sur la figure 5.12.

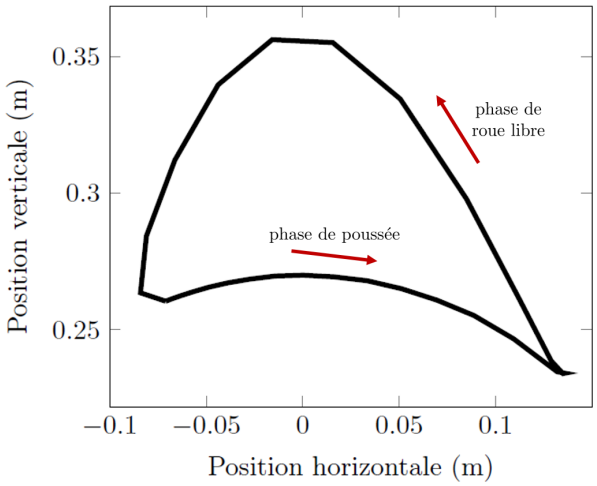


Figure 5.12 – Trajectoire de la main dans le plan sagittal pour le mouvement simulé

Après avoir suivi la main courante durant la phase de poussée (contrainte de l'optimisation), l'extrémité du segment de l'avant-bras effectue un retour vers l'arrière en passant au-dessus de la main courante, avec un *pattern* caractéristique du *single-loop* (cf. Figure 1.9, p. 13).

Néanmoins, le mouvement ainsi généré numériquement possède des caractéristiques différentes de ce que serait un mouvement effectué spontanément par une personne en fauteuil. En effet, les valeurs de la FEF atteintes sont plus élevées (Figure 5.13), ce qui est irréaliste en pratique mais permis par les hypothèses du modèle, en particulier la transmission parfaite des efforts de la main à la main courante.

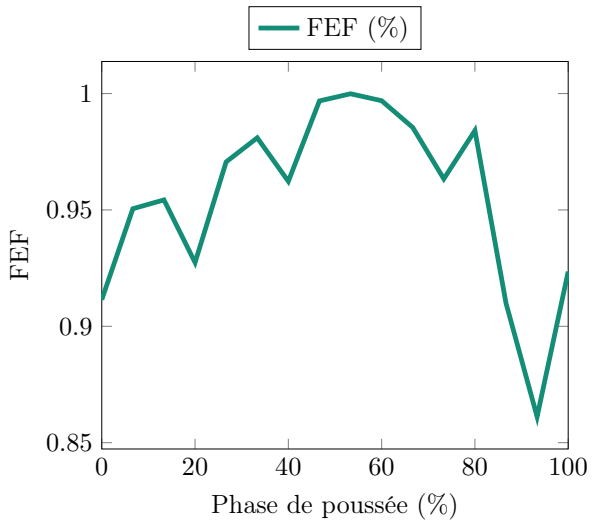


Figure 5.13 – *Fraction of Effective Force* du mouvement simulé

2.3 Effet des réglages sur le mouvement simulé

Afin de vérifier la possibilité de modéliser l'interaction entre le changement d'un réglage du FRM et la modification du mouvement du sujet, plusieurs configurations du fauteuil devaient être testées, afin de générer le mouvement et vérifier si le changement de réglage avait un impact sur celui-ci, traduisant une adaptation du sujet aux réglages.

Trajectoire initiale imposée

Méthodes

Dans un premier temps, l'idée était de tester six configurations de FRM différentes, proches de la configuration "neutre" utilisée à la page 128. Avant de modifier la configuration du FRM, l'algorithme a été lancé pour la configuration neutre, en utilisant l'estimation de la solution initiale décrite précédemment (p. 127). Ce calcul a permis d'obtenir une solution optimale pour cette configuration du FRM. Cette solution a ensuite été utilisée comme *initial guess* des simulation suivantes, où six configurations différentes ont été testées, chacune correspondant à un niveau "haut" ou "bas" pour les réglages de position verticale et horizontale du siège, ainsi que pour l'empattement (Tableau 5.3).

	initiale	config. 1	config. 2	config. 3	config. 4	config. 5	config. 6
h_s (m)	0,2	0,22	0,18	0,2	0,2	0,2	0,2
u_s (m)	0,01	0,01	0,01	0,03	-0,01	0,01	0,01
w_b (m)	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,55	0,45

Tableau 5.3 – Configurations du FRM testées avec *initial guess* imposé

Resultats et discussion

Les résultats obtenus avec ces simulations sont reportés dans le tableau 5.4. Les modifications proposées pour les positions verticales du siège (20 ± 2 cm), positions horizontales du siège (1 ± 2 cm) par rapport à l'axe des roues, et pour l'empattement (50 ± 5 cm) n'ont pas entraîné de différences importantes entre les trajectoires simulées. En effet, les trajectoires obtenues étaient toutes proches de la solution initiale, à savoir le pattern de *single-loop* représenté Figure 5.12 (p. 130).

	initiale	config. 1	config. 2	config. 3	config. 4	config. 5	config. 6
$t_{\text{poussée}}$ (s)	0,59	0,51	0,6	0,58	0,6	0,59	0,59
t_{cycle} (s)	1,19	1,09	1,15	1,11	1,14	1,12	1,12
$\hat{J}$ (N.m)^2.s	2502	3039	2159	2411	2539	2419	2501
τ_e^{max} (N.m)	70	88	63	66	64	67	67
τ_c^{max} (N.m)	35	39	33	35	33	34	34
$\alpha_s^{max} - \alpha_s^{min}$ (°)	45	40	41	42	45	45	45
$\alpha_c^{max} - \alpha_c^{min}$ (°)	71	60	57	65	72	69	69
F_{mc}^{max} (N)	142	194	163	168	154	163	163
F_{roll}^{moy} (N)	19,4	19,4	19,3	20	18,7	18,9	19,8
X_{stab}^{moy}	-0,55	-0,56	-0,55	-0,46	-0,64	-0,59	-0,5

Tableau 5.4 – Effet des réglages sur le mouvement simulé à partir de la trajectoire initiale imposée

Ainsi, le fait d'avoir imposé une solution initiale proche a probablement sur-contraint la convergence,

et seuls des minima locaux ont pu être obtenus pour ces trajectoires, qui déviaient ainsi très peu de la solution initiale. Ces mouvements générés numériquement n'ont donc pas permis de simuler l'effet du changement de réglages sur le mouvement du sujet.

Trajectoire initiale par interpolation

Méthodes

Pour pallier les limites de l'essai précédent, deux autres configurations ont été testées, cette fois-ci en n'imposant plus de trajectoire initiale comme celle simulée par commande optimale dans la configuration "neutre". La trajectoire initiale (*initial guess*) était ainsi obtenue à partir de la méthode d'interpolation présentée précédemment (p. 127), afin de ne pas induire de trajectoire préférentielle pour les membres supérieurs, comme dans les simulations précédentes.

Néanmoins, dans ce cas, les itérations convergeaient vers un minimum local où les contraintes du problème de commande optimale n'étaient pas respectées. Pour assurer la convergence sur les deux configurations du FRM tout en respectant les contraintes imposées, le schéma numérique a été modifié pour augmenter le nombre de points de collocation en passant à $N = 30$ pour le cycle, avec un schéma numérique de type Hermite-Simpson. Cette méthode est en effet similaire au schéma par méthode des trapèzes utilisé précédemment, si ce n'est que les équations du mouvement sont interpolées de manière quadratique par morceaux, plutôt que de manière linéaire par morceaux dans le cas de la méthode des trapèzes, assurant une précision d'ordre supérieur [Kelly, 2017].

Pour ces simulations, seule la position horizontale du siège a été modifiée, avec des écarts plus importants que précédemment : - 4 cmpour la position postérieure, et + 6 cm pour la position antérieure, de manière à être situé à ± 5 cm de la valeur de u_s dans la configuration neutre (Tableau 5.5).

	postérieure	antérieure
h_s (m)	0,2	0,2
u_s (m)	-0,04	0,06
w_b (m)	0,5	0,5

Tableau 5.5 – Configurations du FRM testées avec *initial guess* par interpolation

Resultats et discussion

Les deux mouvements simulés étaient cette fois-ci différents, avec un impact de la position horizontale du siège (Tableau 5.6). En effet, l'évaluation de la fonction coût entre ces deux trajectoires optimales était très différente, ainsi que les valeurs maximales des moments à l'épaule, au coude, et transmis aux mains courantes, tous plus élevés pour la configuration antérieure que pour la position postérieure. Les autres grandeurs caractéristiques étaient conséquemment impactées. Enfin, ces deux configurations ont aussi mené à des trajectoires différentes de la main dans le repère fauteuil, à partir d'une trajectoire initiale calculée de façon similaire. La configuration antérieure menait en effet à un *pattern* de type *arcing* tandis que la configuration postérieure était associée à un mouvement des mains de type *single-loop* (Figure 5.14).

	postérieure	antérieure
$t_{\text{poussée}}$ (s)	0,65	0,6
t_{cycle} (s)	1,18	0,97
$\hat{J}$ (N.m)^2.s	2967	4555
τ_e^{max} (N.m)	65	99
τ_c^{max} (N.m)	31	46
$\alpha_s^{max} - \alpha_s^{min}$ (°)	50	38
$\alpha_c^{max} - \alpha_c^{min}$ (°)	79	41
F_{mc}^{max} (N)	153	186
F_{roll}^{moy} (N)	17	20,9
X_{stab}^{moy}	-0,77	-0,36

Tableau 5.6 – Effet des réglages sur le mouvement simulé sans trajectoire initiale imposée

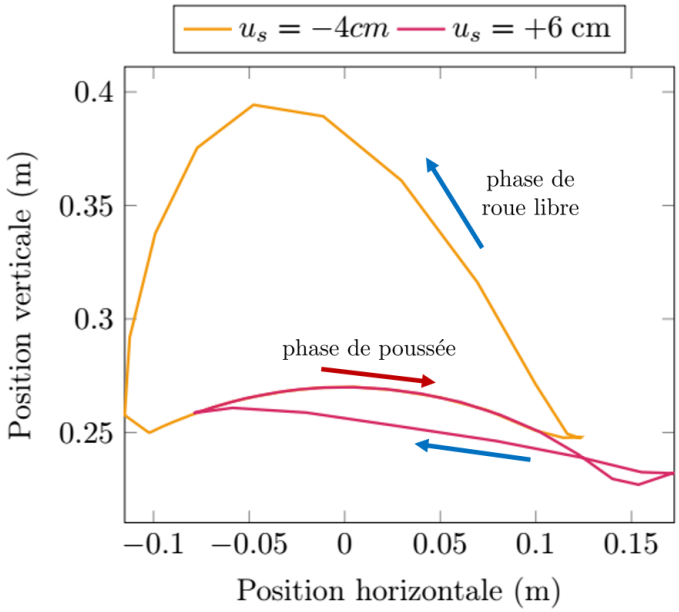


Figure 5.14 – Trajectoires de la main dans le plan sagittal pour le mouvement simulé avec les 2 configurations du FRM

2.4 Limitations et perspectives

Les résultats des simulations de mouvement ont permis de montrer l'intérêt potentiel d'une méthode de commande optimale appliquée à la simulation du mouvement en FRM. Cette méthode a été peu employée dans la littérature jusqu'à présent puisque les méthodes sous-jacentes sont assez récentes dans le domaine de l'analyse du mouvement humain [Ackermann et al., 2014; Cuerva et al., 2017; Martins et al., 2018], avec des hypothèses conduisant à une modélisation en 2D dans le plan sagittal. En ajoutant au modèle de l'interaction sujet-fauteuil une description des réglages, il est alors possible de simuler numériquement par commande optimale l'impact d'un réglage sur le mouvement du sujet, ce qui n'avait pas encore été effectué dans la littérature pour la génération numérique du mouvement.
Le modèle développé dans cette partie possède néanmoins plusieurs limitations. Tout d'abord, pour le rendre plus complet, le modèle mécanique du FRM développé dans la thèse pourrait être intégré

dans les équations de la dynamique, afin de modéliser plus finement l'interaction entre le sujet et le FRM. De plus, les résultats ont montré que le mouvement généré était très sensible à la trajectoire initiale donnée lors de l'optimisation. Cette caractéristique est propre aux algorithmes de collocation directe. Une solution pour améliorer la convergence pourrait être de générer la trajectoire initiale à partir de mesures expérimentales, afin d'assurer un point de départ de l'optimisation réaliste. Enfin, de nombreuses améliorations sont à intégrer du côté du modèle des membres supérieurs. En effet, la version simplifiée utilisée dans cette partie peut mener à des mouvements peu réalistes, en particulier avec la FEF des forces sur la main courante. Pour cela, un modèle avec une chaîne cinématique et des actionneurs musculaires, possédant leurs délais d'activation, doit être envisagé pour remplacer la chaîne simplifiée du membre supérieur utilisée ici. Le nombre de variables d'optimisation augmenterait alors fortement, ce qui imposerait le recours à des solveurs numériques plus performants. De ce point de vue, la sortie prochaine de l'outil "Moco" d'OpenSim dédié aux techniques de commande optimale pour les modèles musculo-squelettiques, pourrait offrir de nouvelles perspectives pour les utilisateurs de cet outil.

Avec une procédure de commande optimale associée à un modèle sujet-fauteuil détaillé, l'optimisation des réglages pourrait alors être abordée avec une optimisation en deux boucles, permettant d'optimiser à la fois le mouvement du membre supérieur et un critère lié à la locomotion en FRM (Figure 5.15).

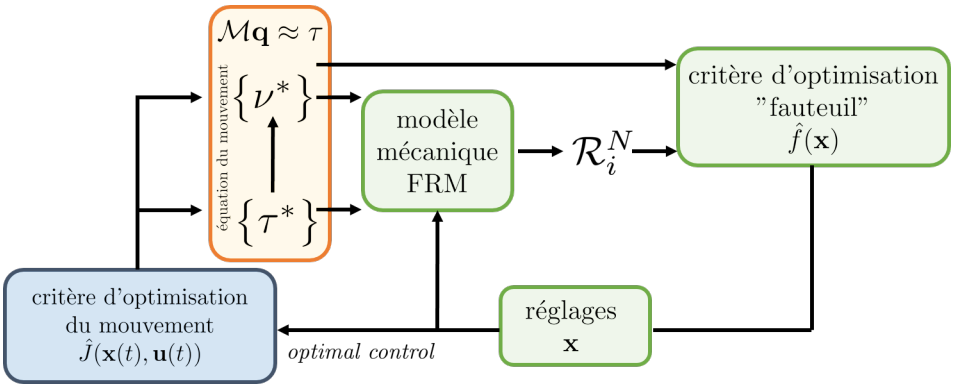


Figure 5.15 – Schéma de la procédure d'optimisation des réglages avec génération du mouvement par *optimal control*

Résumé du Chapitre 5

Dans le chapitre 5, la démarche d'optimisation des réglages du FRM, basée en particulier sur l'utilisation du modèle mécanique du FRM en mouvement développé dans le chapitre 4, a été présentée. Dans une première approche, cette procédure d'optimisation faisait en particulier l'hypothèse que le sujet n'adapterait pas son mouvement lorsque les réglages du FRM seraient modifiés. Les torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le FRM et le torseur cinématique du FRM étaient ainsi considérés comme fixes, cette hypothèse restant raisonnable au voisinage d'une configuration de FRM donnée. La fonction coût que le problème d'optimisation devait chercher à minimiser représentait les pertes énergétiques au cours du cycle, via la résistance au roulement et au pivotement. Avec ces hypothèses, l'optimisation des réglages a été menée sur des tâches locomotrices de la vie quotidienne, à partir des données de locomotion en FRM en situation réelle mesurées auprès d'une cohorte de sujets valides. Les résultats obtenus avec cette optimisation ont montré la faisabilité de la méthode consistant à faire varier simultanément les réglages du FRM au cours de la procédure d'optimisation numérique, et ont permis de retrouver l'influence de certains réglages sur la mobilité en FRM (position antéro-postérieure du siège et empattement, par exemple). Néanmoins, les préconisations issues de cette optimisation concernant l'angle de carrossage, pour les situations de locomotion impliquant du pivotement, allaient à l'encontre de celles présentées dans la littérature. Cette considération a permis de montrer que le choix de la fonction coût à implémenter dans la procédure d'optimisation était essentiel pour assurer l'applicabilité des résultats en pratique, et qu'un critère minimisant uniquement les pertes énergétiques n'était pas forcément le choix le plus approprié.
Pour pallier les limitations de la procédure d'optimisation initialement développée, issues principalement de l'utilisation des données expérimentales, une procédure de génération prédictive du mouvement par algorithme d'*optimal control* a été explorée. Cette méthode avait pour objectif de permettre de simuler l'effet d'un changement de réglages sur l'adaptation du mouvement du sujet. Cette exploration préliminaire a été effectuée en utilisant un modèle simplifié du système "sujet-FRM", en 2D dans le plan sagittal. L'étude découlant de ces travaux de modélisation a permis de dessiner les perspectives d'une telle méthode si elle était alimentée par des modèles d'interaction "sujet-FRM" et "FRM-sol" complets. Par exemple, l'utilisation en dynamique directe du modèle musculo-squelettique des membres supérieurs présenté au chapitre 3 pour générer automatiquement le mouvement par commande optimale, couplé à un modèle décrivant l'interaction du FRM avec le sol comme celui développé au chapitre 4 pour l'ensemble des situations de locomotion, permettrait de procéder à une optimisation des réglages du FRM en explorant de nombreux critères d'optimisation. Les stratégies alors offertes permettraient en effet d'accéder à des fonctions coût ne portant plus uniquement sur les pertes énergétiques, mais aussi sur la cinématique ou la dynamique du fauteuil (maximiser la vitesse en fin de cycle, maximiser le moment dynamique du FRM en rotation, etc.) avec des contraintes imposées sur le système musculo-squelettique générant le mouvement. L'application à des situations hors des tâches de locomotion de la vie quotidienne serait alors envisageable, notamment pour les sports comme le tennis ou le basket-fauteuil.

Conclusion générale et perspectives

L'objectif de cette thèse, intitulée "Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel" était de contribuer à une meilleure adaptation des réglages du FRM à l'utilisateur. Pour cela, la démarche adoptée consistait à développer des méthodes de modélisation et de simulation numérique pour quantifier la propulsion en fauteuil roulant manuel d'un point de vue biomécanique, puis de les utiliser afin d'évaluer l'effet des réglages du FRM sur la mobilité du sujet, avec un objectif d'optimisation des réglages. La nouveauté de ce travail résidait ainsi dans l'utilisation d'une démarche d'optimisation des réglages par simulation numérique plutôt que par une approche directement expérimentale. Les verrous scientifiques à lever incluaient notamment la définition des critères d'optimisation utilisés, le développement d'un modèle utilisable en simulation numérique pour la génération du mouvement du membre supérieur et adapté à la locomotion en FRM, ainsi que la prise en compte simultanée des interactions "sujet-FRM" et "FRM-environnement". Pour lever ces verrous, le choix retenu était de développer les modèles numériques avec comme données d'entrée des données réelles de situations de locomotion en FRM mesurées expérimentalement. Ce choix permettait de s'assurer de la prise en compte des capacités et techniques de propulsion individuelles des utilisateurs. Cela impliquait une démarche en deux parties, avec dans un premier temps l'acquisition de données expérimentales préalable aux autres développements, avant la construction du modèle musculo-squelettique décrivant l'interaction "sujet-FRM" et du modèle mécanique décrivant l'interaction "FRM-environnement" et leur utilisation dans une démarche d'optimisation des réglages du FRM.

La partie expérimentale des travaux de thèse avait ainsi pour objectif de collecter les données d'entrée des différents modèles développés au cours de la thèse. Pour cela, il était nécessaire de mesurer, en situations réelles de locomotion sur le terrain, les torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le FRM et la cinématique du FRM. Cela a été réalisé avec l'intégration dans le protocole du fauteuil roulant instrumenté de terrain FRET-2 [Dabonneville et al., 2005], ainsi que de la mesure de la cinématique du membre supérieur par un système optoélectronique de capture du mouvement, incluant une procédure spécifique pour mesurer le mouvement de la scapula. La campagne de mesures effectuée durant la thèse a ainsi permis d'inclure les données issues de 10 sujets, expérimentés en FRM, présentant des situations de handicap variées. Ces données s'ajoutaient à celles obtenues antérieurement à la thèse, dans une campagne de mesures auprès de 18 sujets valides.
L'utilisation du FRET-2 a permis de calculer des variables quantifiant la mobilité associée à la locomotion en FRM, à partir de l'estimation des composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues du FRM. Ainsi, les valeurs de l'indice de stabilité antéro-postérieure I_{stab} ainsi que de la force

de résistance au roulement F_{roll} au cours du cycle pour la cohorte de 18 sujets valides constituaient une nouveauté par rapport à la littérature.
La quantification biomécanique de la locomotion en FRM ainsi menée à partir des données expérimentales incluait uniquement des tâches de locomotion sur sol plat. Dans la perspective de la quantification de la mobilité pour des situations de la vie réelle, un protocole annexe a été démarré en fin de thèse (mesures non traitées). Les situations de dévers, montée de seuils de 2 cm et 4 cm, et enfin de montée de pente à 5% et à 12% y ont été mesurées.

Pour décrire l'interaction entre le sujet et le FRM, un modèle musculo-squelettique du tronc et des membres supérieurs a été développé. Ce modèle a permis de répondre aux limitations des principaux modèles du membre supérieur utilisés dans la littérature pour étudier la locomotion en FRM, en utilisant une chaîne cinématique bilatérale incluant l'articulation scapulo-thoracique. Ce modèle a été évalué au niveau de la cinématique et de la dynamique des membres supérieurs, à partir des données collectées durant la campagne de mesures de la thèse. En comparaison à d'autres chaînes cinématiques de modèles de la littérature, le modèle musculo-squelettique développé durant la thèse offrait la meilleure reconstruction cinématique ainsi que des temps de calcul avantageux, tout en permettant de s'adapter aux techniques de propulsion individuelles. Le changement de chaîne cinématique avait également une influence sur l'estimation des moments inter-segmentaires à l'épaule.
Une perspective d'utilisation de ce modèle est celle du calcul des activations musculaires correspondant aux mouvements de locomotion en FRM, qui n'a pas pu être menée durant la thèse. Préalablement à cette étape, afin d'améliorer la chaîne cinématique, une étape de personnalisation est également envisageable, en particulier au niveau des dimensions, de l'orientation et de la position de l'ellipsoïde définissant le thorax.

L'interaction entre le FRM et l'environnement a été décrite numériquement à partir d'un modèle mécanique du FRM en mouvement. Celui-ci était adapté pour simuler le comportement dynamique du FRM lors des situations de locomotion sur sol horizontal. L'originalité de ce modèle en regard de ceux proposés dans la littérature était la prise en compte des torseurs d'actions mécaniques exercés par le sujet sur le système de soutien du corps et les mains courantes, ainsi que l'intégration des modèles de résistance au roulement et pivotement des roues, tout en prenant en compte les inerties des différents solides constituant le FRM. Ce modèle théorique intégrait également explicitement différents réglages du FRM. L'implémentation numérique de ce modèle, pour calculer les composantes normales et longitudinales des forces de réaction du sol sur les roues, en fonction des actions mécaniques exercées par le sujet sur le FRM et de la cinématique du FRM, a permis de montrer une excellente correspondance avec un modèle, plus simplifié, existant dans la littérature [Sauret et al., 2013b].
Le modèle mécanique du FRM permettait d'évaluer directement l'influence des réglages sur différents paramètres caractérisant la mobilité en FRM, par exemple les pertes énergétiques par résistance au roulement et au pivotement. Une perspective d'utilisation en clinique de ce modèle serait de comparer directement deux configurations ou deux modèles de FRM différents, afin d'évaluer leurs performances respectives en fonction de différents critères (stabilité, mobilité, etc.). Cela apporterait un éclairage supplémentaire aux ergothérapeutes, au-delà des questions de positionnement, lors de l'attribution

d'un FRM à un utilisateur.
Le modèle développé dans ce chapitre présentait néanmoins plusieurs limitations. Un modèle plus complet a donc été développé en parallèle, prenant en compte les composantes latérales des efforts du sol sur le FRM et modélisant chacune des deux roulettes avant individuellement, tout en permettant d'étudier les situations de pente et de dévers. Ce modèle était en phase d'implémentation durant la fin de la thèse, et devrait permettre à terme de simuler l'intégralité de la trajectoire du FRM pour diverses situations réelles de locomotion en FRM, en fonction des réglages du FRM et des actions mécaniques de l'utilisateur. L'application visée par ce modèle est celle d'alimentation d'un simulateur de FRM avec retour haptique pour simuler le contact sol-roues, couplé à une interface de réalité augmentée.

La démarche d'optimisation numérique des réglages du FRM, basée en particulier sur l'utilisation du modèle mécanique du FRM en mouvement développé durant la thèse, a été appliquée à l'étude de différentes tâches locomotrices de la vie quotidienne, à partir des données de locomotion en FRM en situation réelle mesurées auprès de la cohorte de sujets valides. La formulation de l'optimisation visait à réduire les pertes énergétiques au cours du cycle. Les résultats obtenus avec cette optimisation ont montré la faisabilité de la méthode consistant à faire varier simultanément les réglages du FRM au cours de la procédure d'optimisation numérique, et ont permis de retrouver l'influence de certains réglages sur la mobilité en FRM (position antéro-postérieure du siège et empattement, par exemple). Néanmoins, les préconisations issues de cette optimisation présentent de sérieuses limitations au niveau de leur transférabilité en clinique, liées aux hypothèses sous-jacentes à la formulation de l'optimisation.
Pour pallier les limitations de la procédure d'optimisation initialement développée et s'affranchir de l'utilisation des données expérimentales, une procédure de génération prédictive du mouvement par algorithme d'*optimal control* a été explorée. Cette méthode avait pour objectif de permettre de simuler l'effet d'un changement de réglages sur l'adaptation du mouvement du sujet. Cette exploration préliminaire a été effectuée en utilisant un modèle simplifié du système "sujet-FRM", avec des résultats indiquant des perspectives encourageantes dès lors que les modèles d'interaction "sujet-FRM" et "FRM-sol" intégrés à cette boucle d'optimisation seront plus complets.
De ce point de vue, cette thèse a permis de poser les bases théoriques indispensables au développement de la démarche d'optimisation numérique des réglages, en explorant diverses modélisations de l'interaction du FRM avec le sujet et l'environnement, avec d'une part le développement d'un modèle musculo-squelettique du membre supérieur et d'autre part l'implémentation d'un modèle mécanique du FRM en mouvement. La démarche d'optimisation numérique des réglages du FRM proposée a permis, en partie, de réunir ces deux modèles pour proposer des préconisations de réglages diminuant les pertes énergétiques au niveau du contact entre le FRM et le sol. L'étape suivante consistera à piloter le modèle musculo-squelettique en dynamique directe, à partir des moments inter-segmentaires ou des forces musculaires, par exemple avec un algorithme de commande optimale, et d'intégrer cette génération prédictive du mouvement à la boucle d'optimisation des réglages du FRM prenant en compte l'interaction FRM-environnement. Cette procédure devrait alors permettre d'explorer de nouveaux critères d'optimisation de la mobilité en FRM, prenant pleinement en compte les interactions utilisateur-FRM-environnement.

Les travaux portant sur le modèle musculo-squelettique de membre supérieur évalué dans le cadre de la locomotion en FRM ainsi que sur le modèle mécanique d'interaction fauteuil/environnement ont été largement valorisés au cours de la thèse sous forme de 5 publications internationales (2 en tant que premier auteur, 3 en tant que deuxième auteur) et de 5 communications présentées dans des congrès nationaux et internationaux (cf. Annexe B, page 169). L'intégration des développements proposés dans la thèse dans les activités de l'équipe "Sport, Mobilité, Handicap" de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak a été une préoccupation importante aussi bien au niveau des activités portant spécifiquement sur la locomotion en fauteuil roulant que sur des recherches se focalisant plutôt sur la dimension sportive. Ainsi, cette thèse a été l'occasion de co-encadrer directement trois étudiants en Master Recherche (Antoine Lombart, Pierre Puchaud et Théo Rouvier) dont les stages s'appuyaient sur l'utilisation des méthodes et outils proposés dans la thèse. Par ailleurs, leurs résultats ont pu être intégrés aux différentes étapes de construction et évaluation des modèles et outils. D'autre part, un réel travail collaboratif a été mené dans la construction du modèle musculo-squelettique avec Maxime Bourgain et Thibault Marsan dans le cadre de leurs thèses respectives, pour garantir la compatibilité des modèles. Au cours de la thèse, l'activité de l'équipe s'est également renforcée avec l'obtention d'un projet Carnot portant sur le développement d'un simulateur de locomotion en FRM dynamique et haptique. Ce projet a largement bénéficié des développements déjà effectifs au cours de la thèse, en particulier concernant le modèle mécanique fauteuil-environnement, indispensable pour proposer une commande du simulateur réaliste. Plus récemment, l'équipe a également obtenu un financement ANR (AAP 2019, projet Capacities). Ce projet s'appuiera sur le modèle musculo-squelettique développé dans la thèse, pour chercher à construire un indice biomécanique du coût de déplacement dans un environnement donné. L'objectif est à terme de définir une échelle quantitative d'accessibilité prenant en compte les spécificités de l'individu et de l'environnement.

Plus largement, ces différents projets, notamment l'utilisation du simulateur de FRM, permettront d'évaluer facilement différentes configurations du FRM dans différentes situations, en ajustant directement les réglages. Cette étape sera essentielle pour la validation des préconisations de réglages optimaux issues de la démarche proposée dans cette thèse. Un long travail de validation est encore nécessaire, avec de multiples étapes, avant de pouvoir transférer ces résultats dans la pratique, que ce soit pour les tâches locomotrices de la vie quotidienne ou des applications aux sports en fauteuil, mais cette thèse a permis de poser des bases théoriques solides et de mesurer des données expérimentales précieuses.

Table des figures

1 Pictogramme représentant l'accessibilité xiii
2 Schéma présentant la double interaction sujet-fauteuil et fauteuil-environnement xv
3 Photographies montrant l'évolution des technologies associées aux FRM xvi
4 Schéma et nomenclature simplifiés d'un fauteuil roulant manuel xvii

1.1 Représentation de l'ensemble châssis, roues arrière et système de soutien du corps (dossier, assise, repose-pieds) 4
1.2 Photographie de l'ensemble fourche et roulette avant (image : sunrisemedical.co.uk) . . 5
1.3 Photographie des différents systèmes de conduite du FRM 5
1.4 Schéma descriptif des principaux réglages d'un FRM [Faupin et al., 2011] 7
1.5 Extrait de recommandations pratiques d'une fiche de prise de mesure pour un ergothérapeute ou un revendeur de FRM. Source : *invacare.fr* 8
1.6 Représentation du modèle géométrique 2D permettant de calculer les différents réglages du FRM [Vaslin et al., 2014] 9
1.7 Schéma des phases de poussée et de roue libre lors de la propulsion en FRM 12
1.8 Définition des différents paramètres angulaires de main courante 13
1.9 Schéma illustrant les différents patterns de propulsion en FRM [Boninger et al., 2002] . 13
1.10 Schéma représentant les actions mécaniques de la main sur la main courante 14
1.11 Photographie illustrant la déformation de la roue et le paramètre de résistance au roulement [Sauret et al., 2012] 18
1.12 Représentation schématique des principaux réglages d'un FRM influençant la mobilité, tels qu'étudiés dans la littérature (d'après [Medola et al., 2014]) 19
1.13 Récapitulatif de l'influence des réglages du FRM sur la biomécanique de la locomotion [Medola et al., 2014] 21
1.14 Schéma du modèle 2D du système 4-barres "sujet-FRM" [Richter, 2001; Leary et al., 2012] 23
1.15 Représentation d'un modèle 3D (gauche) [Rodgers et al., 1998] et de la cinématique 3D reconstruite (droite) pour l'étude de la locomotion en FRM 25
1.16 Schéma représentant la chaîne cinématique de l'épaule en boucle fermée, adapté de [Duprey et al., 2017] 27
1.17 Incidence d'articles de recherche en biomécanique sur le thème "optimal control" . . . 30
1.18 Angles et moments inter-segmentaires (épaule en bleu, coude en rouge) simulés via *optimal control* pour la propulsion en FRM sur sol horizontal [Ackermann et al., 2014] 31

1.19 Schéma des forces et moments agissant sur le fauteuil dans le modèle de [Johnson and Aylor, 1985] . . . 33
1.20 Photographie du robot simulateur de propulsion en FRM avec trajectoire circulaire basé sur le modèle de [Teran and Ueda, 2017] . . . 33
1.21 Schéma du fauteuil en interaction avec le sol au niveau des roulettes avant avec R_f et des roulettes arrière avec R_r [Sauret et al., 2013b] . . . 34
1.22 Organisation des chapitres de la thèse . . . 35
1.23 Tableau récapitulatif des études de modélisation biomécanique du membre supérieur pour l'analyse de la locomotion en FRM . . . 36

2.1 Fauteuil roulant instrumenté utilisé pour l'étude : le FRET-2 [Sauret et al., 2011a] . . . 44
2.2 Salle d'analyse du mouvement utilisée lors du protocole . . . 44
2.3 Set de marqueurs utilisé, représenté sur le modèle squelettique, avec les marqueurs techniques (jaune) et anatomiques (vert) . . . 45
2.4 Placement du cluster de l'épine de la scapula et des points de palpation du scapula locator 46
2.5 Schéma représentant le déroulement du protocole d'entraînement et les sessions de mesure 47
2.6 Maintien du *scapula locator* par un expérimentateur durant la propulsion sur l'ergomètre 51
2.7 Evolution de la vitesse et de l'accélération du fauteuil lors d'un cycle de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de la cohorte sur l'apprentissage de la locomotion en FRM . . . 53
2.8 Forces exercées par le sujet sur le FRM et composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues au cours des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique . . . 56
2.9 Evolution de la force de résistance au roulement lors lors des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de l'étude . . . 57
2.10 Evolution de l'indice de stabilité sur le fauteuil lors des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de l'étude . . . 57

3.1 Positionnement du modèle musculo-squelettique développé, par rapport à la littérature (voir page 28) . . . 65
3.2 Indicateurs d'utilisation d'OpenSim de 2007 à 2018, [Seth et al., 2018] . . . 66
3.3 Schéma récapitulatif de la construction du modèle musculo-squelettique utilisé dans la thèse . . . 68
3.4 Evolution au cours du cycle du RMSE global moyenné sur les 7 sujets de l'étude (moyenne ± écart-type) . . . 76
3.5 Evolution des degrés de liberté des articulations sterno-claviculaire et scapulo-thoracique lors de la propulsion en FRM (moyenne sur les N=7 sujets de l'étude) . . . 77
3.6 Evolution des longueurs musculotendineuses au cours du cycle de propulsion en FRM, pour quatre muscles du modèle (latissimus dorsi thoracic, subscapularis, teres major, deltoid posterior) . . . 79
3.7 Comparaison de l'estimation du cluster et du scapula locator pour l'orientation de la scapula au cours du cycle de propulsion ($N = 8$) . . . 81

3.8 Angles de l'articulation sterno-claviculaire au cours du démarrage et de la propulsion, moyennés sur les 10 sujets (moyenne ± écart-type) 85
3.9 Positions du centre de l'articulation glénohumérale dans le repère thorax, avec les trois modèles. Tracé pour un cycle de propulsion caractéristique. 86
3.10 Evolution moyenne des moments résultants au niveau de l'articulation gléno-humérale au cours du cycle de propulsion en FRM 87

4.1 Schéma du modèle du fauteuil roulant manuel, vue de dessus 93
4.2 Schéma du paramétrage des roues arrière, vue de derrière 95
4.3 Repères associés aux roues arrière 96
4.4 Repères associés à la fourche avant à la roulette avant équivalente 97
4.5 Comparaison du modèle de la thèse à celui de [Sauret et al., 2013b] pour des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de la cohorte 101
4.6 Composantes normales et tangentielles des forces de réaction du sol sur les roues arrière droite et gauche pour des tâches de démarrage et de propulsion, pour un sujet caractéristique de la cohorte 102
4.7 Indice de stabilité antéro-postérieure moyen, en fonction de deux réglages du FRM, pour une manœuvre de virage 105

5.1 Schéma de définition des réglages du FRM inclus dans la procédure d'optimisation . . 110
5.2 Schéma représentant les contraintes de positionnement du problème d'optimisation . . 113
5.3 Schéma de la boucle d'optimisation des réglages mise en place 114
5.4 Impact de l'optimisation sur la force de résistance au roulement et l'indice de stabilité, lors de la tâche de démarrage, pour un sujet de la cohorte 116
5.5 Configurations optimales du FRM pour les différentes tâches ($N = 18$) 117
5.6 Schéma de la procédure d'optimisation développée durant la thèse 120
5.7 Schéma d'une procédure d'optimisation avec réduction des résidus 120
5.8 Représentation du modèle sujet-fauteuil utilisé pour la commande optimale 125
5.9 Repérage géométrique du centre de gravité G et du centre de pression C_p 126
5.10 Schéma simplifié représentant la méthode d'estimation de l'*initial guess* de l'optimisation 128
5.11 Cinématique et moments inter-segmentaires du mouvement simulé 129
5.12 Trajectoire de la main dans le plan sagittal pour le mouvement simulé 130
5.13 *Fraction of Effective Force* du mouvement simulé 130
5.14 Trajectoires de la main dans le plan sagittal pour le mouvement simulé avec les 2 configurations du FRM 133
5.15 Schéma de la procédure d'optimisation des réglages avec génération du mouvement par *optimal control* 134

A.1 Modèle du fauteuil roulant manuel, vue de dessus 150
A.2 Modélisation du paramétrage des roues arrière, vue de derrière 151
A.3 Repères associés aux roues arrière 156
A.4 Repères associés à la fourche avant à la roulette avant équivalente 162
A.5 Repérage géométrique du centre de gravité G et du centre de pression C_p 167

Liste des tableaux

1.1 Description et illustration des différents types de FRM 6
1.2 Ordre de grandeur des paramètres temporels et angulaires lors de la propulsion en FRM (moyenne sur 13 sujets utilisateurs de FRM) [Kotajarvi et al., 2004] 14
1.3 Ordre de grandeur des actions mécaniques sur la main courante lors de la propulsion en FRM (moyenne sur 13 sujets utilisateurs de FRM) [Kotajarvi et al., 2004] 15
1.4 Ordre de grandeur des moments inter-segmentaires de l'articulation gléno-humérale lors de la propulsion en FRM ($\bar{v} = 1.39m/s$, valeurs moyennes sur 3 sujets utilisateurs de FRM) [Veeger et al., 2002] 16
1.5 Modèles musculo-squelettiques du membre supérieur utilisés dans la littérature 27
1.6 Modèles musculo-squelettiques utilisés pour l'analyse de la propulsion en FRM 28

2.1 Population de l'étude sur l'apprentissage de la locomotion en FRM 47
2.2 Caractéristiques de la population de l'étude incluant des utilisateurs de FRM expérimentés 49
2.3 Variables spatio-temporelles en démarrage et propulsion, lors de l'acquisition T_3, moyennées sur les N=18 sujets 53
2.4 Caractérisation des actions mécaniques sur la main courante en démarrage et en propulsion, lors de l'acquisition T_3, moyennées sur les N=18 sujets de la cohorte 54
2.5 Force de résistance au roulement moyenne et maximale par cycle lors du démarrage et de la propulsion, moyennées sur les N=18 sujets de la cohorte 56

3.1 Moments inter-segmentaires max. à l'épaule en démarrage et propulsion [Hybois et al., 2018] 65
3.2 Degrés de liberté du complexe de l'épaule pour les quatre modèles de l'étude 74
3.3 Erreur de reconstruction cinématique moyenne par segment au cours du cycle de propulsion, moyennée sur les N=7 sujets de l'étude 75
3.4 Moyenne et écart type sur la population de l'étude des amplitudes articulaires pour les articulations sterno-claviculaires (SC), scapulo-thoraciques (ST), acromio-claviculaires (AC) et gléno-humérales (GH), lors de la propulsion en FRM 78
3.5 Amplitudes des longueurs musculo-tendineuses (mm) au cours du cycle de propulsion pour les principales lignes d'action musculaires 80
3.6 Amplitudes du mouvement de la scapula dans le repère thorax 82
3.7 Comparaison des degrés de liberté des différents modèles du membre supérieur 83

3.8 Déplacement de l'acromion et du centre de l'articulation gléno-humérale pour les différentes tâches et selon les différents modèles 84
3.9 Evaluation de la reconstruction cinématique des marqueurs pour le démarrage et la propulsion 85
3.10 Moments résultants à l'épaule lors du démarrage et de la propulsion, comparés selon les modèles 86

5.1 Bornes inférieures et supérieures des réglages du FRM (variables d'optimisation) . . . 113
5.2 Diminution des pertes énergétiques par optimisation des réglages pour différentes tâches (moyenne ± écart-type) 116
5.3 Configurations du FRM testées avec *initial guess* imposé 131
5.4 Effet des réglages sur le mouvement simulé à partir de la trajectoire initiale imposée . 131
5.5 Configurations du FRM testées avec *initial guess* par interpolation 132
5.6 Effet des réglages sur le mouvement simulé sans trajectoire initiale imposée 132

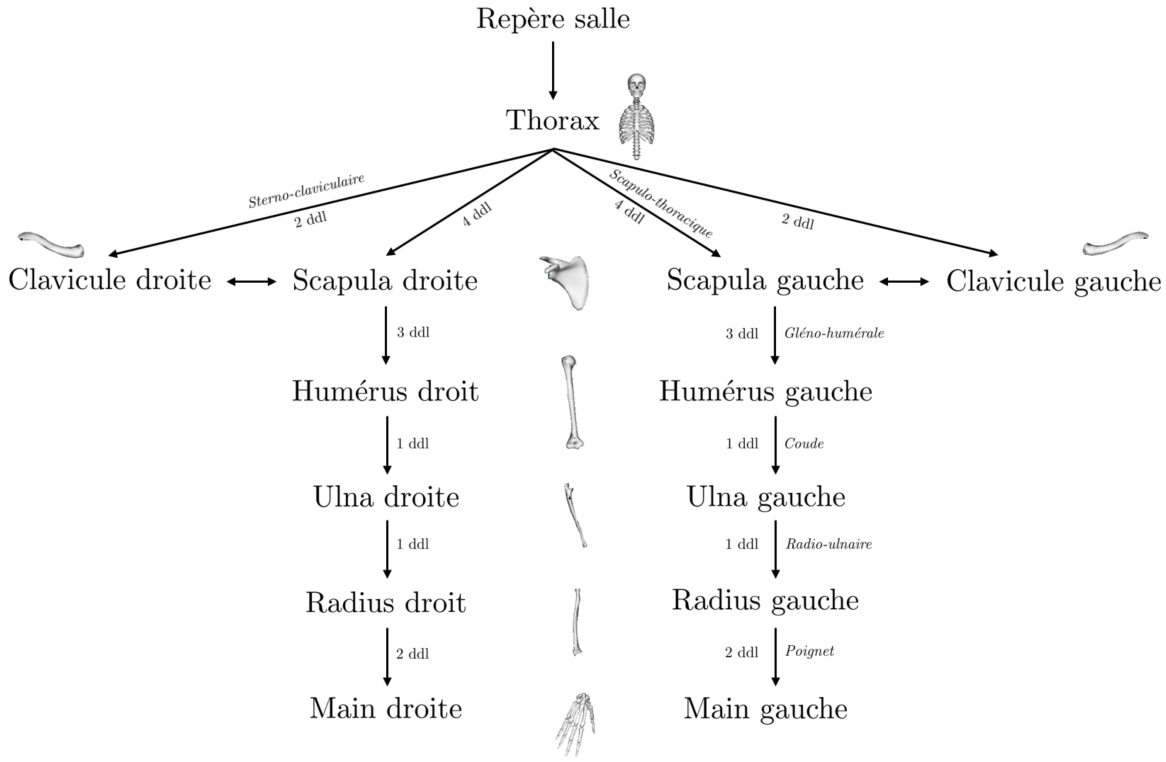
A.1 Set de marqueurs utilisé, segments associés et localisations 148
A.2 Poids cinématiques des marqueurs du modèle 149
A.3 Liste des muscles présents dans le modèle construit 149

Annexe A

Annexes techniques

1 Modélisation biomécanique du membre supérieur

1.1 Vue topologique du modèle musculo-squelettique construit durant la thèse



1.2 Set de marqueurs pour la capture du mouvement

Segment	Nom (label)	Localisation	Type de marqueur
Tête	MTTETE	Partie droite du front	Technique
	TEMP(G/D)	Os temporal gauche/droit	Anatomique
	OCC(G/D)	Os occipital gauche/droit	Anatomique
Tronc	MAN	Manubrium	Anatomique
	C7	7e vertèbre cervicale	Anatomique
	XYP	Processus xyphoïde	Anatomique
	T8	8e vertèbre thoracique	Anatomique
	COSTAL(G/D)	6e côte gauche/droite	Technique
Scapula	MTAC(G/D)L MTAC(G/D)M MTAC(G/D)B	Epine de la scapula gauche/droite	Cluster technique
	AC(G/D)	Acromion gauche/droit	Anatomique
Clavicule	CLAV(G/D)	Centre de la clavicule gauche/droite	Anatomique
Bras	MTHA(G/D) MTHP(G/D) MTBA(G/D) MTBP(G/D)	Ancillaires techniques bras gauche/droit	Technique
	EM(G/D)	Epicondyle médial du coude gauche/droit	Anatomique
	EL(G/D)	Epicondyle latéral du coude gauche/droit	Anatomique
Avant-bras	PSR(G/D)	Processus styloïde radial gauche/droit	Anatomique
	PSU(G/D)	Processus styloïde ulnaire gauche/droit	Anatomique
	MTAB(G/D)	Marqueur technique radius gauche/droit	Technique
Main	MC2(G/D)	2e métacarpe gauche/droit	Anatomique
	MC5(G/D)	5e métacarpe gauche/droit	Anatomique

Tableau A.1 – Set de marqueurs utilisé, segments associés et localisations

Segment	Marqueur	Poids cinématique ω_i
Tête	MTTETE	1
	TEMP(G/D)	1
	OCC(G/D)	1
Tronc	MAN	10
	C7	10
	XYP	5
	T8	10
	COSTAL(G/D)	5
Scapula	MTAC(G/D)L	5
	MTAC(G/D)M	5
	MTAC(G/D)B	5
	AC(G/D)	10
Clavicule	CLAV(G/D)	10
Bras	MTHA(G/D)	5
	MTHP(G/D)	5
	MTBA(G/D)	5
	MTBP(G/D)	5
	EM(G/D)	10
	EL(G/D)	10
Avant-bras	PSR(G/D)	10
	PSU(G/D)	10
	MTAB(G/D)	5
Main	MC2(G/D)	10
	MC5(G/D)	10

Tableau A.2 – Poids cinématiques des marqueurs du modèle

1.3 Muscles inclus dans le modèle

Muscles	**Nombre de lignes d'action**	**Adapté de**
Deltoid	3	(Holzbaur et al., 2005)
Supraspinatus	1	(Holzbaur et al., 2005)
Infraspinatus	1	(Holzbaur et al., 2005)
Subscapularis	1	(Holzbaur et al., 2005)
Teres Minor	1	(Holzbaur et al., 2005)
Pectoralis Major	3	(Holzbaur et al., 2005)
Latissimus Dorsi	3	(Holzbaur et al., 2005)
Triceps	3	(Holzbaur et al., 2005)
Anconeous	1	(Holzbaur et al., 2005)
Supinator	1	(Holzbaur et al., 2005)
Biceps	2	(Holzbaur et al., 2005)
Brachialis	1	(Holzbaur et al., 2005)
Brachioradialis	1	(Holzbaur et al., 2005)
Extensor carpi radialis	2	(Holzbaur et al., 2005)
Extensor carpi ulnaris	1	(Holzbaur et al., 2005)
Flexor carpi radialis	1	(Holzbaur et al., 2005)
Flexor carpi ulnaris	1	(Holzbaur et al., 2005)
Pronator Teres	1	(Holzbaur et al., 2005)
Palmaris Longus	1	(Holzbaur et al., 2005)
Pronator Quadratus	1	(Holzbaur et al., 2005)
Flexor digitorum superficialis	2	(Holzbaur et al., 2005)
Extensor digitorum communis	3	(Holzbaur et al., 2005)
Sternocleidomastoid	3	(Vasavada et al., 1998)
Trapezius	2	(Vasavada et al., 1998)
Levator scapulae	1	(Vasavada et al., 1998)
Rhomboids	2	(Netter, 2011)
Serratus anterior	12	(Netter, 2011)

Tableau A.3 – Liste des muscles présents dans le modèle construit

2 Modèle mécanique du FRM en mouvement

Cette annexe présente les détails des calculs ayant permis d'aboutir au système d'équations constituant le modèle mécanique du FRM en mouvement.

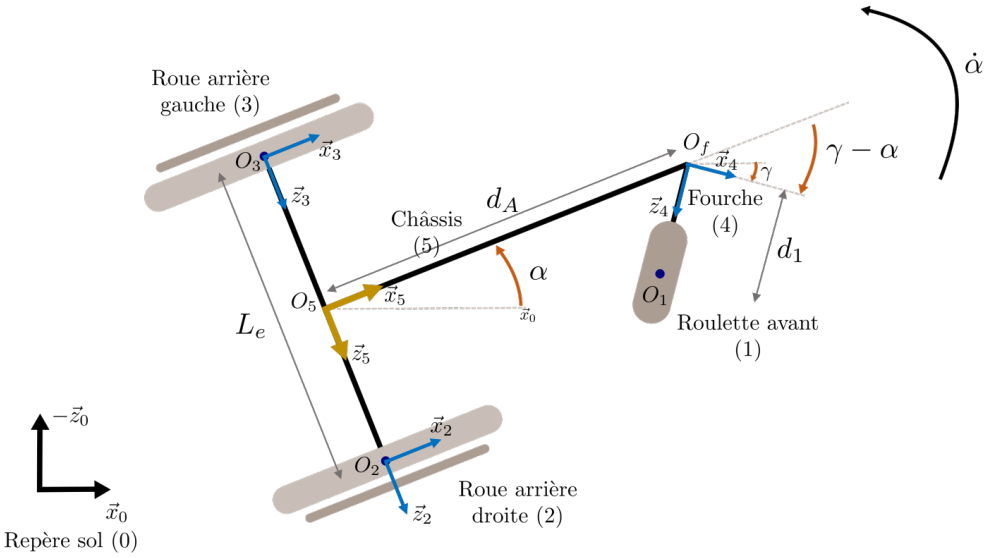


Figure A.1 – Modèle du fauteuil roulant manuel, vue de dessus

2.1 Torseurs d'actions mécaniques extérieures

2.1.1 Actions mécaniques exercées sur la roue arrière droite (2)

2.1.1.1 Action mécanique exercée par le sujet

Pour se déplacer, l'utilisateur exerce une action mécanique sur les mains courantes droite (M_d) et gauche (M_g), qui est mesurée dans le fauteuil grâce à des roues instrumentées. Cet torseur (force + moment) peut être exprimé directement au centre de la roue en O_2.

$$\left\{\tau_{\text{main}\to 2}\right\}_{O_2} = \begin{Bmatrix} \mathcal{F}^x_{M_d} & 0 \\ \mathcal{F}^y_{M_d} & 0 \\ \mathcal{F}^z_{M_d} & \mathcal{T}^{prop}_{M_d} \end{Bmatrix}_{O_2,R_5}$$

En transportant cette action mécanique au point O_p, le moment induit vaut :

$$\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main}\to 2) = \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_2}(\text{main}\to 2) + \left(\overrightarrow{O_pB_2} + \overrightarrow{B_2O_2}\right) \wedge \overrightarrow{\mathcal{R}_{\text{main}\to 2}}$$

$$\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main}\to 2) = \mathcal{T}^{prop}_{M_d}\vec{z}_5 + \begin{pmatrix} 0 \\ r_r\cos\theta \\ \frac{L_e}{2} \end{pmatrix}_{R_5} \wedge \begin{pmatrix} \mathcal{F}^x_{M_d} \\ \mathcal{F}^y_{M_d} \\ \mathcal{F}^z_{M_d} \end{pmatrix}_{R_5}$$

$$\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main}\to 2) = \begin{pmatrix} r_r\cos\theta\mathcal{F}^z_{M_d} - \frac{L_e}{2}\mathcal{F}^y_{M_d} \\ \frac{L_e}{2}\mathcal{F}^x_{M_d} \\ \mathcal{T}^{prop}_{M_d} - r_r\cos\theta\mathcal{F}^x_{M_d} \end{pmatrix}_{O_p,R_5}$$

Les projections de ces moments, en vue de l'écriture des théorèmes du moment dynamique, donnent :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main} \to 2).\vec{x}_5 &= r_r \cos\theta \mathcal{F}^z_{M_d} - \frac{L_e}{2}\mathcal{F}^y_{M_d} \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main} \to 2).\vec{z}_5 &= \mathcal{T}^{prop}_{M_d} - r_r \cos\theta \mathcal{F}^x_{M_d}\end{aligned} \tag{2.1}$$

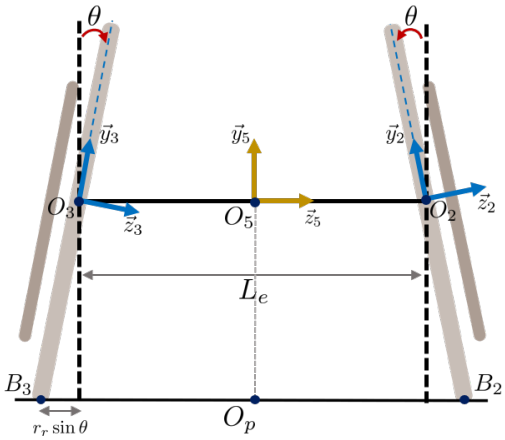


Figure A.2 – Modélisation du paramétrage des roues arrière, vue de derrière

2.1.1.2 Action mécanique de réaction du sol

L'action de contact entre le sol et la roue peut être décrite par un torseur exprimé au point de contact pneu/sol B_2, modélisant les effets de la résistance au roulement et au pivotement sous forme de moments :

$$\left\{\tau_{0\to 2}\right\}_{B_2} = \begin{Bmatrix} \mathcal{R}^L_{R_d} & 0 \\ \mathcal{R}^N_{R_d} & -\mu^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} \\ 0 & -\lambda^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} \end{Bmatrix}_{B_2,R_5}$$

Ce moment est alors transporté en O_2, afin d'écrire le théorème du moment dynamique appliqué à la roue arrière droite (2). Pour cela, le vecteur $\overrightarrow{O_2B_2}$, connu dans R_2, est exprimé dans R_5 comme suit :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{O_2B_2}\Big|_{R_5} &= P_{R_2R_5}.\,\overrightarrow{O_2B_2}\Big|_{R_2} \\ &= P_{R_2R_5}.(-r_r\vec{y}_2) = -r_r(\cos\theta\vec{y}_5 - \sin\theta\vec{z}_5)\end{aligned}$$

Ainsi :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}_{O_2}(0\to 2)}\Big|_{R_5} &= \overrightarrow{\mathcal{M}_{B_2}(0\to 2)}\Big|_{R_5} + \overrightarrow{O_2B_2} \wedge \overrightarrow{\mathcal{R}_{0\to 2}} \\ &= \begin{pmatrix} -r_r \sin\theta \mathcal{R}^N_{R_d} \\ -\mu^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} + r_r \sin\theta \mathcal{R}^L_{R_d} \\ -\lambda^*_r \mathcal{R}^N_{R_d} + r_r \cos\theta \mathcal{R}^L_{R_d} \end{pmatrix}_{O_2,R_5}\end{aligned}$$

Le transport de ce moment au point O_p, dans la perspective d'écriture du théorème du moment dynamique appliqué à l'ensemble du FRM, donne :

$$\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 2) = \overrightarrow{\mathcal{M}}_{B_2}(0\to 2) + \overrightarrow{O_pB_2}\wedge\overrightarrow{\mathcal{R}_{0\to 2}}$$
$$\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 2) = \overrightarrow{\mathcal{M}}_{B_2}(0\to 2) + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{L_e}{2}+r_r\sin\theta \end{pmatrix}_{R_5} \wedge \begin{pmatrix} \mathcal{R}^L_{R_d} \\ \mathcal{R}^N_{R_d} \\ \mathcal{R}^z_{R_d} \end{pmatrix}_{R_5}$$
$$\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 2) = \begin{pmatrix} -(\frac{L_e}{2}+r_r\sin\theta)\mathcal{R}^N_{R_d} \\ -\mu^*_r\mathcal{R}^N_{R_d} + (\frac{L_e}{2}+r_r\sin\theta)\mathcal{R}^L_{R_d} \\ -\lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_d} \end{pmatrix}_{O_2,R_5}$$

D'où :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 2).\vec{x}_5 &= -(\frac{L_e}{2}+r_r\sin\theta)\mathcal{R}^N_{R_d} \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 2).\vec{z}_5 &= -\lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_d} \end{aligned} \tag{2.2}$$

2.1.2 Actions mécaniques exercées sur la roue arrière gauche (3)

En employant la même démarche que pour la roue arrière droite (2), il vient :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main}\to 3).\vec{x}_5 &= r_r\cos\theta\mathcal{F}^z_{M_g} + \frac{L_e}{2}\mathcal{F}^y_{M_g} \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{main}\to 3).\vec{z}_5 &= \mathcal{T}^{prop}_{M_g} - r_r\cos\theta\mathcal{F}^x_{M_g} \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0/3).\vec{x}_5 &= (\frac{L_e}{2}+r_r\sin\theta)\mathcal{R}^N_{R_g} \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0/3).\vec{z}_5 &= -\lambda^*_r\mathcal{R}^N_{R_g} \end{aligned} \tag{2.3}$$

2.1.3 Actions mécaniques sur le châssis (5)

2.1.3.1 Action du sujet

L'action du sujet sur le système de soutien du corps, i.e. l'ensemble constitué du dossier, du siège et du repose-pied, est modélisée par un torseur d'actions mécaniques exprimé au centre du siège A_s :

$$\left\{\tau_{\text{sujet}\to 5}\right\}_{A_s} = \begin{Bmatrix} \mathcal{F}^x_s & \mathcal{T}^x_s \\ \mathcal{F}^y_s & \mathcal{T}^y_s \\ \mathcal{F}^z_s & \mathcal{T}^z_s \end{Bmatrix}_{A_s,R_5}$$

Ce torseur peut être transporté au point O_p, projeté orthogonal du milieu de l'entraxe arrière sur le sol :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{sujet}\to 5) &= \overrightarrow{\mathcal{M}}_{A_s}(\text{sujet}\to 5) + \overrightarrow{O_pA_s}\wedge\overrightarrow{\mathcal{R}_{\text{sujet}\to 5}} \\ &= \overrightarrow{\mathcal{M}}_{A_s}(\text{sujet}\to 5) + (\overrightarrow{O_pO_5}+\overrightarrow{O_5A_s})\wedge\overrightarrow{\mathcal{R}_{\text{sujet}\to 5}} \\ &= \overrightarrow{\mathcal{M}}_{A_s}(\text{sujet}\to 5) + ((r_r\cos\theta+y_{A_s})\vec{y}_5 + x_{A_s}\vec{x}_5)\wedge\overrightarrow{\mathcal{R}_{\text{sujet}\to 5}} \\ &= \begin{pmatrix} \mathcal{T}^x_s + (r_r\cos\theta+y_{A_s})\mathcal{F}^z_s \\ \mathcal{T}^y_s - x_{A_s}\mathcal{F}^z_s \\ \mathcal{T}^z_s - (r_r\cos\theta+y_{A_s})\mathcal{F}^x_s + x_{A_s}\mathcal{F}^y_s \end{pmatrix}_{O_p,R_5} \end{aligned}$$

Les projections suivant les directions antéro-postérieure et médio-latérales donnent respectivement :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{sujet} \to 5).\vec{x}_5 &= \mathcal{T}_s^x + (r_r \cos\theta + y_{A_s})\mathcal{F}_s^z \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{sujet} \to 5).\vec{z}_5 &= \mathcal{T}_s^z + x_{A_s}\mathcal{F}_s^y - (r_r \cos\theta + y_{A_s})\mathcal{F}_s^x\end{aligned} \tag{2.4}$$

2.1.3.2 Action de la gravité

Le poids du fauteuil est modélisé par le torseur d'actions mécaniques suivant, exprimé au centre de gravité G_{FRM} :

$$\left\{\tau_{\text{poids}\to 5}\right\}_{G_{FRM}} = \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ -mg & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_{G_{FRM},R_5}$$

Avec m la masse totale du fauteuil et $g = 9,81$ m/s^{-2} l'accélération de la pesanteur terrestre .

Ce torseur peut être transporté au point O_p, avec notamment les coordonnées de G_{FRM} dans le repère fauteuil (cf. Chapitre 4, équation *1.1*) :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{O_pG_{FRM}} &= \overrightarrow{O_pO_5} + \overrightarrow{O_5G_{FRM}} \\ &= r_r \cos\theta \vec{y}_5 + (x_G\vec{x}_5 + y_G\vec{y}_5)\end{aligned}$$

Il vient alors :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(\text{poids} \to 5) &= \overrightarrow{\mathcal{M}}_{G_{FRM}}(\text{poids} \to 5) + \overrightarrow{O_pG_{FRM}} \wedge \overrightarrow{\mathcal{R}_{\text{poids}\to 5}} \\ &= \vec{0} + (x_G\vec{x}_5 + (r_r \cos\theta + y_G)\vec{y}_5) \wedge \overrightarrow{\mathcal{R}_{\text{poids}\to 5}} \\ &= -x_G\, m\, g\, \vec{z}_5\end{aligned}$$

Finalement :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_5}(\text{poids} \to 5).\vec{x}_5 &= 0 \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_5}(\text{poids} \to 5).\vec{z}_5 &= -x_G\, m\, g\end{aligned} \tag{2.5}$$

2.1.4 Actions mécaniques sur la roulette avant (1)

Avec le paramétrage choisi pour la roulette avant (1), il est possible de modéliser l'action de contact sol/roulette par le torseur suivant :

$$\left\{\tau_{0\to 1}\right\}_{B_1} = \begin{Bmatrix} 0 & -\lambda_f^*\mathcal{R}_f^N \\ \mathcal{R}_f^N & -\mu_f^*\mathcal{R}_f^N \\ \mathcal{R}_f^L & 0 \end{Bmatrix}_{B_1,R_4}$$

Ce torseur peut être exprimé dans R_5 à partir de la matrice de position angulaire $P_{R_5R_4}$:

$$\left\{\tau_{0\to 1}\right\}_{B_1} = \begin{Bmatrix} \sin(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^L & -\lambda_f^*\cos(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^N \\ \mathcal{R}_f^N & -\mu_f^*\mathcal{R}_f^N \\ \cos(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^L & \lambda_f^*\sin(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^N \end{Bmatrix}_{B_1,R_5}$$

En transportant le moment de ce torseur en O_p :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 1) &= \overrightarrow{\mathcal{M}}_{B_1}(0\to 1) + \overrightarrow{O_pB_1}\wedge\overrightarrow{\mathcal{F}_{0\to 1}}\\ &= \overrightarrow{\mathcal{M}}_{B_1}(0\to 1) + (d_A\vec{x}_5 + d_1\vec{z}_4)\wedge\overrightarrow{\mathcal{F}_{0\to 1}}\\ &= \begin{pmatrix}-\lambda_f^*\cos(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^N\\ -\mu_f^*\mathcal{R}_f^N\\ \lambda_f^*\sin(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^N\end{pmatrix}_{R_5} + \begin{pmatrix}d_A + d_1\sin(\gamma-\alpha)\\ 0\\ d_1\cos(\gamma-\alpha)\end{pmatrix}_{R_5}\wedge\begin{pmatrix}\sin(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^L\\ \mathcal{R}_f^N\\ \cos(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^L\end{pmatrix}_{R_5}\end{aligned}$$

En projection suivant $\vec{x}_5$ et $\vec{z}_5$:

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 1).\vec{x}_5 &= -(\lambda_f^* + d_1)\cos(\gamma-\alpha)\mathcal{R}_f^N\\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_p}(0\to 1).\vec{z}_5 &= \left(d_A + (\lambda_f^* + d_1)\sin(\gamma-\alpha)\right)\mathcal{R}_f^N\end{aligned} \tag{2.6}$$

2.2 Vitesse et accélération linéaires du FRM

Vitesse linéaire du FRM

La vitesse du FRM dans le repère global R_0 lié au sol est définie par :

$$\overrightarrow{V_{O_5,5/0R_0}} = \dot{x}\vec{x}_0 + \dot{z}\vec{z}_0$$

Les mesures étant effectuées "en embarqué" dans le fauteuil roulant instrumenté, il est préférable d'exprimer la vitesse dans le repère fauteuil :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{V_{O_5,5/0R_5}} &= P_{R_5R_0}\times\overrightarrow{V_{O_5,5/0R_0}}\\ \overrightarrow{V_{O_5,5/0R_5}} &= (\cos\alpha\dot{x} - \sin\alpha\dot{z})\,\vec{x}_5 + (\sin\alpha\dot{x} + \cos\alpha\dot{z})\,\vec{z}_5\end{aligned}$$

Il est alors possible de simplifier l'expression précédente en écrivant l'hypothèse de roulement sans glissement de la roue 2 en B_2 :

$$\overrightarrow{V_{B_2,2/0}} = \overrightarrow{V_{O_2,2/0}} + \overrightarrow{B_2O_2}\wedge\overrightarrow{\Omega_{2/0}} = \overrightarrow{0} \tag{2.7}$$

avec la vitesse angulaire de la roue arrière droite (2) par rapport au sol égale à :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\Omega_{2/0}} &= \overrightarrow{\Omega_{2/5}} + \overrightarrow{\Omega_{5/0}}\\ \overrightarrow{\Omega_{2/0}} &= \dot{\beta}_2\vec{z}_2 + \dot{\alpha}\vec{y}_5\\ \overrightarrow{\Omega_{2/0}} &= (\dot{\alpha} + \dot{\beta}_2\sin\theta)\vec{y}_5 + \dot{\beta}_2\cos\theta\vec{z}_5\end{aligned}$$

La vitesse du centre de la roue (2) s'écrit alors :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{V_{O_2,2/0}} &= \overrightarrow{V_{O_2,5/0}}\\ &= \overrightarrow{V_{O_5,5/0}} + \overrightarrow{O_2O_5}\wedge\overrightarrow{\Omega}_{5/0}\\ &= (\cos\alpha\dot{x} - \sin\alpha\dot{z})\,\vec{x}_5 + (\sin\alpha\dot{x} + \cos\alpha\dot{z})\,\vec{z}_5 + \left(\frac{-L_e}{2}\vec{z}_5\right)\wedge\dot{\alpha}\vec{y}_5\\ &= \left(\cos\alpha\dot{x} - \sin\alpha\dot{z} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}\right)\vec{x}_5 + (\sin\alpha\dot{x} + \cos\alpha\dot{z})\,\vec{z}_5\end{aligned} \tag{2.8}$$

et le produit vectoriel issu du transport de moment est égal à

$$\begin{aligned}\overrightarrow{B_2O_2} \wedge \overrightarrow{\Omega}_{2/0} &= (r_r \cos\theta \vec{y}_5 - r_r \sin\theta \vec{z}_5) \wedge \left(\left(\dot{\alpha} + \dot{\beta}_2 \sin\theta\right) \vec{y}_5 + \dot{\beta}_2 \cos\theta \vec{z}_5\right) \\ &= r_r \cos^2\theta \dot{\beta}_2 \vec{x}_5 + r_r \sin\theta \left(\dot{\alpha} + \dot{\beta}_2 \sin\theta\right) \vec{x}_5\end{aligned} \tag{2.9}$$

En reportant les expressions *2.8* et *2.9* dans l'équation *2.7*, la vitesse du point B_2 s'écrit finalement :

$$\overrightarrow{V_{B_2,2/0}} = \left[\cos\alpha\dot{x} - \sin\alpha\dot{z} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha} + r_r(\dot{\beta}_2 + \sin\theta\dot{\alpha})\right] \vec{x}_5 + \left[\sin\alpha\dot{x} + \cos\alpha\dot{z}\right] \vec{z}_5 \tag{2.10}$$

L'hypothèse de non glissement en B_2, en utilisant les équations *2.7* et *2.10*, donne directement, en projetant sur $\vec{z}_5$:

$$\sin\alpha\dot{x} + \cos\alpha\dot{z} = 0$$

Ce qui simplifie l'expression de la vitesse du FRM dans le repère fauteuil R_5 :

$$\overrightarrow{V_{O_5,5/0}} = (\cos\alpha\dot{x} - \sin\alpha\dot{z})\,\vec{x}_5 = V_x^{FRM}\vec{x}_5 \tag{2.11}$$

Par ailleurs, en remplaçant l'expression des vitesses angulaires et en projetant l'équation *2.7* selon $\vec{x}_5$:

$$\begin{aligned}V_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha} + r_r\dot{\alpha}\sin\theta + r_r\dot{\beta}_2 &= 0 \\ \dot{\beta}_2 = \frac{-1}{r_r}\left(V_x^{FRM} + \dot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right)&\end{aligned}$$

Le terme $\ddot{\beta}_2$, dérivée de la vitesse angulaire de la roue arrière droite (2) par rapport à son support, est alors obtenu en dérivant cette équation par rapport au temps :

$$\ddot{\beta}_2 = \frac{-1}{r_r}\left(\Gamma_x^{FRM} + \ddot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right) \tag{2.12}$$

En écrivant le roulement sans glissement de la roue arrière gauche, le terme $\ddot{\beta}_3$ (dérivée de la vitesse angulaire de la roue arrière gauche par rapport à son support) est obtenu de manière analogue :

$$\begin{aligned}V_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\dot{\alpha} - r_r\dot{\alpha}\sin\theta + r_r\dot{\beta}_3 &= 0 \\ \ddot{\beta}_3 = \frac{-1}{r_r}\left(\Gamma_x^{FRM} - \ddot{\alpha}(\frac{L_e}{2} + r_r\sin\theta)\right)&\end{aligned} \tag{2.13}$$

Accélération linéaire du FRM

L'accélération du point O_5 lié châssis par rapport au sol, exprimée dans le repère fauteuil R_5 est alors :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}}\Big|_{R_5} &= P_{R_5R_0} \times \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}}\Big|_{R_0} \\ \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}}\Big|_{R_5} &= \begin{pmatrix}\cos\alpha & 0 & -\sin\alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\alpha & 0 & \cos\alpha\end{pmatrix}\begin{pmatrix}\ddot{x} \\ 0 \\ \ddot{z}\end{pmatrix} \\ \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}}\Big|_{R_5} &= (\cos\alpha\ddot{x} - \sin\alpha\ddot{z})\,\vec{x}_5 + (\sin\alpha\ddot{x} + \cos\alpha\ddot{z})\,\vec{z}_5 \\ \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}}\Big|_{R_5} &= \Gamma_x^{FRM}\vec{x}_5 + \Gamma_z^{FRM}\vec{z}_5\end{aligned}$$

2.3 Torseurs cinétiques et dynamiques des solides

2.3.1 Roue arrière droite (2)

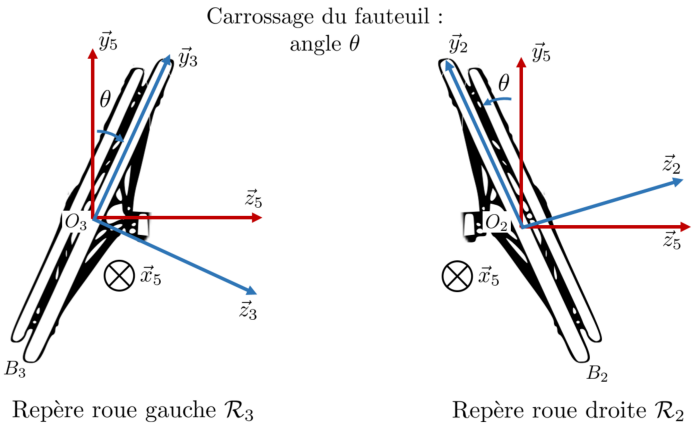


Figure A.3 – Repères associés aux roues arrière

Moment cinétique en O_2

En faisant l'hypothèse des plans de symétrie de la roue arrière (i.e. en négligeant les produits d'inertie ajoutés par le décalage de la main courante par rapport à la roue), la matrice d'inertie de la roue, exprimée au centre de la roue (centre de gravité) est de la forme :

$$\overline{\overline{I_{2,O_2}}} = \begin{pmatrix} I_{2,O_2,xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{2,O_2,yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{2,O_2,zz} \end{pmatrix}_{0_2,R_2}$$

avec $I_{2,O_2,zz}$ et $I_{2,O_2,yy}$ les moments d'inertie selon l'axe de pivot de roue et selon son axe perpendiculaire dans le plan de la roue, respectivement.

Le moment cinétique de la roue 2 en O_2 vaut :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\big|_{R_2} &= \overline{\overline{I_{2,O_2}}}.\overrightarrow{\Omega_{2/0}} \\ &= \overline{\overline{I_{2,O_2}}}.(\overrightarrow{\Omega_{2/5}} + \overrightarrow{\Omega_{5/0}}) \end{aligned}$$

or $\overrightarrow{\Omega_{2/5}} = \dot{\beta}_2 \vec{z_2}$ et la vitesse angulaire du châssis $\vec{\Omega}_{5/0}$, exprimée dans R_2, est :

$$\begin{aligned} \vec{\Omega}_{5/0}\Big|_{R_2} &= P_{R_2R_5}.\,\vec{\Omega}_{5/0}\Big|_{R_5} \\ &= P^T_{R_5R_2}.\,\vec{\Omega}_{5/0}\Big|_{R_5} \\ &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\alpha} \\ 0 \end{pmatrix} \\ &= \dot{\alpha}(\cos\theta \vec{y}_2 + \sin\theta \vec{z}_2) \end{aligned}$$

Ce qui permet d'obtenir l'expression du moment cinétique dans R_2 :

$$\overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\big|_{R_2} = I_{2,O_2,yy}(\dot{\alpha}\cos\theta)\vec{y}_2 + I_{2,O_2,yy}(\dot{\alpha}\sin\theta + \dot{\beta}_2)\vec{z}_2$$

Ce moment cinétique peut alors être exprimé dans le repère fauteuil R_5 à partir de la matrice de rotation :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\big|_{R_5} &= P_{R_5R_2}\ \overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\big|_{R_2} \\ &= [\dot{\alpha}(\cos^2\theta I_{2,O_2,yy} + \sin^2\theta I_{2,O_2,zz}) + \dot{\beta}_2\sin\theta I_{2,O_2,zz}]\vec{y}_5 + \\ &[\dot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \dot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz}]\vec{z}_5\end{aligned} \tag{2.14}$$

Résultantes cinétique et dynamique

En reprenant l'équation *2.8* :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{V_{O_2,2/0}}\Big|_{R_5} &= \overrightarrow{V_{O_2,5/0}}\Big|_{R_5} \\ &= \left(V_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}\right)\vec{x}_5\end{aligned}$$

D'où la valeur de la résultante cinétique de la roue arrière, exprimée dans le repère fauteuil, avec m_r la masse de la roue arrière :

$$\overrightarrow{p_{2/0}}\big|_{R_5} = m_r\left(V_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}\right)\vec{x}_5$$

Il est rappelé ici que la formule de Bour permet de calculer la dérivée d'un vecteur $\vec{u}$ par rapport à une base R_1, en fonction de la dérivée de ce même vecteur par rapport à une autre base R_2 :

$$\left[\frac{d}{dt}\vec{u}\right]_{R_0} = \left[\frac{d}{dt}\vec{u}\right]_{R_1} + \overrightarrow{\Omega}_{R_1/R_0} \wedge [\vec{u}]_{R_1} \tag{2.15}$$

La résultante dynamique est obtenue en dérivant la résultante cinétique par rapport au temps. Pour cela, l'accélération du centre dans la roue, lié au châssis par rapport au sol, est calculée en utilisant la formule de Bour :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\Gamma_{O_2,2/0}} &= \frac{d}{dt}\left[\overrightarrow{V_{O_5,5/0}} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}\vec{x}_5\right]_{R_0} \\ &= \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}} + \frac{d}{dt}\left[\frac{L_e}{2}\dot{\alpha}\vec{x}_5\right]_{R_5} + \overrightarrow{\Omega}_{5/0} \wedge (\frac{L_e}{2}\dot{\alpha})\vec{x}_5 \\ &= \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha}\vec{x}_5 - (\frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2)\vec{z}_5 \\ &= (\Gamma_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha})\vec{x}_5 - (\Gamma_z^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2)\vec{z}_5\end{aligned}$$

Ainsi :

$$\overrightarrow{A_{2/0}}\Big|_{R_5} = m_r(\Gamma_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha})\vec{x}_5 + m_r(\Gamma_z^{FRM} - \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2)\vec{z}_5$$

Moment dynamique en O_2

Le moment dynamique de la roue arrière 2 est obtenu, par définition, en dérivant l'expression du moment cinétique (équation *2.14*) par rapport au temps, dans le mouvement de la roue 2 par rapport au sol :

$$\overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}} = \left[\frac{d}{dt}\overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\right]_{R_0} \tag{2.16}$$

La formule de Bour est alors appliquée pour dériver par rapport au repère R_5 dans lequel le moment cinétique de la roue (2) était exprimé (Equation *2.14*) : :

$$\overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}} = \frac{d}{dt}\left[\frac{d}{dt}\overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\right]_{R_5} + \overrightarrow{\Omega}_{5/0} \wedge \left[\overrightarrow{\sigma_{2,O_2,2/0}}\right]_{R_5}$$

En calculant directement la dérivée du moment cinétique composante par composante dans R_5 (Equation *2.14*) et en utilisant $\overrightarrow{\Omega}_{5/0} = \dot{\alpha}\vec{y}_5$ ainsi que $\vec{y}_5 = \vec{y}_0$, il vient :

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}} = &\begin{pmatrix} 0 \\ \ddot{\alpha}(\cos^2\theta I_{2,O_2,yy} + \sin^2\theta I_{2,O_2,zz}) + \ddot{\beta}_2 \sin\theta I_{2,O_2,zz} \\ \ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \ddot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} \end{pmatrix} + \\
&\begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\alpha} \\ 0 \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\alpha}(\cos^2\theta I_{2,O_2,yy} + \sin^2\theta I_{2,O_2,zz}) + \dot{\beta}_2 \sin\theta I_{2,O_2,zz} \\ \dot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \dot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} \end{pmatrix} \\
= &\begin{pmatrix} \dot{\alpha}^2\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \dot{\alpha}\dot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} \\ \ddot{\alpha}(\cos^2\theta I_{2,O_2,yy} + \sin^2\theta I_{2,O_2,zz}) + \ddot{\beta}_2\sin\theta I_{2,O_2,zz} \\ \ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \ddot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} \end{pmatrix}_{O_2,R_5}
\end{aligned} \tag{2.17}$$

Moment dynamique en O_p

Le transport du moment dynamique de la roue 2 par rapport au sol en O_p donne :

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{\delta_{2,O_p,2/0}} &= \overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}} + \overrightarrow{O_pO_2} \wedge m_r\overrightarrow{\Gamma_{O_2,2/0}} \\
&= \overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}} + \begin{pmatrix} 0 \\ r_r\cos\theta \\ \frac{L_e}{2} \end{pmatrix}_{R_5} \wedge \begin{pmatrix} \Gamma_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha} \\ 0 \\ \Gamma_z^{FRM} - \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2 \end{pmatrix}_{R_5} \\
&= \overrightarrow{\delta_{2,O_2,2/0}} + m_r \begin{pmatrix} r_r\cos\theta\left(\Gamma_z^{FRM} - \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2\right) \\ \frac{L_e}{2}(\Gamma_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha}) \\ -r_r\cos\theta(\Gamma_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha}) \end{pmatrix}
\end{aligned}$$

Finalement, en projetant suivant $\vec{x}_5$ et $\vec{z}_5$:

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{\delta_{2,O_P,2/0}}.\vec{x}_5 &= \dot{\alpha}^2\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \dot{\alpha}\dot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} + m_r r_r\cos\theta(\Gamma_z^{FRM} - \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2) \\
\overrightarrow{\delta_{2,O_P,2/0}}.\vec{z}_5 &= \ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{2,O_2,zz} - I_{2,O_2,yy}) + \ddot{\beta}_2\cos\theta I_{2,O_2,zz} - m_r r_r\cos\theta(\Gamma_x^{FRM} + \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha})
\end{aligned}$$

En remplaçant $\dot{\beta}_2$ et $\ddot{\beta}_2$ dans les expressions précédentes à partir des équations issues de l'hypothèse de roulement sans glissement, il vient :

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{\delta_{2,O_P,2/0}}.\vec{x}_5 &= \dot{\alpha}^2 \left(-\sin\theta\cos\theta I_{2,O_2,yy} - \frac{L_e}{2}(m_r r_r \cos\theta + \frac{\cos\theta I_{2,O_2,zz}}{r_r}) \right) \\
&\quad + m_r r_r \cos\theta \Gamma_z^{FRM} - \frac{V_x^{FRM}}{r_r}\dot{\alpha}\cos\theta I_{2,O_2,zz} \\
\overrightarrow{\delta_{2,O_P,2/0}}.\vec{z}_5 &= \ddot{\alpha} \left(-\sin\theta\cos\theta I_{2,O_2,yy} - \frac{L_e}{2}(m_r r_r \cos\theta - \frac{\cos\theta I_{2,O_2,zz}}{r_r}) \right) \\
&\quad - \Gamma_x^{FRM} \left(\frac{\cos\theta I_{2,O_2,zz}}{r_r} + m_r r_r \cos\theta \right)
\end{aligned} \tag{2.18}$$

2.3.2 Roue arrière gauche (3)

L'enchaînement des calculs est le même pour la roue arrière droite que pour la roue arrière gauche, et seront donc moins détaillés ici.

Moment cinétique en O_3

Le moment cinétique de la roue arrière gauche en O_3 est, par définition :

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{\sigma_{3,O_3,3/0}} &= \overline{\overline{I_{3,O_3}}}.\overrightarrow{\Omega_{3/0}}\Big|_{R_3} \\
\overrightarrow{\sigma_{3,O_3,3/0}} &= \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\alpha}\cos\theta I_{3,O_3,yy} \\ (\dot{\beta}_3 - \dot{\alpha}\sin\theta) I_{3,O_3,zz} \end{pmatrix}_{O_3,R_3}
\end{aligned}$$

Ce moment est ensuite exprimé dans R_5 avec la matrice de passage $P_{R_5R_3}$:

$$\overrightarrow{\sigma_{3,O_3,3/0}}\big|_{R_5} = \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{\alpha}(\cos^2\theta I_{3,O_3,yy} + \sin^2\theta I_{3,O_3,zz}) - \dot{\beta}_3 \sin\theta I_{3,O_3,zz} \\ \dot{\alpha}\cos\theta\sin\theta(I_{3,O_3,yy} - I_{3,O_3,zz}) + \dot{\beta}_3\cos\theta I_{3,O_3,zz} \end{pmatrix}_{O_3,R_5}$$

Résultantes cinétique et dynamique

Les résultantes cinétique et dynamique de la roue arrière gauche (3) sont :

$$\overrightarrow{p_{3/0}}\big|_{R_5} = m_r \left(V_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\dot{\alpha} \right) \vec{x}_5$$

$$\overrightarrow{A_{3/0}}\Big|_{R_5} = m_r(\Gamma_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha})\vec{x}_5 + m_r(\Gamma_z^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2)\vec{z}_5$$

Moment dynamique en O_3

Le moment dynamique de la roue (3) par rapport au sol est obtenu en dérivant le moment cinétique par rapport au temps :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{3,O_3,3/0}} &= \left[\frac{d}{dt}\overrightarrow{\sigma_{3,O_3,3/0}}\right]_{R_0} \\ &= \frac{d}{dt}\left[\frac{d}{dt}\overrightarrow{\sigma_{3,O_3,3/0}}\right]_{R_5} + \overrightarrow{\Omega}_{5/0} \wedge \left[\overrightarrow{\sigma_{3,O_3,3/0}}\right]_{R_5} \\ &= \begin{pmatrix} \dot{\alpha}(\dot{\alpha}\cos\theta\sin\theta(I_{3,yy}-I_{3,zz}) + \dot{\beta}_3\cos\theta I_{3,zz}) \\ \ddot{\alpha}(\cos^2\theta I_{3,yy} + \sin^2\theta I_{3,zz}) - \ddot{\beta}_3\sin\theta I_{3,zz} \\ \ddot{\alpha}\cos\theta\sin\theta(I_{3,yy}-I_{3,zz}) + \ddot{\beta}_3\cos\theta I_{3,zz} \end{pmatrix}_{O_3,R_5}\end{aligned}$$

Moment dynamique en O_p

Le transport du moment dynamique de la roue arrière gauche 3 par rapport au sol en O_p donne :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}} &= \overrightarrow{\delta_{3,O_3,3/0}} + \overrightarrow{O_pO_3} \wedge m_r\overrightarrow{\Gamma_{O_3,3/0}} \\ &= \overrightarrow{\delta_{3,O_3,3/0}} + \begin{pmatrix} 0 \\ r_r\cos\theta \\ -\frac{L_e}{2} \end{pmatrix}_{R_5} \wedge \begin{pmatrix} \Gamma_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha} \\ 0 \\ \Gamma_z^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2 \end{pmatrix}_{R_5} \\ &= \overrightarrow{\delta_{3,O_3,3/0}} + m_r \begin{pmatrix} r_r\cos\theta\left(\Gamma_z^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2\right) \\ -\frac{L_e}{2}(\Gamma_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha}) \\ -r_r\cos\theta(\Gamma_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha}) \end{pmatrix}_{R_5}\end{aligned}$$

Finalement, en projetant suivant $\vec{x}_5$ et $\vec{z}_5$:

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}}.\vec{x}_5 &= \dot{\alpha}^2\sin\theta\cos\theta(I_{3,O_3,yy}-I_{3,O_3,zz}) + \dot{\alpha}\dot{\beta}_3\cos\theta I_{3,O_3,zz} + m_r r_r\cos\theta(\Gamma_z^{FRM} + \frac{L_e}{2}\dot{\alpha}^2) \\ \overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}}.\vec{z}_5 &= \ddot{\alpha}\sin\theta\cos\theta(I_{3,O_3,yy}-I_{3,O_3,zz}) + \ddot{\beta}_3\cos\theta I_{3,O_3,zz} - m_r r_r\cos\theta(\Gamma_x^{FRM} - \frac{L_e}{2}\ddot{\alpha})\end{aligned}$$

En remplaçant $\dot{\beta}_3$ et $\ddot{\beta}_3$ dans les expressions précédentes à partir des équations issues de l'hypothèse de roulement sans glissement, il vient :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}}.\vec{x}_5 &= \dot{\alpha}^2\left(\sin\theta\cos\theta I_{3,O_3,yy} + \frac{L_e}{2}(\frac{\cos\theta I_{3,O_3,zz}}{r_r} + m_r r_r\cos\theta)\right) \\ &\quad + m_r r_r\cos\theta\Gamma_z^{FRM} - \frac{V_x^{FRM}}{r_r}\dot{\alpha}\cos\theta I_{3,O_3,zz} \\ \overrightarrow{\delta_{3,O_p,3/0}}.\vec{z}_5 &= \ddot{\alpha}\left(\sin\theta\cos\theta I_{3,O_3,yy} + \frac{L_e}{2}(\frac{\cos\theta I_{3,O_3,zz}}{r_r} + m_r r_r\cos\theta)\right) \\ &\quad - \Gamma_x^{FRM}\left(\frac{\cos\theta I_{3,O_3,zz}}{r_r} - m_r r_r\cos\theta\right)\end{aligned} \tag{2.19}$$

2.3.3 Châssis (5)

Résultantes cinétique et dynamique

En utilisant les coordonnées du centre de gravité du châssis (cf. Chapitre 4, équation *1.2*), le vecteur vitesse du châssis en G_5 peut être calculé comme :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{V_{G_5,5/0}} &= \overrightarrow{V_{O_5,5/0}} + \overrightarrow{G_5O_5} \wedge \overrightarrow{\Omega_{5/0}} \\ &= V_x^{FRM}\vec{x}_5 + (-x_{G_5}\vec{x}_5 - y_{G_5}\vec{y}_5) \wedge \dot{\alpha}\vec{y}_5 \\ &= V_x^{FRM}\vec{x}_5 - x_{G_5}\dot{\alpha}\vec{z}_5\end{aligned}$$

Ainsi, la résultante cinétique du fauteuil est :

$$\overrightarrow{p_{5/0}}\big|_{R_5} = m_5 V_x^{FRM}\vec{x}_5 - m_5 x_{G_5}\dot{\alpha}\vec{z}_5$$

En dérivant par rapport au temps, l'accélération du centre de gravité et la résultante cinétique peuvent être calculées :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\Gamma_{G_5,5/0}} &= \frac{d}{dt}(\overrightarrow{V_{O_5,5/0}} - x_{G_5}\dot{\alpha}\vec{z_5}) \\ &= \overrightarrow{\Gamma_{O_5,5/0}} - \frac{d}{dt}(x_{G_5}\dot{\alpha}\vec{z_5}) \\ &= (\Gamma_x^{FRM} - x_{G_5}\dot{\alpha}^2)\vec{x}_5 + (\Gamma_z^{FRM} - x_{G_5}\ddot{\alpha})\vec{z}_5\end{aligned}$$

Ainsi :

$$\overrightarrow{A_{5/0}}\Big|_{R_5} = m_5\left((\Gamma_x^{FRM} - x_{G_5}\dot{\alpha}^2)\vec{x}_5 + (\Gamma_z^{FRM} - x_{G_5}\ddot{\alpha})\vec{z}_5\right)$$

Moment dynamique en O_p

L'hypothèse est émise que le produit d'inertie $I_{x,y}$ du châssis est négligeable, même si ce dernier devrait apparaître du fait de l'existence d'un seul plan de symétrie pour le châssis. Le moment cinétique du châssis, exprimé au centre de gravité G_5, devient alors :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\sigma_{5,G_5,5/0}}\big|_{R_5} &= \overline{\overline{I_{5,G_5}}}.\overrightarrow{\Omega_{5/0}} \\ &= I_{5,G_5,yy}\dot{\alpha}\vec{y}_5\end{aligned}$$

Ce moment cinétique étant exprimé dans le repère R_5, le moment dynamique peut directement être obtenu :

$$\overrightarrow{\delta_{5,G_5,5/0}}\Big|_{R_5} = I_{5,G_5,yy}\ddot{\alpha}\vec{y}_5$$

Ce moment dynamique est alors transporté en O_p :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{5,O_p,5/0}} &= \overrightarrow{\delta_{5,G_5,5/0}} + \overrightarrow{O_P G_5} \wedge m_5\overrightarrow{\Gamma_{G_5,5/0}} \\ &= \overrightarrow{\delta_{5,G_5,5/0}} + [x_{G_5}\vec{x}_5 + (r_r\cos\theta + y_{g_5})\vec{y}_5] \wedge m_5\overrightarrow{\Gamma_{G_5,5/0}}\end{aligned}$$

Finalement :

$$\overrightarrow{\delta_{5,O_p,5/0}} = \begin{pmatrix} m_5(r_r\cos\theta + y_{G_5})(\Gamma_z^{FRM} - x_{G_5}\ddot{\alpha}) \\ I_{5,G_5,yy}\ddot{\alpha} - m_5 x_{G_5}(\Gamma_z^{FRM} - x_{G_5}\ddot{\alpha}) \\ -m_5(r_r\cos\theta + y_{G_5})(\Gamma_x^{FRM} - x_{G_5}\dot{\alpha}^2)\end{pmatrix}_{O_p,R_5}$$

En projetant suivant $\vec{x}_5$ et $\vec{z}_5$ pour l'écriture du théorème du moment dynamique :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{5,O_p,5/0}}.\vec{x}_5 &= m_5(r_r\cos\theta + y_{G_5})(\Gamma_z^{FRM} - x_{G_5}\ddot{\alpha}) \\ \overrightarrow{\delta_{5,O_p,5/0}}.\vec{z}_5 &= -m_5(r_r\cos\theta + y_{G_5})(\Gamma_x^{FRM} - x_{G_5}\dot{\alpha}^2)\end{aligned} \tag{2.20}$$

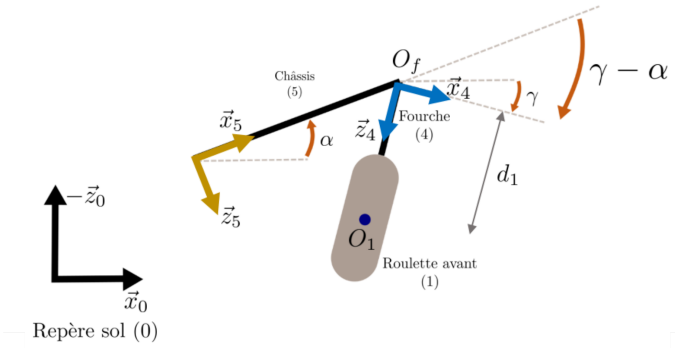


Figure A.4 – Repères associés à la fourche avant à la roulette avant équivalente

2.3.4 Roulette avant (1) et fourche (4)

La matrice de position angulaire $P_{R_5R_4}$ de la fourche (4) par rapport au châssis (5), avec le repérage présenté sur la figure A.4, est rappellée ci-après, ainsi que le vecteur vitesse angulaire de la roulette avant (1) par rapport au repère sol R_0 :

$$P_{R_5R_4} = \begin{pmatrix} \cos(\gamma-\alpha) & 0 & \sin(\gamma-\alpha) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma-\alpha) & 0 & \cos(\gamma-\alpha) \end{pmatrix} \qquad \begin{aligned} \overrightarrow{\Omega}_{1/0} &= \overrightarrow{\Omega}_{1/4} + \overrightarrow{\Omega}_{4/0} \\ &= \dot{\beta}_1\vec{x}_4 + \dot{\gamma}\vec{y}_5 \end{aligned} \tag{2.21}$$

Résultantes cinétiques

La vitesse du point O_f (pivot de fourche) lié à la fourche (4) par rapport au sol (0) est égale à la vitesse de O_f lié au châssis (5) par rapport au sol (0) :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{V_{O_f,4/0}} &= \overrightarrow{V_{O_f,5/0}} \\ &= \overrightarrow{V_{O_5,5/0}} + \overrightarrow{O_fO_5} \wedge \overrightarrow{\Omega_{5/0}} \\ &= V_x^{FRM}\vec{x}_5 - d_A\dot{\alpha}\vec{z}_5 \end{aligned}$$

Ainsi :

$$\overrightarrow{p_{4/0}}\big|_{R_5} = m_4\left(V_x^{FRM}\vec{x}_5 - d_A\dot{\alpha}\vec{z}_5\right)$$

La vitesse du centre de la roulette avant O_1 liée à la roulette avant par rapport au sol est égale à :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{V_{O_1,1/0}} &= \overrightarrow{V_{O_1,4/0}} \\ &= \overrightarrow{V_{O_f,4/0}} + \overrightarrow{O_1O_f} \wedge \overrightarrow{\Omega_{4/0}} \\ &= V_x^{FRM}\vec{x}_5 - d_A\dot{\alpha}\vec{z}_5 + (-d_1\vec{z}_4) \wedge \dot{\gamma}\vec{y}_4 \\ &= \begin{pmatrix} V_x^{FRM} + d_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) \\ 0 \\ -d_A\dot{\alpha} - d_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) \end{pmatrix}_{R_5} \end{aligned}$$

Ainsi :

$$\overrightarrow{p_{1/0}}\big|_{R_5} = m_f \begin{pmatrix} V_x^{FRM} + d_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) \\ 0 \\ -d_A\dot{\alpha} - d_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) \end{pmatrix}_{R_5}$$

Moments cinétique et dynamique de la roulette en O_1

Le moment cinétique de la roulette avant est défini au centre de la roulette par :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\sigma_{1,O_1,1/0}}\big|_{R_4} &= \begin{pmatrix} I_{1,O_1,xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{1,O_1,yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{1,O_1,zz} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \dot{\beta}_1 \\ \dot{\gamma} \\ 0 \end{pmatrix} \\ &= I_{1,O_1,xx}\dot{\beta}_1\vec{x}_4 + I_{1,O_1,yy}\dot{\gamma}\vec{y}_4\end{aligned}$$

Le moment dynamique est alors obtenu par dérivation par rapport au temps :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{1,O_1,1/0}} &= \frac{d}{dt}\overrightarrow{\sigma_{1,O_1,1/0}} \\ &= \left(I_{1,O_1,xx}\ddot{\beta}_1\vec{x}_4 + I_{1,O_1,yy}\ddot{\gamma}\vec{y}_5\right) + \dot{\gamma}\vec{y}_4 \wedge I_{1,O_1,xx}\dot{\beta}_1\vec{x}_4 \\ &= I_{1,O_1,xx}\ddot{\beta}_1\vec{x}_4 + I_{1,O_1,yy}\ddot{\gamma}\vec{y}_4 - \dot{\gamma}\dot{\beta}_1 I_{1,O_1,xx}\vec{z}_4\end{aligned}$$

Résultantes dynamiques

L'accélération du pivot de fourche O_f par rapport au sol vaut :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\Gamma_{O_f,4/0}} &= \frac{d}{dt}\left[V_{O_5,5/0} + \overrightarrow{O_fO_5} \wedge \overrightarrow{\Omega_{5/0}}\right]_{R_0} \\ &= \Gamma_x^{FRM}\vec{x}_5 + \Gamma_z^{FRM}\vec{z}_5 + \frac{d}{dt}\left[-d_A\dot{\alpha}\vec{z}_5)\right]_{R_0} \\ &= \Gamma_x^{FRM}\vec{x}_5 + \Gamma_z^{FRM}\vec{z}_5 - d_A\ddot{\alpha}\vec{z}_5 + \dot{\alpha}\vec{y}_5 \wedge (-d_A\dot{\alpha})\vec{z}_5 \\ &= \left(\Gamma_x^{FRM} - d_A\dot{\alpha}^2\right)\vec{x}_5 + \left(\Gamma_z^{FRM} - d_A\ddot{\alpha}\right)\vec{z}_5\end{aligned}$$

Ainsi :

$$\overrightarrow{A_{4/0}}\Big|_{R_5} = m_4\left(\left(\Gamma_x^{FRM} - d_A\dot{\alpha}^2\right)\vec{x}_5 + \left(\Gamma_z^{FRM} - d_A\ddot{\alpha}\right)\vec{z}_5\right)$$

Pour le centre de la roulette avant O_1 :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\Gamma_{O_1,1/0}} &= \frac{d}{dt}\left[V_{O_f,4/0} + d_1\dot{\gamma}\vec{x}_4\right]_{R_0} \\ &= \frac{d}{dt}\left[V_{O_f,4/0} + d_1\dot{\gamma}(\cos(\gamma-\alpha)\vec{x}_5 - \sin(\gamma-\alpha)\vec{z}_5\right]_{R_0} \\ &= \overrightarrow{\Gamma_{O_f,4/0}} + \frac{d}{dt}\left[d_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha)\vec{x}_5\right]_{R_0} + \frac{d}{dt}\left[-d_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha)\vec{z}_5\right]_{R_0} \\ &= \Gamma_x^{O_1}\vec{x}_5 + \Gamma_z^{O_1}\vec{z}_5\end{aligned}$$

avec

$$\begin{aligned}\Gamma_x^{O_1} &= \Gamma_x^{FRM} - d_A\dot{\alpha}^2 + d_1\left(\ddot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) - \dot{\gamma}^2\sin(\gamma-\alpha)\right) \\ \Gamma_z^{O_1} &= \Gamma_z^{FRM} - d_A\ddot{\alpha} - d_1\left(\ddot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) + \dot{\gamma}^2\cos(\gamma-\alpha)\right)\end{aligned} \tag{2.22}$$

car le développement de la dérivation par rapport à R_0 donnait :

$$\frac{d}{dt}\left[d_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha)\vec{x}_5\right]_{R_0} = \left[d_1\ddot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) - (\dot{\gamma}-\dot{\alpha})\sin(\gamma-\alpha)d_1\dot{\gamma}\right]\vec{x}_5 + \left[-d_1\dot{\alpha}\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha)\right]\vec{z}_5$$
$$\frac{d}{dt}\left[-d_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha)\vec{z}_5\right]_{R_0} = \left[-d_1\ddot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) - (\dot{\gamma}-\dot{\alpha})\cos(\gamma-\alpha)d_1\dot{\gamma}\right]\vec{z}_5 - \left[d_1\dot{\alpha}\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha)\right]\vec{x}_5$$

La résultante dynamique de la roulette avant est donc :

$$\overrightarrow{A_{1/0}}\Big|_{R_5} = m_f\left(\Gamma_x^{O_1}\vec{x}_5 + \Gamma_z^{O_1}\vec{z}_5\right)$$

Moment dynamique de la roulette en O_p

L'équation permettant d'obtenir le moment dynamique de la roulette avant en O_p, exprimé dans R_5, est la suivante :

$$\overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}\Big|_{R_5} = \overrightarrow{\delta_{1,O_1,1/0}}\Big|_{R_5} + \overrightarrow{O_pO_1} \wedge m_f\overrightarrow{\Gamma_{O_1,1/0}} \tag{2.23}$$

Le transport de $\overrightarrow{\delta_{1,O_1,1/0}}$ dans le repère R_5 se fait directement à partir de la matrice de rotation $P_{R_5R_4}$:

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{1,O_1,1/0}}\Big|_{R_5} &= P_{R_5R_4}.\,\overrightarrow{\delta_{1,O_1,1/0}}\Big|_{R_4}\\ &= \begin{pmatrix}\cos(\gamma-\alpha)I_{1,O_1,xx}\ddot{\beta}_1 - \sin(\gamma-\alpha)I_{1,O_1,xx}\dot{\beta}_1\dot{\gamma}\\ I_{1,O_1,yy}\ddot{\gamma}\\ -\sin(\gamma-\alpha)I_{1,O_1,xx}\ddot{\beta}_1 - I_{1,O_1,xx}\dot{\beta}_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha)\end{pmatrix}_{O_1,R_5}\end{aligned}$$

Et géométriquement :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{O_PO_1} &= \overrightarrow{O_PO_5} + \overrightarrow{O_5O_f} + \overrightarrow{O_fO_1}\\ &= r_r\cos\theta\vec{y}_5 + d_A\vec{x}_5 + d_1\vec{z}_4 - (r_r\cos\theta - r_f)\vec{y}_5\\ &= \begin{pmatrix}d_A + d_1\sin\gamma - \alpha\\ r_f\\ d_1\cos\gamma - \alpha\end{pmatrix}_{R_5}\end{aligned}$$

En remplaçant avec l'équation de la résultante dynamique de la roulette 1, l'équation *2.23* donne :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}.\vec{x}_5 &= I_{1,O_1,xx}\left(\cos(\gamma-\alpha)\ddot{\beta}_1 - \dot{\beta}_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha)\right) + m_fr_f\Gamma_x^{O_1}\\ \overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}.\vec{z}_5 &= -I_{1,O_1,xx}\left(\sin(\gamma-\alpha)\ddot{\beta}_1 + \dot{\beta}_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha)\right) - m_fr_f\Gamma_z^{O_1}\end{aligned} \tag{2.24}$$

Condition de roulement sans glissement de la roulette 1

L'expression de l'hypothèse de roulement sans glissement de la roulette 1 sur le sol en B_1 va permettre de remplacer les expressions de $\dot{\beta}_1$ et $\ddot{\beta}_1$ (vitesse de rotation de la roue par rapport à la fourche et sa dérivée) dans les équations précédentes.

$$\begin{aligned}\overrightarrow{V_{B_1,1/0}} &= \overrightarrow{V_{O_1,1/0}} + \overrightarrow{B_1O_1} \wedge \overrightarrow{\Omega_{1/0}} \\ &= \begin{pmatrix} V_x^{FRM} + d_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) \\ 0 \\ d_A\dot{\alpha} - d_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) \end{pmatrix}_{R_5} + r_f\vec{y}_5 \wedge (\dot{\beta}_1\vec{x}_4 + \dot{\gamma}\vec{y}_5) \\ &= \begin{pmatrix} V_x^{FRM} + d_1\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) - r_f\dot{\beta}_1\sin(\gamma-\alpha) \\ 0 \\ d_A\dot{\alpha} - d_1\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) - r_f\dot{\beta}_1\cos(\gamma-\alpha) \end{pmatrix}_{R_5}\end{aligned}$$

Ce vecteur vitesse peut être écrit dans le repère R_4 lié à la fourche et la roulette :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{V_{B_1,1/0}}\Big|_{R_4} &= P^{-1}_{R_5R_4}.\ \overrightarrow{V_{B_1,1/0}}\Big|_{R_5} \\ &= \begin{pmatrix} V_x^{FRM}\cos(\gamma-\alpha) + d_1\dot{\gamma} - d_A\dot{\alpha}\sin(\gamma-\alpha) \\ 0 \\ V_x^{FRM}\sin(\gamma-\alpha) - r_f\dot{\beta}_1 + d_A\dot{\alpha}\cos(\gamma-\alpha) \end{pmatrix}\end{aligned}$$

En projetant cette vitesse suivant $\vec{z}_4$, l'hypothèse de roulement sans glissement annule la vitesse de B_1 lié à la roulette (1) par rapport au sol (0), ce qui permet d'écrire :

$$\dot{\beta}_1 = \frac{V_x^{FRM}\sin(\gamma-\alpha) + d_A\dot{\alpha}\cos(\gamma-\alpha)}{r_f} \tag{2.25}$$

En dérivant cette expression par rapport au temps :

$$\ddot{\beta}_1 = \frac{1}{r_f}\left(V_x^{FRM}(\dot{\gamma}-\dot{\alpha})\cos(\gamma-\alpha) + \Gamma_x^{FRM}\sin(\gamma-\alpha) + d_A\ddot{\alpha}\cos(\gamma-\alpha) - d_A\dot{\alpha}(\dot{\gamma}-\dot{\alpha})\sin(\gamma-\alpha)\right) \tag{2.26}$$

or $\overrightarrow{V_{B_1,1/0}}.\vec{x}_4 = 0$ en projetant l'équation de roulement sans glissement suivant $\vec{x}_4$, d'où :

$$d_A\dot{\alpha}\sin(\gamma-\alpha) = V_x^{FRM}\cos(\gamma-\alpha) + d_1\dot{\gamma}$$

En remplaçant ces termes dans l'équation *2.26*, les termes en $V_x^{FRM}\cos(\gamma-\alpha)$ sont annulés, conduisant à une expression plus simple de $\ddot{\beta}_1$:

$$\ddot{\beta}_1 = \frac{1}{r_f}\left(\Gamma_x^{FRM}\sin(\gamma-\alpha) + d_A\ddot{\alpha}\cos(\gamma-\alpha) - d_1\dot{\gamma}^2 + d_1\dot{\gamma}\dot{\alpha}\right) \tag{2.27}$$

Il est alors possible de remplacer $\ddot{\beta}_1$ par son expression, en réécrivant la formule *2.24* comme suit :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}.\vec{x}_5 = \frac{I_{1,O_1,xx}}{r_f}\Big[&\Gamma_x^{FRM}\cos(\gamma-\alpha)\sin(\gamma-\alpha) + d_A\ddot{\alpha}\cos^2(\gamma-\alpha) - d_1\dot{\gamma}^2\cos(\gamma-\alpha) \\ &+ d_1\dot{\gamma}\dot{\alpha}\cos(\gamma-\alpha) - V_x^{FRM}\dot{\gamma}\sin^2(\gamma-\alpha) - d_A\dot{\alpha}\dot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha)\sin(\gamma-\alpha)\Big] \\ &+ m_f r_f\left[\Gamma_z^{FRM} - d_A\ddot{\alpha} - d_1\left(\ddot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) + \dot{\gamma}^2\cos(\gamma-\alpha)\right)\right]\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{1,O_p,1/0}}.\vec{z}_5 = \frac{I_{1,O_1,xx}}{r_f}\Big[&-\Gamma_x^{FRM}\sin^2(\gamma-\alpha) - d_A\ddot{\alpha}\cos(\gamma-\alpha)\sin(\gamma-\alpha) + d_1\dot{\gamma}^2\sin(\gamma-\alpha) \\ &- d_1\dot{\gamma}\dot{\alpha}\sin(\gamma-\alpha) - V_x^{FRM}\dot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha)\cos(\gamma-\alpha) - d_A\dot{\alpha}\dot{\gamma}\cos^2(\gamma-\alpha)\Big] \\ &- m_f r_f\left[\Gamma_x^{FRM} - d_A\dot{\alpha}^2 + d_1\left(\ddot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) - \dot{\gamma}^2\sin(\gamma-\alpha)\right)\right]\end{aligned}$$

Moment dynamique de la fourche 4 en O_p

Pour ne pas alourdir ces annexes avec des calculs fastidieux, le moment dynamique de la fourche avant (4), de masse m_4 en O_p sera établie par analogie avec la roulette avant (1). Pour cela, plusieurs précisions sont nécessaires :

- la position du centre de gravité de la fourche (4) au pivot de fourche O_f est définie par $\overrightarrow{O_fG_4} = d_4\vec{z}_4$
- la hauteur du centre de gravité de la fourche (4) par rapport au sol est notée h_4 ($\neq r_f$, dans le cas de la roulette avant)
- la vitesse angulaire de la fourche (4) est la même que celle de la roulette (1) autour de $\vec{y}_4$ et nulle selon les autres axes

Il est donc possible de repartir de l'équation 2.24 en annulant les termes correspondant à la vitesse angulaire $\dot{\beta}_1$ et accélération angulaire $\ddot{\beta}_1$ et en remplaçant m_f et r_f par m_4 et h_4. Ensuite, en remplaçant d_1 par d_4 dans les expressions 2.22, il vient [1] :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{4,O_p,4/0}}.\vec{x}_5 &= m_4h_4\left[\Gamma_z^{FRM} - d_A\ddot{\alpha} - d_4\left(\ddot{\gamma}\sin(\gamma-\alpha) + \dot{\gamma}^2\cos(\gamma-\alpha)\right)\right]\\ \overrightarrow{\delta_{4,O_p,4/0}}.\vec{z}_5 &= -m_4h_4\left[\Gamma_x^{FRM} - d_A\dot{\alpha}^2 + d_4\left(\ddot{\gamma}\cos(\gamma-\alpha) - \dot{\gamma}^2\sin(\gamma-\alpha)\right)\right]\end{aligned} \tag{2.28}$$

1. Le terme $I_{4,G_4,yy}\ddot{\gamma}$ issu du moment dynamique de la fourche (4) autour de son axe de pivot n'apparaît pas dans l'expression précédente car il intervient uniquement selon l'axe de pivot de fourche $\vec{y}_5$.

3 Modèle simplifié du système "sujet-FRM"

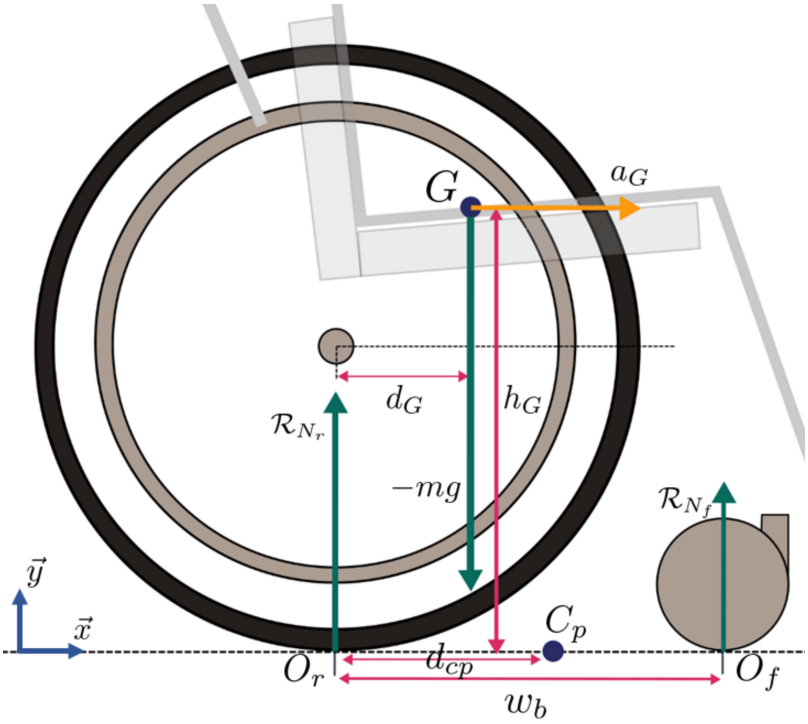


Figure A.5 – Repérage géométrique du centre de gravité G et du centre de pression C_p

3.1 Calcul des composantes normales des réactions du sol sur les roues

En écrivant le principe fondamental de la dynamique suivant l'axe vertical $\vec{y}$:

$$\mathcal{R}_{Nf} + \mathcal{R}_{Nr} = mg \tag{3.1}$$

où m désigne la masse totale du système "sujet-FRM".
De plus, d'après la définition du centre de pression C_p :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\mathcal{M}}_{C_p}(\overrightarrow{\mathcal{R}_{Nf}}) + \overrightarrow{\mathcal{M}}_{C_p}(\overrightarrow{\mathcal{R}_{Nr}}) &= \vec{0} \\ \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_f}(\overrightarrow{\mathcal{R}_{Nf}}) + \overrightarrow{C_pO_f} \wedge \overrightarrow{\mathcal{R}_{Nf}} + \overrightarrow{\mathcal{M}}_{O_r}(\overrightarrow{\mathcal{R}_{Nr}}) + \overrightarrow{C_pO_r} \wedge \overrightarrow{\mathcal{R}_{Nr}} &= \vec{0} \\ (w_b - d_{cp})\vec{x} \wedge \mathcal{R}_{Nf}\vec{y} - d_{cp}\vec{x} \wedge \mathcal{R}_{Nr}\vec{y} &= \vec{0} \end{aligned} \tag{3.2}$$

soit en projection suivant l'axe $\vec{z}$ (normal à la figure A.5) :

$$\mathcal{R}_{Nf}(w_b - d_{cp}) - d_{cp}\mathcal{R}_{Nr} = 0$$

$$\mathcal{R}_{Nr} = \frac{w_b - d_{cp}}{d_{cp}}\mathcal{R}_{Nf} \tag{3.3}$$

En regroupant les équations *3.1* et *3.3*, il vient alors :

$$\begin{aligned}\mathcal{R}_{Nf} &= \frac{mgd_{cp}}{w_b} \\ \mathcal{R}_{Nr} &= \frac{mg\left(w_b - d_{cp}\right)}{w_b}\end{aligned} \tag{3.4}$$

3.2 Calcul de la distance horizontale au centre de pression du système "sujet-FRM"

Le moment dynamique du système "sujet-FRM", en négligeant les inerties autour de l'axe de rotation des roues dans ce modèle simplifié, peut être transporté au point O_r :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{\delta_{\text{FRM-S},O_r}} &= \overrightarrow{\delta_{\text{FRM-S},G}} + \overrightarrow{O_rG} \wedge ma_G\vec{x} \\ \overrightarrow{\delta_{\text{FRM-S},O_r}} &= \vec{0} + (d_G\vec{x} + h_G\vec{y}) \wedge ma_G\vec{x} \\ \overrightarrow{\delta_{\text{FRM-S},O_r}}.\vec{z} &= -ma_Gh_G\end{aligned} \tag{3.5}$$

Le transport en O_r des moments des actions mécaniques liées au poids du système et aux forces de réaction du sol sur les roues donne :

$$\sum \vec{\mathcal{M}} = \mathcal{M}_{O_r}(\overrightarrow{\mathcal{R}_{Nf}}) + \mathcal{M}_{O_r}(\overrightarrow{\mathcal{R}_{Nr}}) + \mathcal{M}_{O_r}(\overrightarrow{\mathcal{P}}) = \overrightarrow{O_rO_f} \wedge \mathcal{R}_{Nf}\vec{y} + \vec{0} + \overrightarrow{O_rG} \wedge (-mg)\vec{y}$$

D'où, en projetant sur l'axe $\vec{z}$:

$$\sum \mathcal{M}_z = w_b\mathcal{R}_{Nf} - d_Gmg \tag{3.6}$$

En égalisant les expressions issues de *3.5* et *3.6*, il vient :

$$-ma_Gh_G = w_b\mathcal{R}_{Nf} - d_Gmg \tag{3.7}$$

En remplaçant $\mathcal{R}_{Nf}$ à partir de l'expression calculée précédemment (équation *3.4*), il vient :

$$\begin{aligned}-ma_Gh_G &= w_b\frac{mgd_{cp}}{w_b} - d_Gmg \\ -ma_Gh_G &= mgd_{cp} - d_Gmg\end{aligned}$$

D'où finalement l'expression recherchée :

$$d_{cp} = d_G - \frac{h_Ga_G}{g} \tag{3.8}$$

Annexe B

Articles et communications scientifiques

1 Publications scientifiques

1.1 Medical Engineering and Physics, juin 2019

ARTICLE IN PRESS
JID: JJBE [m5G;June 18, 2019;2:0]
Medical Engineering and Physics xxx (xxxx) xxx

Contents lists available at ScienceDirect

Medical Engineering and Physics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/medengphy

Technical note

Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion

Samuel Hybois[a,*], Pierre Puchaud[a,b], Maxime Bourgain[a], Antoine Lombart[a,b], Joseph Bascou[a,b], François Lavaste[a,b], Pascale Fodé[b], Hélène Pillet[a], Christophe Sauret[a]

[a] Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France
[b] Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

ARTICLE INFO

Article history:
Received 19 April 2018
Revised 3 April 2019
Accepted 6 June 2019
Available online xxx

Keywords:
Wheelchair
Musculoskeletal modeling
Ellipsoid mobilizer
Shoulder

ABSTRACT

Several kinematic chains of the upper limbs have been designed in musculoskeletal models to investigate various upper extremity activities, including manual wheelchair propulsion. The aim of our study was to compare the effect of an ellipsoid mobilizer formulation to describe the motion of the scapulothoracic joint with respect to regression-based models on shoulder kinematics, shoulder kinetics and computational time, during manual wheelchair propulsion activities. Ten subjects, familiar with manual wheelchair propulsion, were equipped with reflective markers and performed start-up and propulsion cycles with an instrumented field wheelchair. Kinematic data obtained from the optoelectronic system and kinetic data measured by the sensors on the wheelchair were processed using the OpenSim software with three shoulder joint modeling versions (ellipsoid mobilizer, regression equations or fixed scapula) of an upper-limb musculoskeletal model. As expected, the results obtained with the three versions of the model varied, for both segment kinematics and shoulder kinetics. With respect to the model based on regression equations, the model describing the scapulothoracic joint as an ellipsoid could capture the kinematics of the upper limbs with higher fidelity. In addition, the mobilizer formulation allowed to compute consistent shoulder moments at a low computer processing cost. Further developments should be made to allow a subject-specific definition of the kinematic chain.
© 2019 IPEM. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Manual wheelchairs (MWC) can help people with physical impairments to regain independent mobility. This is a primary factor for autonomy, improving social connection, active participation and self-reliance [1]. However, due to the repetitive and demanding motion of the upper limbs, MWC propulsion can induce overuse pain and injuries [2,3]. To overcome such issues, some studies have investigated the influence of MWC configuration on propulsion effort [4–10]. These studies showed that settings such as axle position, seat height and anterior-posterior position influenced upper limbs biomechanics (muscle forces and kinematics) and handrim biomechanics (push and release angles, handrim forces). Another branch of MWC propulsion optimization was investigated with the biomechanical effect of various propulsion techniques [11–15]. It showed that MWC propulsion patterns (arcing, single-loop, double-loop and semi-circular) impacted muscle forces, articular loading and energy expenditure of the upper limbs, along with spatiotemporal parameters like cadence. These studies have allowed to introduce general clinical guidelines during the prescription of a MWC [16,17]. However, some questions remain unanswered when investigating the subject-specific effects of certain MWC configurations or propulsion techniques, with the purpose of reducing both muscular and articular demands.

To achieve such a goal, a first step is to understand the mechanical behavior of the upper limbs during MWC activities. The quantification of upper limb kinematics is challenging because soft-tissue artifacts (STA) limit the accuracy of motion capture-based methods [18] and particularly for the scapula [19]. Technical marker clusters positioned on the acromion or on the spine of the scapula have been proposed to non-invasively capture the motion of this bone during dynamic activities [20–24]. Kinematics of the upper limb can then be combined with the measure of external forces applied by the user on the MWC to assess net joint moments from inverse dynamics computational methods.

* Corresponding author.
E-mail address: samuel.hybois@ensam.eu (S. Hybois).

https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002
1350-4533/© 2019 IPEM. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

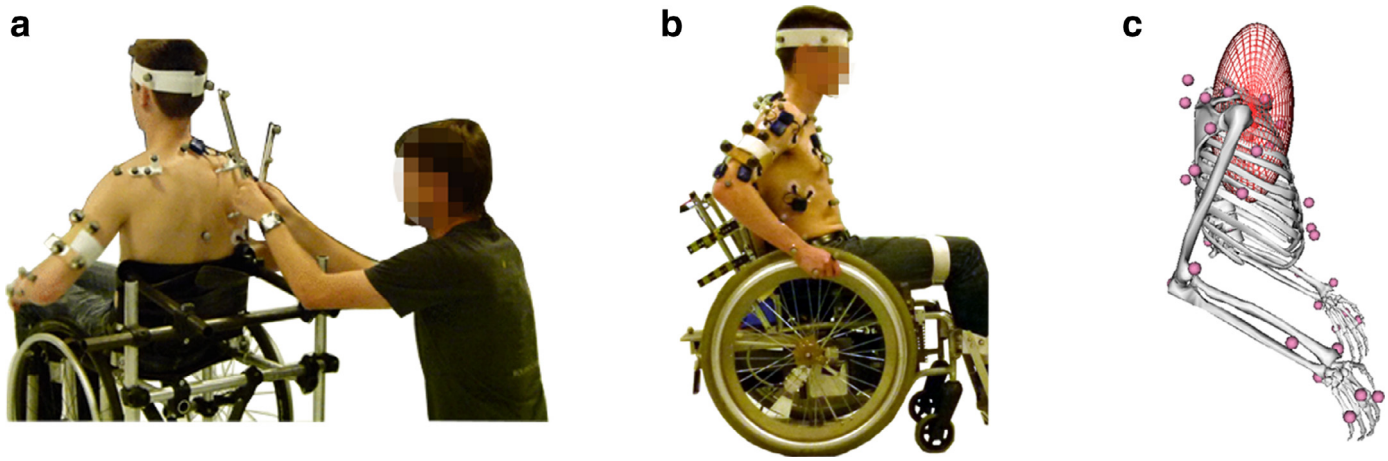


Fig. 1. (a) Calibration of the right scapular spine cluster position with a scapula locator. The left scapula spine cluster can be seen on the left shoulder of the subject. (b) Experimental protocol with the instrumented field wheelchair. (c) Musculoskeletal model developed (M_{ellips}), with the ellipsoid mobilizer in red.

To limit STA-related inaccuracies, multibody kinematic optimization (MKO), which relies on the definition of a kinematic chain, seemed to be a promising approach [25,26] and recent publications reported an accuracy improvement reaching 40–50% for scapulohumeral rotation using this technique [27,28]. However, several formulations have been developed when modeling the kinematic chain of the shoulder complex with the connection between the thorax and the scapula being an ambitious challenge. One of the first musculoskeletal models used to investigate MWC propulsion was the Delft Shoulder and Elbow model [29,30]. It described the scapulothoracic joint as a tangent gliding plane on an ellipsoid [29–32] and allocated three degrees of freedom (DoF) to the glenohumeral and acromioclavicular joints. However, this model was generally not scaled to fit the anthropometrics of each subject even if the benefit of such a procedure on the kinematic accuracy was shown a few years later [33]. Moreover, scaling the model remained difficult to perform properly. An upper extremity model available with the OpenSim software [34,35] has also been used to investigate MWC propulsion [11,36–38]. It had the benefit of being open-source, thus available to the whole research community, but was characterized by several coupling regression equations [39] to describe the 3D motion of both the clavicle and the scapula with respect to humeral elevation, namely the scapulohumeral rhythm. This model was built to allow the scaling of geometrical and inertial properties, but regression equations were believed to limit the use of this model in complex movement configurations. Previous studies already showed that the scapulothoracic joint can be modeled by a contact ellipsoid [40,41] and an ellipsoid mobilizer formulation (i.e. without kinematic constraints) was recently implemented in OpenSim [42,43]. This model was assumed to be more physiological when describing complex motions of the shoulder and was proven to be computationally efficient. However, it has only been used to investigate single-joint arm movements and not functionally relevant tasks.

The aim of this study was therefore to compare the effect of an ellipsoid mobilizer formulation, with respect to a regression-based model and a fixed-glenohumeral joint model, on shoulder kinematics (glenohumeral joint center displacement, joint angles, marker reconstruction errors), shoulder kinetics (glenohumeral net joint moments) and computer processing time, during the analysis of MWC propulsion tasks (start-ups and straight steady-state propulsion) collected from human subjects. We hypothesized that the ellipsoid mobilizer formulation would allow a better kinematic reconstruction of the wheelchair propulsion, with a subsequent impact on net joint moments at the shoulder.

2. Material and methods

2.1. Population

Following approval by the relevant ethics committee (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A01203-44), ten subjects with various levels of disability were involved in this study, to increase variability in upper limb kinematics and propulsion techniques. They were previously informed of the protocol and gave their written informed consent before the beginning of the experiments. The inclusion criterion imposed that subjects were experienced with MWC propulsion and did not present any shoulder pain or injury at the time and within the six months before the beginning of the experiments. The population included people with the following levels of disability and MWC expertise: 2 able-bodied who received a 3-weeks MWC practice training, 1 poliomyelitis, 1 with spinal amyotrophy, 1 with congenital malformation, 3 with paraplegia and 2 with lower limb amputation who were elite wheelchair sports athletes. The characteristics of the subjects were as follows: age: 32.9 years old (SD: 6.9 y.o.; range: 24–46 y.o); height: 1.70 m (SD: 0.09 m; range: 1.48–1.80 m); mass: 69.8 kg (SD: 7.8 kg; range: 48–80 kg).

2.2. Experiments

During the experiments, each subject was equipped with a total of 38 skin reflective markers placed on the torso, the head and on both upper limbs. The motion of the scapula was also tracked using a technical cluster composed of 3 reflective markers, placed on the spine of the scapula (as in the work by Morrow et al. [24]; see Fig. 1). Markers locations were recorded with an 8-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, Oxford Metrics Inc., UK) at a rate of 100 Hz. Before the experiments, the location of the scapula spine cluster on the musculoskeletal model was calibrated with a scapula locator device during a static pose (Fig. 1(a)). Each subject then propelled a dedicated wireless field instrumented MWC over 10 m in a motion analysis laboratory covered with linoleum. Forces and torques applied by the hands on the handrims, seat, backrest and footrest were recorded at a 100 Hz frequency with a wireless field instrumented MWC (FRET-2, Fig. 1(b)) and synchronized with the motion capture system. This instrumented wheelchair (TSR-mesures, France [44–46]) was adjusted with standard settings that remained unchanged between participants (weight: 38 kg; wheelbase: 430 mm). All participants completed the entire acquisition sessions. One start-up cycle and

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

one steady-state propulsion cycle were processed for each subject. For start-up, subjects were asked to start from the center of the motion capture system calibrated volume and to perform 3 to 4 pushes. In this task, only the first push was analyzed. For steady-state propulsion, subjects started outside the calibrated volume, were pushed by an assistant to favor the ignition of linear velocity, and were asked to perform 6 to 7 pushes, with one cycle (the third or fourth) entirely captured within the calibrated volume of the motion capture system.

2.3. Model

A custom-made musculoskeletal model of the thorax and both upper limbs (referred to as M_{ellips}) was designed in OpenSim. The definition of the kinematic chain was based on the unilateral scapulothoracic joint model developed by Seth et al. [43]. Since this model was limited to the thorax and right-side shoulder, it was extended to a full shoulder-to-hand kinematic chain and symmetrized to result in a bilateral model (Fig. 1(c)). The resulting M_{ellips} model displayed 2 DoF at the clavicle, 4 DoF between the scapula and thorax (ellipsoid joint), 3 DoF at the glenohumeral joint and 2 DoF at both the elbow and the wrist. A geometrical contact constraint between the clavicle and scapula was added at the acromion. For comparison purposes, this M_{ellips} model was modified to result in a second model (M_{regr}) with an identical kinematic chain except for the shoulder joint description, which was chosen identical to the upper extremity model from Holzbaur et al. [34] and Saul et al. [35]. This M_{regr} model did not display independent scapula DoF with respect to the thorax, but involved several coupling regression equations. As opposed to M_{ellips}, this second model thus inferred sternoclavicular motion from scapular orientations via regression methods. Finally, a third model (M_{fix}) was derived from M_{ellips}, with the scapula and clavicle locked, resulting in the 3-DoF glenohumeral joint to represent the whole shoulder. Aside from the shoulder joint definition, all parameters (segment mass and inertia, other joint definitions) were identical for the three models. The 3 versions of the models were generic, but a homothetic scaling was applied to each bony segment independently, based on distances between markers. This scaling step of the models was performed for each subject of the population. Kinematic data (marker trajectories) and kinetic data (handrim and seat forces) collected for each subject were fed into the model, with a process detailed below.

2.4. Data processing

Markers trajectories were smoothed with an average sliding window (5 values) with 2-passes in reverse direction to minimize the shifting effect. Gaps in trajectories were filled using a C2-spline interpolation (gaps shorter than 15 frames, i.e. 0.15 s) or using a rigid registration method [47] based on the other markers of the same segment (gaps longer than 15 frames). Data processing was performed with OpenSim 3.3 [48], identically for the three models. First, model geometries and inertial parameters were scaled to the anthropometry of each subject, based on anatomical landmarks located with markers (or palpated with the scapula locator device in the case of the scapula). Afterwards, MKO [25] was performed to compute the generalized coordinates of the models using the inverse kinematics algorithm implemented in OpenSim, with both anatomical and technical markers trajectories as inputs. This was performed during steady-state propulsion and start-up cycles. Net joint moments were obtained using a Newton–Euler recursive inverse dynamics algorithm, expressed in the thorax orthonormal coordinate system, centered on the humeral head center [49,50], to favor clinical interpretation and comparison between models.

2.5. Data analysis

To compare the influence of the different shoulder models on marker reconstruction, root mean squared errors (RMSE) between experimental and reconstructed markers were computed and then averaged by segment. The evaluation of multibody kinematic optimization was made with the assumption that a lower RMSE denoted a better kinematic reconstruction. The comparison in kinematics also included the displacement of the glenohumeral joint center in the thorax reference frame (computed following ISB recommendations [51]) and joint angles which are the DoF of the model (i.e. clavicle protraction/retraction and clavicle elevation/depression). Mean values of the net shoulder moments (i.e. flexion/extension, internal/external rotation and total) along each cycle were computed and compared between models, as well as peak values over the entire cycle, that were reached during the push phase. Peak values of the flexion and internal rotation components were also reported.

The computer processing time with the different models was estimated for each subject on a conventional desktop computer (Windows 7, Intel® Xeon® CPU 2.80 GHz, RAM: 6 GB). It was defined as the time needed to execute a workflow composed of multibody kinematics optimization (3D motion capture file of a steady-state propulsion cycle as input) and inverse dynamics (generalized coordinates and external forces as inputs), using the scaled model of the corresponding subject.

2.6. Statistics

For each calculated variable, mean values and standard deviations were computed and reported over the whole population for each task (start-up and steady-state propulsion).

3. Results

3.1. Kinematics

The acromion marker translation in the thorax reference frame, averaged over the 10 subjects was greater in the anterior-posterior direction than in the vertical direction (see Table 1). Subsequently, to track this motion in the frontal and transversal planes, musculoskeletal models that enabled the mobility of the clavicle (i.e. models M_{ellips} and M_{regr}) exhibited variations of their sternoclavicular generalized coordinates (i.e. joint angles) during both steady-state propulsion and start-up (Fig. 2). The inter-individual variability of sternoclavicular angles, which can be assessed by the standard deviation corridor, was also higher with M_{ellips} than with M_{regr} (Fig. 2). Because of this movement of the clavicle, M_{ellips} displayed the highest amplitude for the glenohumeral joint center displacement in the thorax reference frame (Table 1), in both anterior-posterior and vertical directions (Fig. 3). Model M_{regr} showed only a narrow range of motion for the glenohumeral joint center, while it remained fixed for $M_{fix,}$ by definition.

Finally, the evaluation of the reconstructed kinematics, performed by computing the RMSE per segment between experimental and reconstructed markers, showed that the M_{ellips} model resulted in a limited error compared to M_{regr} and M_{fix} (Table 1) for both tasks (steady-state propulsion and start-up). Comparison between M_{regr} and M_{fix} showed that M_{regr} resulted in lower RMSE than M_{fix} for proximal segments (thorax, clavicle, and scapula) but not for distal segments (arm, forearm). The distribution of the overall reconstruction error (i.e. RMSE averaged over the whole marker set) along the cycle showed that for the M_{ellips} model, the reconstruction was slightly better during the recovery phase than during the push phase (Fig. 5). Conversely, the timing of the peak

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

Table 1
Summary of the biomechanical outputs of the study, averaged over the 10 subjects (standard deviations between brackets). For comparison, steady-state propulsion and start-up cycles are separated, as well as the model versions (M_{ellips}, M_{fix} and M_{regr}).

		Steady-state propulsion			Start-up		
Acromion translation [mm]	Anterior-posterior	39 (12)			44 (11)		
	Vertical	32 (10)			33 (9)		
Model version		M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}	M_{ellips}	M_{fix}	M_{regr}
RMSE per segment [mm]	Thorax	15 (5)	25 (5)	26 (5)	16 (5)	25 (4)	30 (4)
	Clavicle	10 (3)	13 (4)	15 (4)	11 (4)	13 (4)	18 (4)
	Scapula	18 (6)	28 (7)	28 (8)	17 (5)	25 (6)	30 (8)
	Arm	22 (10)	31 (12)	26 (10)	23 (11)	33 (15)	27 (12)
	Forearm	15 (5)	39 (11)	16 (5)	16 (5)	40 (14)	17 (5)
	Hand	10 (2)	52 (14)	12 (2)	12 (3)	53 (17)	13 (3)
Peak flexion moment [Nm]		10.3 (6.1)	5.4 (4.2)	8.2 (5.3)	23.4 (12.6)	15.3 (11.3)	20.7 (11.5)
Peak internal rotation moment [Nm]		23.3 (8.1)	24.5 (7.8)	23.9 (7.9)	28.1 (7.3)	31.1 (8.1)	29.5 (7.0)
Mean total shoulder moment [Nm]		7.8 (1.9)	8.0 (1.7)	7.9 (1.8)	15.2 (4.6)	15.5 (4.5)	15.3 (4.5)
Peak total shoulder moment [Nm]		26.2 (8.1)	26.1 (7.2)	26.0 (7.7)	37.4 (9.2)	35.6 (8.7)	36.2 (8.6)
Glenohumeral joint center	Anterior-posterior	32 (11)	0 (0)	0.13 (0.07)	34 (10)	0 (0)	0.13 (0.06)
displacement [mm]	Vertical	29 (10)	0 (0)	0.09 (0.04)	28 (10)	0 (0)	0.08 (0.04)
Computation time [s]		14.0 (1.0)	15.5 (1.1)	55.5 (12.3)			

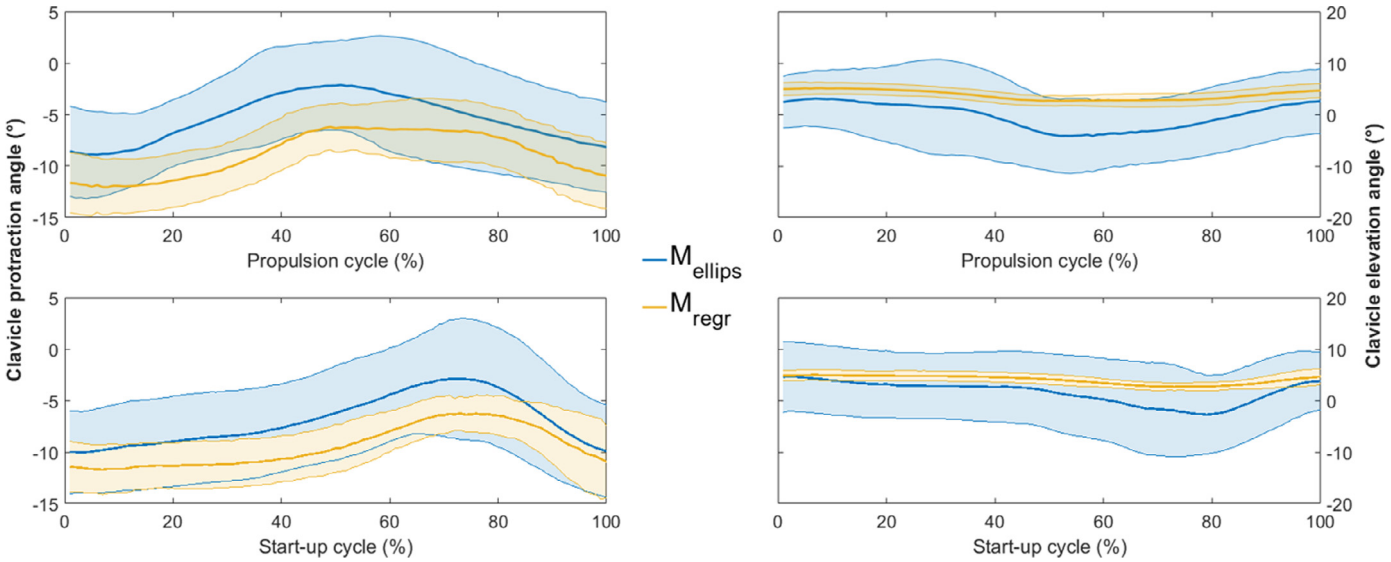


Fig. 2. Sternoclavicular generalized coordinates averaged over the 10 subjects (mean in bold line ± 1 standard deviation in shaded). Red: computed with M_{ellips} model; Blue: computed with M_{regr}; Left: clavicle protraction; Right: clavicle elevation; Top: propulsion; Bottom: start-up.

error for M_{regr} occurred at the transition between the push and recovery phases, while M_{fix} displayed its lowest reconstruction error at the end of the push phase.

3.2. Kinetics

Resulting net shoulder moments varied depending on the version of the musculoskeletal model used to perform the inverse dynamics process (Table 1, Fig. 4). Peak internal rotation and peak total shoulder moments displayed similar values between models, as well as the mean resulting shoulder moment. However, the flexion component (in the sagittal plane) varied noticeably among models.

3.3. Computer processing time

Finally, in terms of computation performance, the computer processing time was the lowest for M_{ellips} (14.0 ± 1.0 s). Similar values were obtained for M_{fix} (15.5 ± 1.1 s) but M_{regr} resulted in higher computation time (55.5 ± 12.3 s).

4. Discussion

Experimental data showed a displacement of the acromial marker with respect to the thorax, especially in the fore-aft direction. This result underlined the necessity to allow sternoclavicular mobility when analyzing MWC propulsion. The inter-individual variability of the sternoclavicular angles, which were greater with M_{ellips} than with M_{regr}, proved that model M_{regr} favored a particular motion of the clavicle due to the prediction equation based on the arm elevation. Hence, model M_{regr} hindered to reproduce the propulsion technique for individuals of the population who spontaneously engaged their clavicle in protraction/retraction. This is emphasized for this activity because MWC propulsion mainly occurs in the sagittal plane with low humerus elevation angles. Therefore, an advantage of the M_{ellips} model is its flexibility to potentially account for differences due to the level of disability, which is not possible with the other models.

The M_{ellips} model showed an improved RMSE for each segment of the upper limbs kinematic chain, with respect to other models. The reconstruction errors obtained were consistent with those reported by Blache and Begon [52], which ranged from 7 to 23 mm for analytical, sports-related and daily life movements. The ability of M_{ellips} to reproduce the motion of the upper limbs should be related to the scapula mobility on the ellipsoid, which resulted in a larger glenohumeral joint center displacement (Fig. 3). Conversely, the M_{regr} model, despite its theoretical ability to describe the glenohumeral motion, resulted in a quasi-fixed position of the

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

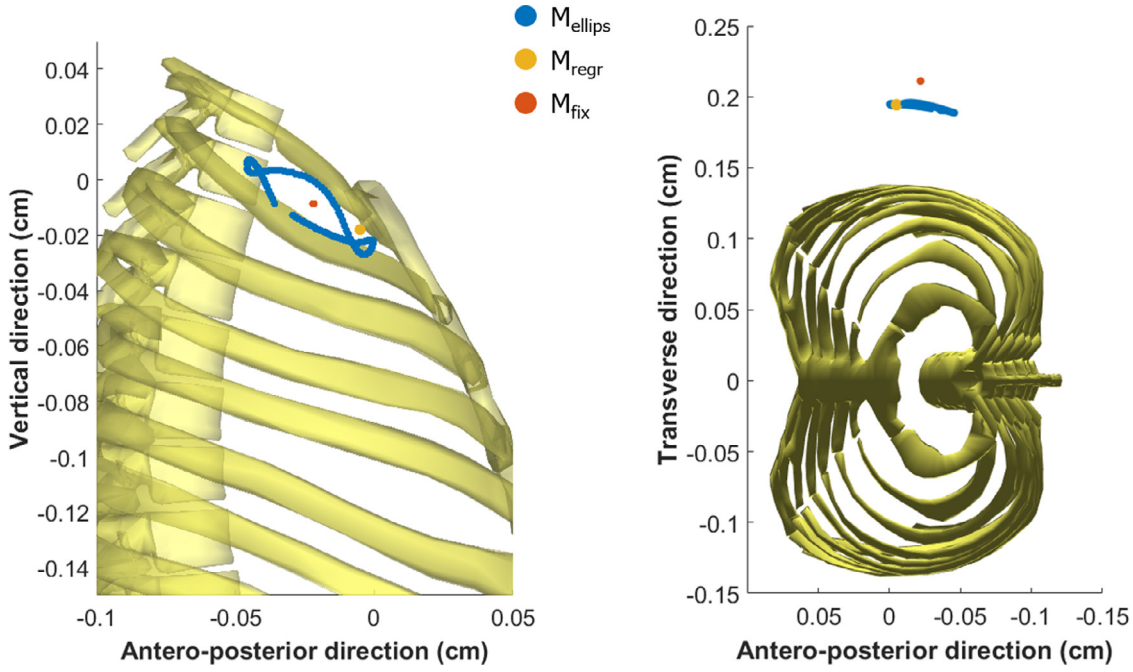


Fig. 3. Successive positions of the glenohumeral joint center computed with the three models in the thorax reference frame along a propulsion cycle for one subject.

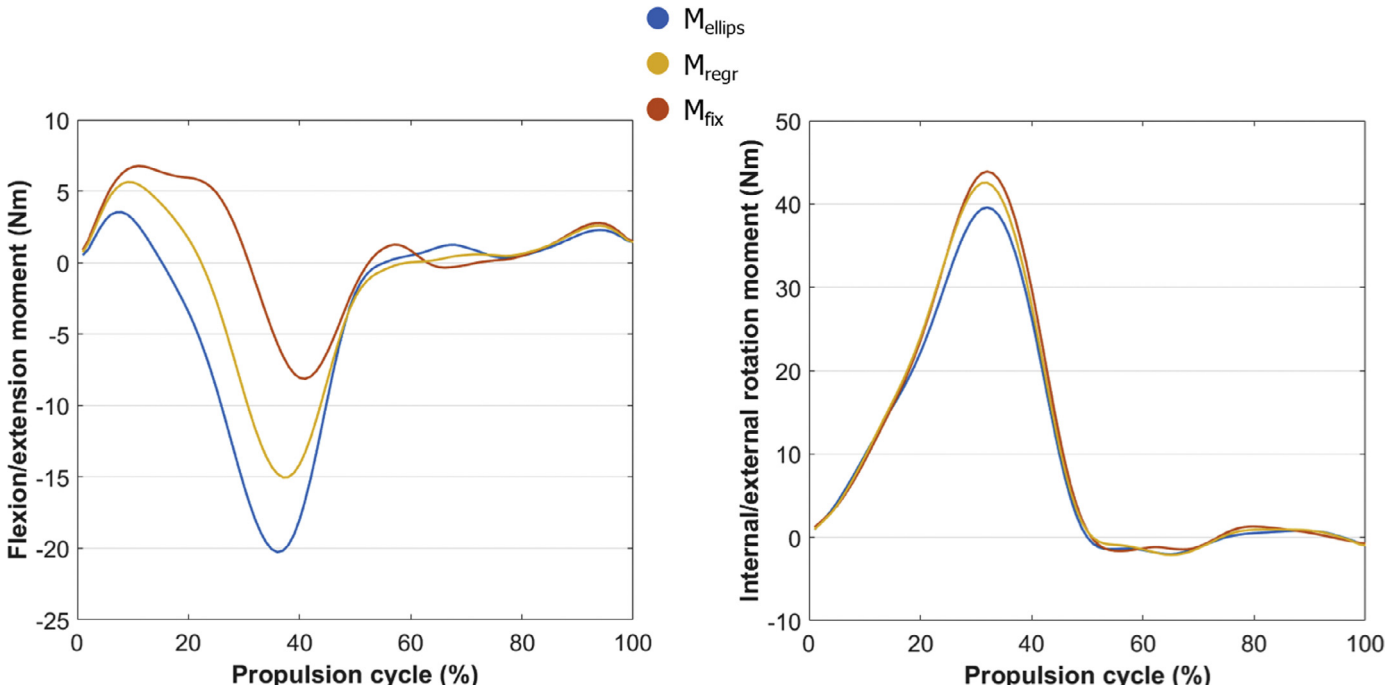


Fig. 4. Illustration of typical shoulder flexion (negative)/extension and internal (positive)/external rotation moments for one specific subject of the cohort during a steady-state propulsion cycle.

glenohumeral joint center during the cycle (Fig. 3 and Table 1) due to the low arm elevation during MWC propulsion.

In addition, the differences in the glenohumeral joint center location between models impacted the lever arms of handrim forces, which mainly explain the differences in the resulting net shoulder moments. This could lead to a change in the sign of the joint moment and consequently to differences in muscles recruitment.

The average of peak flexion moment during the push phase obtained with model M_{ellips} was consistent with values already reported in the literature [45,53]. The resulting glenohumeral joint moment displayed similar values to those reported in the study of Vegter et al. [54]. It is important to note, however, that such comparisons should be made cautiously because the coordinate systems in which moments were expressed largely varied in the literature investigating MWC shoulder kinetics [49,55–63].

As mentioned in the paper introducing the scapulothoracic joint model [43], in which the computational speeds were reportedly faster than real time, the ellipsoid mobilizer approach enabled the computer processing time to be drastically reduced with M_{ellips} compared to M_{regr}. Owing to the higher number of segments used in the present study than in the work of Seth et al. [43], however, it was not possible to achieve real-time computation with

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

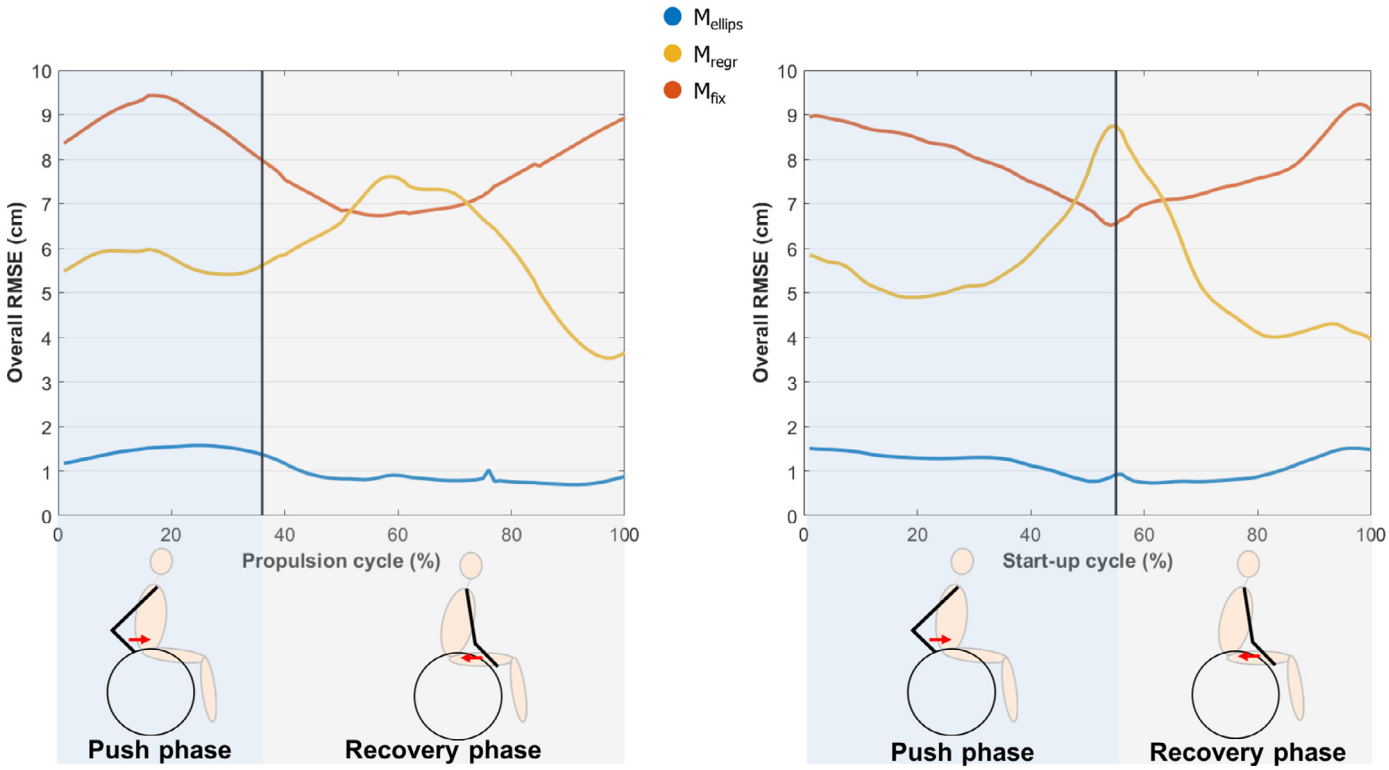


Fig. 5. Evolution of the overall marker reconstruction errors along a typical locomotion cycle (push phase + recovery phase) for one specific subject of the cohort.

a 100 Hz frame rate. Another explanation for the differences between the present study and that of Seth et al. [43] may lie in the measurement protocols, namely the use of intracortical bone pins for markers on the scapula and the subject-specificity of the ellipsoid parameters and clavicle length.

This study does have certain limitations, however. First of all, since this work aimed at embracing a modeling approach, participants were recruited from a convenience sample. This was a limit when drawing subject-specific conclusions about the effects of the model but allowed to apply the method on multiple individuals with various propulsion techniques. A subsequent limitation was that the small size of population questioned the relevance of a statistical analysis, since only one cycle was analyzed for each participant. Apart from mean and standard deviations, the authors decided not to include any statistics. However, on a set of ten subjects with different levels of disability, this study demonstrates the forces and weaknesses of three upper-limb kinematic chains when studying MWC propulsion biomechanics. Due to the multiple embedded sensors, the instrumented MWC used for the experiments was also significantly heavier than most of the conventional MWC. This may have led some participants to modify the biomechanics of their upper limbs during propulsion when compared to their own MWC. However, this should not challenge the application of results since MWC propulsion parameters (linear speed, contact and release angles, push and recovery phases temporal parameters, handrim forces and torques etc.) were in accordance with previously reported results from experiments performed with lightweight wheelchairs [45,64]. Finally, another limitation of this study is that no gold-standard is provided to directly evaluate the accuracy of joint angles with the different models. Such a comparison would have required the use of intracortical bone pins, which is a highly invasive technique whose regular use would be ethically questionable. In addition, intracortical bone pins require anesthesia that would limit the motion and their fixations can also cause discomfort or pain modifying the studied motion. However, the results of this study are not challenged by the absence of gold standard for kinematics because even if slight differences can exist between real scapula motion and scapula cluster [65], only the ellipsoid model is able to track the motion of the scapula during MWC propulsion.

5. Conclusion

This study aimed at comparing the shoulder kinematics and kinetics during MWC propulsion, computed with musculoskeletal models displaying different kinematic chains: either implemented with an ellipsoid mobilizer, regression equations, or with no scapula movement in the thorax coordinate system. The results showed the relevance of modeling the scapula as gliding on an ellipsoid [29,43], which is a more physiological description, in comparison with musculoskeletal models based on regression equations [34,35]. The model derived from the work of Seth et al. [43] displayed the best markers reconstruction, and was able to both capture subject-specific propulsion techniques and provide shoulder moments consistent with values reported with current models such as the one from Holzbaur et al. [34] and Saul et al. [35]. Another benefit of the mobilizer approach is its ability to drastically reduce the computer processing time. To pursue investigation, subject-specific methods should be developed to define the kinematic chain, especially the scapulothoracic ellipsoid parameters (center, orientation and radii) and the clavicle length. This is a crucial step before computing muscle forces and drawing clinical conclusions.

Conflicts of interest

The authors declare they have no financial or personal relationship with other people or organization that could inappropriately influence their work.

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

Funding

None.

Ethical approval

The study protocol was approved by the relevant ethics committee CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France (Ref. no. 2014-A01203-44).

References

[1] Finlayson M, van Denend T. Experiencing the loss of mobility: perspectives of older adults with MS. Disabil Rehabil 2003;25:1168–80.
[2] Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, Towers JD, Koontz AM, Souza AL. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. Arch Phys Med Rehabil 2003;84:1615–20.
[3] Curtis KA, Drysdale GA, Lanza RD, Kolber M, Vitolo RS, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:453–7.
[4] Sprigle S, Huang M. Impact of mass and weight distribution on manual wheelchair propulsion torque. Assist Technol 2015;27:226–35.
[5] Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. Arch Phys Med Rehabil 2000;81:608–13.
[6] Kotajarvi BR, Sabick MB, An K-N, Zhao KD, Kaufman KR, Basford JR. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. J Rehabil Res Dev 2004;41:403–14.
[7] Samuelsson KAM, Tropp H, Nylander E, Gerdle B. The effect of rear-wheel position on seating ergonomics and mobility efficiency in wheelchair users with spinal cord injuries: a pilot study. J Rehabil Res Dev 2004;41:65.
[8] Richter WM. The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. Med Eng Phys 2001;23:707–12.
[9] Hughes CJ, Weimar WH, Sheth PN, Brubaker CE. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. Arch Phys Med Rehabil 1992;73:263–9.
[10] Gutierrez D, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley J, Perry J. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 2. An electromyographic analysis. J Spinal Cord Med 2005;28:222–9.
[11] Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. J Biomech 2016;49:1554–61. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.03.031.
[12] Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. Arch Phys Med Rehabil 2002;83:718–23. doi:10.1053/apmr.2002.32455.
[13] de Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, van der Woude LHV. Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency. Am J Phys Med Rehabil 2004;83:640–9. doi:10.1097/01.PHM.0000133437.58810.C6.
[14] Qi L, Wakeling J, Grange S, Ferguson-Pell M. Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2014;22:559–66. doi:10.1109/TNSRE.2013.2266136.
[15] Kwarciak AM, Turner JT, Guo L, Richter WM. The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb muscle strain. Disabil Rehabil Assist Technol 2012;7:459–63.
[16] Requejo PS, Furumasu J, Mulroy SJ. Evidence-based strategies for preserving mobility for elderly and aging manual wheelchair users. Top Geriatr Rehabil 2015;31:26–41.
[17] Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine Preservation of upper limb function following spinal cord injury – a clinical practice guideline for health-care professionals. J Spinal Cord Med 2005;28:434–70.
[18] Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait Posture 2005;21:212–25.
[19] Šenk M, Chèze L. A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device: a feasibility study. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2010;13:397–401.
[20] van Andel C, van Hutten K, Eversdijk M, Veeger D, Harlaar J. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. Gait Posture 2009;29:123–8.
[21] Duprey S, Billuart F, Sah S, Ohl X, Robert T, Skalli W, et al. 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. J Appl Biomech 2015;31:396–402.
[22] Lempereur M, Brochard S, Leboeuf F, Rémy-Néris O. Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: a systematic review. J Biomech 2014;47:2219–30.
[23] Warner MB, Chappell PH, Stokes MJ. Measuring scapular kinematics during arm lowering using the acromion marker cluster. Hum Mov Sci 2012;31:386–96.
[24] Morrow MMB, Kaufman KR, An K-N. Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift. Clin Biomech 2011;26:352–7.
[25] Lu TW, O'Connor JJ. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. J Biomech 1999;32:129–34.
[26] Roux E, Bouilland S, Godillon-Maquinghen A-P, Bouttens D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. J Biomech 2002;35:1279–83.
[27] Begon M, Bélaise C, Naaim A, Lundberg A, Chèze L. Multibody kinematics optimization with marker projection improves the accuracy of the humerus rotational kinematics. J Biomech 2017;62:117–23.
[28] Michaud B, Duprey S, Begon M. Scapular kinematic reconstruction – segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains: which one should be preferred? Int Biomech 2017;4:86–94.
[29] van der Helm FCT. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. J Biomech 1994;27:551555–3569.
[30] Blana D, Hincapie JG, Chadwick EK, Kirsch RF. A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. J Biomech 2008;41:1714–21.
[31] Garner BA, Pandy MG. A kinematic model of the upper limb based on the visible human project (VHP) image dataset. Comput Methods Biomech Biomed Eng 1999;2:107–24.
[32] Naaim A, Moissenet F, Duprey S, Begon M, Chèze L. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: a case study. J Biomech 2017;62:102–9.
[33] Bolsterlee B, Veeger HEJ, van der Helm FCT. Modelling clavicular and scapular kinematics: from measurement to simulation. Med Biol Eng Comput 2014;52:283–91.
[34] Holzbaur KRS, Murray WM, Delp SL. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. Ann Biomed Eng 2005;33:829–40.
[35] Saul KR, Hu X, Goehler CM, Vidt ME, Daly M, Velisar A, et al. Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2015;18:1445–58. doi:10.1080/10255842.2014.916698.
[36] Rankin JW, Richter WM, Neptune RR. Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. J Biomech 2011;44:1246–52. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.02.073.
[37] Morrow MM, Rankin JW, Neptune RR, Kaufman KR. A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion. J Biomech 2014;47:3459–65. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.09.013.
[38] Slowik JS, McNitt-Gray JL, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups: a simulation study. Clin Biomech 2016;33:34–41. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.02.003.
[39] de Groot JH, Brand R. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2001;16:735–43.
[40] Pronk GM. The shoulder girdle: analysed and modelled kinematically. The Netherlands: Delft University of Technology; 1991.
[41] Van der Helm FCT, Veeger HEJ, Pronk GM, Van der Woude LHV, Rozendal RH. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. J Biomech 1992;25:129–44.
[42] Seth A, Sherman M, Eastman P, Delp S. Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. Nonlinear Dyn 2010;62:291–303.
[43] Seth A, Matias R, Veloso AP, Delp SL, Harlaar J, Sciascia A. A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. PLoS One 2016;11:e0141028.
[44] Dabonneville M, Vaslin P, Kauffmann P, de Saint Rémy N, Couétard Y, Cid M. A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. Technol Disabil 2005;17:63–76.
[45] Hybois S, Siegel A, Bascou J, Eydieux N, Vaslin P, Pillet H, et al. Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training. Disabil Rehabil Assist Technol 2018;13:40–6.
[46] Sauret C, Faye V, Bascou J, Pillet H, Lavaste F. Handrim mechanical power during wheelchair propulsion on level and cross-slope surfaces: a preliminary study. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2013;16:124–5. doi:10.1080/10255842.2013.815882.
[47] Söderkvist I, Wedin PA. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. J Biomech 1993;26:1473–7.
[48] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng 2007;54:1940–50.
[49] Cooper RA, Boninger ML, Shimada SD, Lawrence BM. Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion. Am J Phys Med Rehabil 1999;78:435–46.
[50] Desroches G, Aissaoui R, Bourbonnais D. Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev 2006;43:871.
[51] Wu G, van der Helm FC, Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C. l. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech 2005;38:981–92.
[52] Blache Y, Begon M. Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. IEEE Trans Biomed Eng 2017;65(4):715–22.
[53] Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. Arch Phys Med Rehabil 2005;86:1214–20. doi:10.1016/j.apmr.2004.09.023.

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

[54] Vegter RJK, Hartog J, de Groot S, Lamoth CJ, Bekker MJ, van der Scheer JW, et al. Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion. J Neuroeng Rehabil 2015;12:26. doi:10.1186/s12984-015-0017-5.
[55] Morrow MMB, Hurd WJ, Kaufman KR, An K-N. Upper-limb joint kinetics expression during wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev 2009;46:939. doi:10.1682/JRRD.2008.12.0165.
[56] Collinger JL, Boninger ML, Koontz AM, Price R, Sisto SA, Tolerico ML, et al. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. Arch Phys Med Rehabil 2008;89:667–76.
[57] Mercer JL, Boninger M, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006;21:781–9. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.04.010.
[58] Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. Arch Phys Med Rehabil 2005;86:1214–20.
[59] Sabick MB, Kotajarvi BR, An K-N. A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. Arch Phys Med Rehabil 2004;85:1151–9.
[60] Veeger HEJ, Rozendaal LA, van der Helm FCT. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. Clin Biomech 2002;17:211–18. doi:10.1016/S0268-0033(02)00008-6.
[61] Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, Souza AL, Fay BT. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev 2002;39:635–49.
[62] O'Reilly OM, Sena MP, Feeley BT, Lotz JC. On representations for joint moments using a joint coordinate system. J Biomech Eng 2013;135:114504. doi:10.1115/1.4025327.
[63] Desroches G. Expression of joint moment in the joint coordinate system. J Biomech Eng 2010;132:114503. doi:10.1115/1.4002537.
[64] Eydieux N, Hybois S, Siegel A, Bascou J, Vaslin P, Pillet H, et al. Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice: spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability. Disabil Rehabil Assist Technol 2019;20:1–9. doi:10.1080/17483107.2019.1571117.
[65] Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennett B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. J Biomech Eng 2001;123:184–90.

Please cite this article as: S. Hybois, P. Puchaud and M. Bourgain et al., Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion, Medical Engineering and Physics, https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002

1.2 Disability and Rehabilitation : Assistive Technology, janvier 2017

,

DISABILITY AND REHABILITATION: ASSISTIVE TECHNOLOGY, 2017
http://dx.doi.org/10.1080/17483107.2016.1278471

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

ORIGINAL RESEARCH

Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training

Samuel Hybois[a,b], Alice Siegel[a,b], Joseph Bascou[a,b], Nicolas Eydieux[a,b], Philippe Vaslin[c,d], Hélène Pillet[a], Pascale Fodé[b] and Christophe Sauret[a]

[a]Arts et Metiers ParisTech, Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, Paris, France; [b]Centre d'Etudes et de Recherche pour l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Woippy, France; [c]Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes, Clermont Université, Clermont-Ferrand, France; [d]Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes, Centre National de la Recherche Scientifique, Aubière, France

ABSTRACT

Purpose: Wheelchair locomotion is constraining for the upper limbs and involves a set of motor tasks that need to be learnt by a novice user. To understand this integration process, we investigated the evolution of shoulder kinetics during start-up and propulsion within the initial phase of low-intensity uninstructed training.

Materials and methods: Seventeen novice able-bodied subjects performed a 120-min uninstructed practice distributed over 4 weeks. During the initial and final sessions, upper limbs kinematics and hand-rim kinetics were continuously collected. Inverse kinematics and dynamics coupled to a three-dimensional linked-segment model were used to compute shoulder net moments.

Results: Participants increased the speed of the wheelchair with practice. In average, an increase of shoulder net moments and mechanical work during the push phase was observed. Conversely, during the recovery phase, participants slightly increased shoulder power but maintained a similar level of shoulder loading. However, individual evolutions allowed the definition of two groups defined as: "increasers", who increased shoulder loading and mechanical work versus "decreasers", who managed to limit shoulder loading while improving the wheelchair speed.

Conclusion: These findings underline that individual adaptation strategies are essential to take into account when designing a rehabilitation protocol for wheelchair users.

ARTICLE HISTORY
Received 21 November 2016
Accepted 30 December 2016

KEYWORDS
Biomechanics; kinetics; rehabilitation; shoulder; wheelchair

➤ IMPLICATIONS FOR REHABILITATION

- The learning process of manual wheelchair locomotion is essential for the assimilation of motor tasks leading individuals to select their propulsion technique.
- Novice users display different learning strategies: some people increase shoulder loading very early but others spontaneously manage to increase the wheelchair speed while maintaining a constant level of shoulder loading.
- Wheelchair rehabilitation programs should be individualized to take into account the subject-specific learning strategy.

Introduction

A manual wheelchair (MWC) is a medical device that allows people with motor disabilities to recover a part of their autonomy. Nowadays, MWCs are used by more than 600,000 persons in France, representing about 1% of the French population [1]. Higher rates were reported in some other countries, such as Great-Britain where MWC users represented about 2% of the population [2]. In Brazil, some authors reported about 5 million users from a population of about 200 million people, reaching a rate of about 2.5% [3]. However, propulsion through hand-rims fixed on the rear wheels, which is the widespread propulsion mode for MWC locomotion, is a highly demanding task for the upper extremity. As a consequence, it results in a high incidence of shoulder injuries in MWC users population [4–7]. The high mechanical loads and occurrence frequency of wheelchair-related tasks throughout the day are believed to be concomitant factors related to the apparition of musculoskeletal disorders [7–11]. However, stresses on the upper extremity are not only influenced by external loads such as the forces to overcome inertial forces and motion resistances [12], but also by the propulsion technique [13–16] including both spatiotemporal parameters and joint configurations.

Hand-rim wheelchair locomotion is a set of motor tasks that needs to be learnt, often when being an adult. So to improve rehabilitation program efficiency, it is important to understand how these gross motor tasks are acquired. Numerous studies investigated the effect of various rehabilitation programs focusing on strength and physical conditioning [17–20] or on hand-rim wheelchair technique [21–23]. Several studies investigated the effect of visual [21–23] or haptic feedback [24] to reinforce the rehabilitation program efficiency with contrasted results. Others investigated the effect of uninstructed practice of hand-rim

CONTACT Samuel Hybois samuel.hybois@ensam.eu Arts et Metiers ParisTech, Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, Paris, France
© 2017 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

wheelchair propulsion [25–29] based on the assumption that subjects will naturally converge to an optimum technique minimizing energy expenditure for a given velocity. As a consequence, it may also be assumed that, at a self-selected comfortable velocity, shoulder loads would decrease throughout the learning process. This assumption is further supported by previous results where skilled hand-rim wheelchair users developed a lower propelling torque together with a higher mechanical power than unskilled subjects [30].

Generally, studies on wheelchair training program showed a decrease in oxygen consumption for a given external mechanical power, indicating an improvement in mechanical efficiency [19,22,29,31]. Most of the studies focused on steady-state propulsion and investigated the changes in propulsion technique associated with the improvement in mechanical efficiency. In particular, an increase in cycle duration, contact angle and a change in force direction was observed [28,29,31]. Other authors described different patterns of the hand during the propulsion cycle, which were correlated with the level of expertise: from arcing in novice to semi-circular in expert [4,16]. In 2014, Vegter et al. [29] investigated the effect of a low-intensity uninstructed practice in naive able-bodied subjects and showed an increase in gross mechanical efficiency accompanied with a decrease of cycle frequency and negative work per push. However, in contrast with the results of Hwang et al. [30], Vegter et al. [29] found an increase in propelling torque within the training program, resulting in higher shoulder loads [31].

Wheelchair start-up is a highly constraining task for the upper extremity. Indeed, during start-up, shoulder loads were found to be between 1.8 and 3.5 times those observed during steady-state propulsion [12,32]. In addition, start-up occurs from 200 to 350 times in a day [33,34]. As a consequence, it may be possible that during this task, subjects do not tend to exclusively decrease mechanical work but also tend to preserve their musculoskeletal integrity by limiting shoulder loads. In this case, the motor learning paradigm would be different between propulsion and start-up. Indeed, some preliminary results have suggested that, over a certain level of shoulder loading, mechanical power decreased, whereas the mechanical work of the task still increased [35].

The purpose of this study was to investigate the evolution of shoulder kinetics during start-up and propulsion with a hand-rim wheelchair within the initial phase of a low-intensity uninstructed training. We hypothesized that net joint moments at the shoulder during start-up would quickly decrease in the course of the learning process. On the opposite, based on previous results [28,29,31], an increase of shoulder net joint moment was expected for the propulsion task.

Materials and methods

Subjects

Following approval by the relevant ethics committee (CPP Paris VI Pitié Salpétrière, France no. 2014-A01203–44), 17 able-bodied volunteers (4 females; 13 males) participated to this study. Subjects were 25.0 years old (SD: 3.4; range: 23–37 y.o.); height: 1.78 m (SD: 0.07 m, range: 1.63–1.97 m); weight: 71.6 kg (SD: 9.1 kg; range: 60–98 kg) and body mass index: 22.6 kg/m^2 (SD: 1.6 kg/m^2, range: 20.0–25.4 kg/m^2). Able-bodied subjects were recruited because they provided a more homogeneous sample [28,29,31] and because their adaptations would not be influenced by specific muscle weaknesses or lack of control.

Participants had no prior experience with MWC locomotion and none of them presented any upper limb pain or injury before and during the completion of the study. They were informed of the protocol and signed a written informed consent form prior to their participation, allowing both collection and use of their anonymous data reported in this manuscript.

Protocol

The design of the training program was largely inspired from the study of Vegter et al. [29] and consisted in about 120 min of uninstructed practice distributed over 4 weeks. The first and last 15 min of the training program were dedicated to measurement sessions.

The measurement sessions consisted in three blocks of about 5 min during which the participant had to perform a succession of tasks (including start-up, propulsion, slalom and U-turn with various turning radii) successively announced by an assistant. The volunteer was asked to perform these tasks at a self-selected comfortable pace. Two minutes of rest were awarded between blocks. No information was given to the participant on the way to perform these tasks. All the subjects used the same instrumented wheelchair during the measurement sessions.

Between measurement sessions, the participant was asked to perform twice a week, 16 min of practice split into 8 min blocks with at least 1.5 h between them. During these training sessions, subjects had to move freely on a hard smooth level ground, performing start-ups, propulsions, turns, slaloms and reverse propulsions. Training was performed using four hand-rim wheelchairs (Otto Bock Voyager; Invacare Kuschall KSL; Vermeiren D200 and Vermeiren Eclips 30°) that differed in terms of geometry, wheel type, mass and inertia. The subject was asked to change of wheelchair every 4 min in order to limit accommodation to the settings of a single wheelchair and to favour the exploration of joint kinematics and kinetics through wheelchair characteristics. The subject received no information on how to improve his locomotion during the entire training program.

Finally, this training protocol was a low dose and low intensity uninstructed training program that should have prevented muscular and physiological adaptations. In other words, changes in biomechanical variables would be a motor learning only reflecting neurological adaptations.

Measurement procedure

Measurement procedure included the collection of both kinematic and kinetic data. Reflective markers were placed on both the subject and the wheelchair and their 3D locations were recorded at 100 Hz by 13 cameras of an optoelectronic motion capture system (Vicon system, hardware: T10 and T20S cameras; Nexus software; Oxford Metrics, Oxford, UK). Markers were placed on the spinous processes of the seventh cervical and eighth thoracic vertebrae, the manubrium, and the xiphoïd process for the torso; on the superior part of the acromion and on the medial and lateral epicondyles of the humerus for the arm; on the ulnar and radial styloïd processes for the forearm; and on the second and fifth metacarpal heads for the hand. Additionally, a technical plate-mounted markers cluster was attached to the arm and another technical marker was fixed on the distal third of the radius to assist in motion capture data collection. Wheelchair kinematics was recorded through four reflective markers placed on the chassis and on both rear-wheels centres.

Kinetic data were obtained through a wireless instrumented wheelchair allowing both forces and torques applied by the hand on the hand-rim to be recorded at a 100 Hz frequency (TSR-mesures, France [36,37]). Signals were corrected from baseline values according to already detailed procedures [38,39].

Synchronization between systems was ensured by knocking the instrumented hand-rim with a rubber hammer equipped with a reflective marker at the beginning of each block of locomotion. The shock created a synchronization event noticeable on both the hand-rim force signal and the hammer marker velocity.

Data processing

Start-up and propulsion cycles were identified in every block of recorded locomotion to provide kinematic and kinetic data for individual tasks.

Segment coordinate systems of the thorax, arm, forearm and hand were defined following the standards proposed by the International Society of Biomechanics [40]. Joint kinematics was obtained through a three-dimensional linked-segment model, using an inverse kinematics algorithm implemented in OpenSim [41]. The model used included hand, forearm bones, humerus, clavicle, scapula and thorax. It was derived from Saul et al. [42], with the addition of 2 degrees of freedom (dof) between the clavicle and the thorax. These additional dof allowed to take into account the forward–backward and upward–downward motions of the glenohumeral joint centre with respect to the thorax reference frame.

Body segment inertial parameters were scaled from subjects' anthropometry preserving mass distribution of the generic model [42]. Then, shoulder net moments were obtained using an inverse dynamics process and were finally expressed in the thorax orthonormal coordinate system, centred on the humeral head centre, to allow clinical interpretation [7,34]. Definitions of parameters reported in the present paper are given in Table 1.

Data analysis

For each subject, all kinematic and kinetic data were split into single tasks, and time-normalized with respect to the task duration. Biomechanical variables (Table 1) were averaged over the different cycles (at least six per block) performed by each individual. Results were then averaged among the whole population.

Results

All participants followed the entire uninstructed learning protocol and performed the two measurement sessions. For clarity purposes, the results are presented for the initial (T1) and final (T2) blocks of the pre-learning test and for the final block (T3) of the post-learning session. In this way, the evolution between T1 and T2 represented the very short-term adaptation during the first 15 min, whereas the comparison with T3 gives the adaptation during the 3 weeks uninstructed training program.

Spatiotemporal parameters

Comparison of temporal parameters (cycle, push and recovery times) before and after the 3 weeks of uninstructed training program did not show major changes for both propulsion and start-up tasks (Table 2). Indeed, for propulsion, cycle time remained constant between T1 and T3 and only decreased from 1.90 s at T1 to 1.80 s at T3 for start-up. However, in spite of this relative consistency in task duration, a slight increase of the recovery time accompanied by a shortening of the push time was observed in both propulsion and start-up tasks (Table 2).

Concerning MWC velocity, an increase in self-selected comfort velocity was observed, both during propulsion (T1: 0.70 m/s; T2: 0.86 m/s; T3: 1.02 m/s) and start-up (T1: 0.55 m/s; T2: 0.69 m/s; T3: 0.81 m/s).

Shoulder loading during the push phase

During the push phase, flexion (around the medio-lateral axis of the thorax) and internal rotation (around the longitudinal axis of the thorax) moments were the major components of the global shoulder net joint moment for both start-up and propulsion tasks. Peak values of these moments increased with learning for both propulsion and start-up tasks (Table 3). Peak value of the global net joint moment also increased with learning: from 15.4 Nm at T1 to 22.6 Nm at T3 for propulsion; and from 22.0 Nm at T1 to 30.8 Nm at T3 for start-up cycles. For both start-up and propulsion tasks, flexion angular impulse increased for short-term learning (between T1 and T2) but remained almost constant between T2

Table 2. Temporal parameters of MWC locomotion cycles.

	Propulsion		Start-up	
	T1	T3	T1	T3
Push time (s)	0.65 (0.10)	0.60 (0.05)	1.45 (0.23)	1.30 (0.15)
Recovery time (s)	0.55 (0.13)	0.60 (0.18)	0.44 (0.12)	0.50 (0.19)
Task time (s)	1.20 (0.20)	1.20 (0.21)	1.90 (0.31)	1.80 (0.28)
Velocity (m/s)	0.70 (0.12)	1.02 (0.13)	0.55 (0.09)	0.81 (0.10)

T1: mean of initial pre-training trials; T3: mean of post-training trials. Standard deviations are presented between brackets.

Table 1. Biomechanical variables.

Parameter	Unit	Description
Push time	s	Duration of the push phase. Defined by the contact of the hands on the hand-rims
Recovery time	s	Duration of the free-wheeling phase. Defined by the absence of contact with the hand-rims
Task time	s	Total duration of the push and recovery phases
Velocity	m/s	Velocity of the midpoint between rear wheel centre (mean value for propulsion cycles, final value for start-up cycles)
Abduction/adduction shoulder moment M_X	Nm	Net shoulder moment following the fore-aft axis of the thorax. Abduction moments are positive values
Internal/external rotation shoulder moment M_Y	Nm	Net shoulder moment following the upward–downward axis of the thorax. Internal rotation moments are positive values
Flexion/extension shoulder moment M_Z	Nm	Net shoulder moment following the medio-lateral axis of the thorax. Flexion moments are positive values
Global shoulder moment M_G	Nm	Vectorial sum of M_X, M_X and M_Z
Shoulder push flexion impulse I^+ (M_Z)	Nm s	Time integration of the shoulder flexion moment during the push phase
Shoulder recovery extension impulse I^- (M_Z)	Nm s	Time integration of the shoulder extension moment during the recovery phase
Shoulder positive work W^+	J	Positive mechanical work of the shoulder moments
Shoulder negative work W^-	J	Negative mechanical work of the shoulder moments

Table 3. Shoulder kinetic parameters during the push phase.

	Propulsion			Start-up		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
M_X^{max} (Nm)	1.5 (2.0)	5.2 (6.5)	4.6 (5.8)	3.6 (3.8)	5.0 (4.1)	5.0 (4.4)
M_Y^{max} (Nm)	3.1 (1.7)	4.2 (1.8)	5.5 (2.5)	5.9 (2.3)	8.8 (2.5)	11.3 (2.6)
M_Z^{max} (Nm)	9.4 (3.6)	17.0 (8.1)	18.7 (10.5)	19.3 (8.1)	23.6 (8.0)	28.1 (9.7)
M_G^{max} (Nm)	15.4 (3.4)	20.9 (9.2)	22.6 (10.1)	22.0 (7.6)	26.3 (8.2)	38.0 (9.5)
I^+ (M_Z) (Nm s)	2.2 (1.2)	4.6 (2.9)	4.5 (2.7)	12.5 (6.8)	15.3 (6.3)	15.9 (6.0)
W^- (J)	2.4 (1.6)	2.1 (1.2)	1.9 (0.9)	1.9 (1.7)	1.6 (1.3)	1.6 (1.3)
W^+ (J)	2.4 (1.0)	6.2 (5.1)	6.9 (4.6)	5.6 (2.5)	9.1 (4.5)	12.2 (5.2)

T1: mean of initial pre-training trials; T2: mean of final pre-training trials; T3: mean of post-training trials. Standard deviations are presented between brackets.

Table 4. Shoulder kinetic parameters during the recovery phase.

	Propulsion			Start-up		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
M_X^{min} (Nm)	−5.4 (2.5)	−5.9 (1.9)	−5.5 (2.3)	−5.5 (3.3)	−6.3 (2.2)	−5.3 (2.4)
M_Y^{min} (Nm)	−1.5 (1.0)	−2.0 (1.0)	−3.2 (1.8)	−1.2 (0.8)	−1.7 (1.0)	−2.2 (0.9)
M_Z^{min} (Nm)	−12.3 (3.6)	−13.5 (4.0)	−12.0 (3.9)	−11.6 (3.8)	−12.6 (3.5)	−10.5 (3.6)
M_G^{max} (Nm)	13.5 (3.7)	14.6 (4.0)	13.4 (4.2)	12.9 (4.3)	14.1 (3.4)	11.9 (3.7)
I^- (M_Z) (Nm s)	−5.1 (2.0)	−6.4 (2.5)	−4.5 (2.0)	−4.1 (1.9)	−5.5 (2.4)	−3.7 (2.2)
W^- (J)	−0.2 (0.2)	−0.6 (0.5)	−0.2 (0.2)	−0.1 (0.1)	−0.3 (0.2)	−0.2 (0.3)
W^+ (J)	6.3 (2.3)	7.6 (2.4)	7.7 (2.6)	5.8 (2.6)	7.4 (2.5)	7.2 (3.0)

T1: mean of initial pre-training trials; T2: mean of final pre-training trials; T3: mean of post-training trials. Standard deviations are presented between brackets.

and T3 (Table 3). Finally, shoulder positive work during each push phase increased within the uninstructed training program for both propulsion (T1: 2.4 J; T2: 6.2 J; T3: 6.9 J) and start-up (T1: 5.6 J; T2: 9.1 J; T3: 12.2 J). A slight decrease of the shoulder negative work was observed, for both start-up and propulsion tasks.

Shoulder loading during the recovery phase

During the recovery phase, extension (around the medio-lateral axis of the thorax) and abduction (around the fore-aft axis of the thorax) moments were the major components of the shoulder net joint moments for both start-up and propulsion tasks. Peak moments and angular impulses followed the same trend for both tasks: after a slight increase within the first 15 min of practice (T1 vs T2), shoulder loads finally decreased at T3, below the initial values obtained in T1 (Table 4). Still, there was an overall increase in shoulder positive work during the recovery phase, even if it remained at the same level between T2 and T3.

Individual differences in learning strategies

Two main adaptation strategies, illustrated in Figure 1, were observed for the push phase during the learning process. Eleven subjects, classified as "increasers" (INC group), reached higher net shoulder moments at T3 than at T2, for both start-up and propulsion tasks. Individuals within the INC group increased the peak shoulder moment gradually for start-up (T2: +34% with respect to T1; T3: +81% with respect to T1) and for propulsion (T2: +46%; T3: +73%). The main contribution to this increase in shoulder moment was the flexion moment, with a shoulder push flexion impulse ranging from 10.7 Nm s (start-up, T1) to 19.3 Nm s (start-up, T3). It resulted in an increase of shoulder positive work with learning among this group (Table 5).

The six other participants (DEC group) managed to limit their shoulder loading during the push phase, especially the flexion/extension moment, while succeeding in increasing the MWC velocity. In average, the shoulder net moments within the DEC group were slightly modified between T1 and T2 for both propulsion (from 14.0 to 16.3 Nm) and start-up (from 25.9 to 25.8 Nm) and decreased at T3. The flexion moment largely contributed to this trend. For instance, the shoulder push impulse during start-up dropped to 9.7 Nm s at T3, with an initial value of 16.0 Nm s at T1. As shown in Table 5, shoulder positive work increased with a lower rate in the DEC group than in the INC group.

The recovery phase displayed a homogeneous trend for the whole population, since each subject reduced, or at least maintained, shoulder moments after the training period. It was not the case for the shoulder positive work during the recovery phase, which was higher in T3 than in T1 for 12 subjects, from both groups.

If average anthropometric characteristics showed that DEC individuals tended to be smaller and lighter (height: 1.76 m, SD: 0.04 m; weight: 66.8 kg, SD: 5.60 kg) than individuals of the INC group (height: 1.78 m, SD: 0.08 m; weight: 72.9 kg, SD: 8.10 kg), a significant overlap between the two groups was also observed.

Discussion

Spatiotemporal parameters

During this study, the task duration was not spontaneously modified by the users during the initial phase of the learning process. Propulsion cycles duration was in average higher than the values reported in the literature [22,28,29,31], which may be explained by the use of a field wheelchair in the present study, compared to studies performed on treadmills. For start-up, the duration of push phases was consistent with the study of Kloosterman et al. [34], who reported a push time of 1.3 s for experienced wheelchair users. However, during the very first minutes of practice (i.e., between T1 and T2), a slight increase of cycle time was observed, which was consistent with previous results on short-term learning [28,29,31]. This highlighted the fact that the propulsion technique is not modified during the learning process following a continuous trend. Finally, while maintaining a similar total task time at T3,

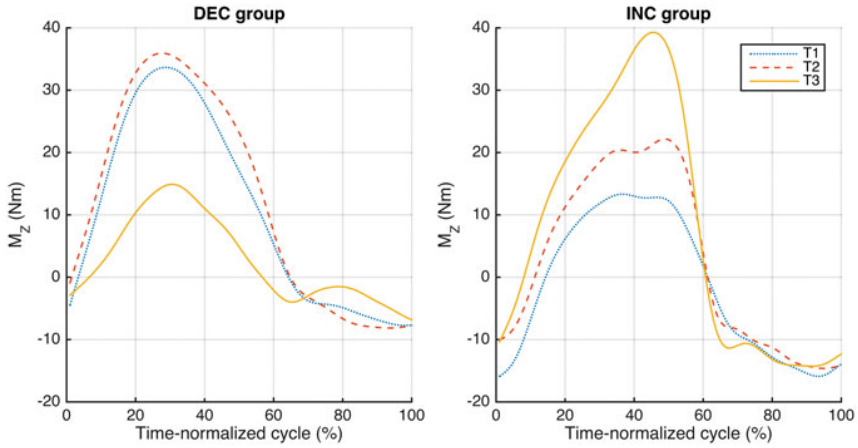


Figure 1. Typical evolutions of flexion/extension moment patterns during the learning process, for the DEC (left) and INC (right) groups. Each graph represents the results for one individual from the population.

Table 5. INC/DEC kinetic parameters during the push phase.

	INC group			DEC group		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Start-up: M_G^{max} (Nm)	19.9 (7.0)	26.6 (8.6)	36.1 (6.6)	25.9 (7.6)	25.8 (8.2)	21.1 (4.9)
Propulsion: M_G^{max} (Nm)	16.2 (3.6)	23.7 (10.2)	28.0 (8.3)	14.0 (2.7)	16.3 (5.0)	12.8 (3.6)
Start-up: I^+ (M_Z) (Nm s)	10.7 (6.6)	15.4 (6.8)	19.3 (3.6)	16.0 (6.0)	15.1 (5.9)	9.7 (4.1)
Propulsion: I^+ (M_Z) (Nm s)	2.2 (0.7)	5.0 (3.2)	5.7 (2.2)	2.4 (1.8)	4.0 (2.4)	1.1 (1.7)
Start-up: W^+ (J)	5.0 (2.4)	9.2 (5.0)	14.6 (4.7)	6.6 (2.6)	8.8 (4.1)	7.7 (2.1)
Propulsion: W^+ (J)	2.5 (1.0)	7.5 (6.0)	9.1 (4.3)	2.2 (1.1)	4.1 (1.8)	2.9 (1.1)

T1: mean of initial pre-training trials; T2: mean of final pre-training trials; T3: mean of post-training trials. Standard deviations are presented between brackets.

subjects spontaneously reduced the push time to increase the duration of the recovery phase. This natural evolution confirmed the acquisition of confidence and skills on the wheelchair with practice, revealing a more efficient handling of the MWC behaviour.

In contrast with cycle time, the self-selected comfort wheelchair velocity adopted by subjects increased with learning, for both short-term (T1 vs T2) and mid-term learning (T1 vs T3). This evolution was already mentioned during the very first minutes of practice in naive able-bodied subjects [27]. However, many other studies investigating the effect of uninstructed MWC practice on propulsion technique were performed on a treadmill [28,29,31], thus imposing a constant speed before and after the learning protocol. Given the conclusions of the present study, such protocols might have induced a bias in describing the natural evolution of over-ground MWC propulsion technique even if these studies remain interesting to describe the evolution at a controlled external mechanical power. In addition, if the treadmill velocity (1.11 m/s) chosen in previous studies [28,29,31] could be suitable to experienced MWC users, our results (from 0.70 m/s at T1 to 1.02 m/s at T3) suggest that lower velocities should be preferred for naive young able-bodied subjects.

Shoulder loading during the push phase

At each step of the protocol, the push phase involved mainly flexion and internal rotation moments, for both start-up and propulsion, which confirms results of the literature for steady-state propulsion [7], with the same coordinate system. Our results also indicate that shoulder net moments were in average 1.4 times higher during start-up than during propulsion, which is slightly lower than the 1.6 to 3.1 ratio described by Koontz et al. [12] for hand-rim kinetics.

The increase of shoulder net moments and angular impulses within the first 15 min of practice, reported in the literature [28,29,31] for propulsion on a treadmill, was also observed in the present study. This increase not only occurred for propulsion and during the first minutes of practice, but also for start-up and throughout the 3 weeks of the uninstructed training period. Because the push time was not notably altered, it is mainly the increase of shoulder moments and work per push that enabled subjects to increase the linear speed of the wheelchair. Our hypothesis is thus confirmed for the propulsion task, but contrary to our expectations, start-up displayed a similar evolution with learning. This trend could be explained by the efforts developed by the user that may remain below the critical level of pain. This could lead to a learning process mainly driven by the building of self-confidence on the wheelchair rather than by a strategy favouring upper limbs preservation.

Shoulder loading during the recovery phase

Conversely to the push phase, the recovery phase has not often been investigated in previous biomechanical analyses of MWC locomotion, because most of these studies were focused on hand-rim kinetics [22,25,26,28,29] and there is no contact between the hands and the hand-rims during the recovery phase.

During the very first minutes of practice, the amplitude of net joint moments increased for the recovery phase. However, after the whole training protocol, subjects limited the articular loading in the backwards motion of their arms. The increase in shoulder positive work occurring in the meantime implied that the

kinematics of the arm was the main factor influencing the motor learning in the recovery phase. After an initial session during which subjects made jerky movements for the transition between push and recovery phases, subjects chose a more continuous and economical motion between the end of the push and the next grasp of the hand-rim. It is consistent with the findings of other studies about the links between hand patterns and the level of expertise on the wheelchair [13,16].

Individual differences in learning strategies

The emerging of INC and DEC trends was only noticeable after the 3-week period of practice. Indeed, for most subjects of the DEC group, the decrease in the shoulder loading did not occur at T2, but became obvious at T3. It can be explained by the fact that during the first 15 min of practice, subjects initially explored the range of motion before defining their personal propulsion strategy. That is why the learning process cannot be seen as continuous, especially between T1 and T2, but also between T1 and T3. However, it suggests that long-term learning strategies observed in studies about the very first minutes of MWC practice [29] may differ when considering a longer learning timescale.

The learning paradigm that was hypothesized in this study was not confirmed, because individuals belonging to DEC or INC group were the same for start-up and propulsion, except for two subjects. Conversely, this study led to another conclusion considering our hypothesis: the motor learning process is not task-dependent (for start-up and propulsion) but subject-dependent. This implied that some subjects (INC group) imposed higher stress on their shoulder as they gain experience, while others (DEC group) used practice as a way to preserve their musculoskeletal integrity, regardless of the performed task.

That is why future research should deeper investigate the factors leading individuals to choose the INC or DEC learning strategy, especially by analysing muscle forces on the shoulder complex, for instance.

Limitations

There were some limitations in this study. First of all, because the protocol involved young able-bodied adults, application of the results to other populations should be made cautiously. Persons using a MWC temporarily after lower limb surgery, lower limb amputees or spinal cord injured patients with a lesion under the 12th thoracic vertebra can, however, be seen as populations for which the applications of the results are more straightforward. Conducting similar studies among a larger and more diverse population may help in broadening the learning spectrum.

Due to diverse practical reasons, only the right-side of the body was used for inverse dynamics. It might be interesting to investigate the possible impact of learning on the symmetry of upper limbs kinematics and kinetics. Because net joint moments are only global estimates of what is occurring at the joint level, future research should focus on muscular activations, in order to assess glenohumeral joint contact forces.

Conclusion

The results of this study show that biomechanical modifications of the propulsion technique occurred from the early stages of autonomous MWC practice. The push phase was critical, since the learning process enabled subjects to increase the wheelchair velocity, at the cost of higher shoulder moments and mechanical work. Contrary to our expectations, the evolution was similar for start-up and propulsion tasks. Conversely, skills acquisition enabled users to limit the shoulder loading during the recovery phase, through a better synchronization of the backward motion of the upper limb. Finally, two distinct trends, corresponding to different motor learning strategies, emerged: whereas some subjects increased shoulder net moments to reach a higher MWC velocity, others managed to limit shoulder loading. The motor learning paradigm seemed to be changing according to individuals, rather than to the task. These findings underline the need of individualizing rehabilitation programs, to help MWC users find their personal optimal propulsion technique. Future long-term longitudinal studies may also be conducted to evaluate the possible link between shoulder loading strategies and musculoskeletal disorders occurrence.

Disclosure statement

The authors report no declaration of interest.

ORCID

Samuel Hybois http://orcid.org/0000-0003-3838-2860
Joseph Bascou http://orcid.org/0000-0001-5290-8158
Hélène Pillet http://orcid.org/0000-0002-0263-5910
Christophe Sauret http://orcid.org/0000-0002-6196-2698

References

[1] Ville I, Ravaud J-F, Mahut D. Les utilisateurs du fauteuil roulant en France. Le fauteuil roulant manuel: choix et réglages [Manual wheelchair users in France, in the manual wheelchair: choice and settings]. 2011. p. 59–68.
[2] Improving services for wheelchair users and carers: Good Practice Guide – learning from the Wheelchair Services Collaborative. London: Department of Health and the NHS Modernisation Agency; 2005.
[3] Ackermann M, Leonardi F, Costa HR, et al. Modeling and optimal control formulation for manual wheelchair locomotion: the influence of mass and slope on performance. In: Proceedings of the 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. IEEE; 2014. p. 1079–1084.
[4] Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, et al. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. Arch Phys Med Rehabil. 2003; 84:1615–1620.
[5] Nichols PJR, Norman PA, Ennis JR. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. Scand J Rehabil Med. 1979;11:29–32.
[6] Finley MA, Rodgers MM. Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: a pilot study. J Rehabil Res Dev. 2004;41:395–402.
[7] Mercer JL, Boninger M, Koontz A, et al. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2006;21:781–789.
[8] Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA, et al. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77:856–864.
[9] Kulig K, Rao SS, Mulroy SJ, et al. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. Clin Orthop Relat Res. 1998;354:132–143.

[10] Veeger HEJ, Rozendaal LA, van der Helm FCT. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2002;17:211–218.
[11] Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, et al. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86:1214–1220.
[12] Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, et al. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. JRRD. 2005;42:447–458.
[13] Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, et al. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83:718–723.
[14] de Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, et al. Effect of Wheelchair Stroke Pattern on Mechanical Efficiency. Am J Phys Med Rehabil. 2004;83:640–649.
[15] Qi L, Wakeling J, Grange S, et al. Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014; 22:559–566.
[16] Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, et al. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. J Biomech. 2016;49:1554–1561.
[17] Rodgers MM, Keyser RE, Rasch EK, et al. Influence of training on biomechanics of wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev. 2001;38:505–511.
[18] Bougenot M-P, Tordi N, Betik AC, et al. Effects of a wheelchair ergometer training programme on spinal cord-injured persons. Spinal Cord. 2003;41:451–456.
[19] de Groot S, de Bruin M, Noomen SP, et al. Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23:434–441.
[20] Tordi N, Mourot L, Chapuis A, et al. Effects of a primary rehabilitation programme on arterial vascular adaptations in an individual with paraplegia. Ann Phys Rehabil Med. 2009;52:66–73.
[21] de Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, et al. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2002;17:219–226.
[22] Leving MT, Vegter RJK, Hartog J, et al. Effects of visual feedback-induced variability on motor learning of handrim wheelchair propulsion. PLoS ONE. 2015;10:e0127311.
[23] Rice I, Gagnon D, Gallagher J, et al. Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles. J Spinal Cord Med. 2010;33:33–42.
[24] Blouin M, Lalumiere M, Gagnon DH, et al. Characterization of the immediate effect of a training session on a manual wheelchair simulator with haptic biofeedback: towards more effective propulsion. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2015;23:104–115.
[25] Van Der Woude LHV, Van Croonenborg JJ, Wolff I, et al. Physical work capacity after 7 wk of wheelchair training: effect of intensity in able-bodied subjects. Med Sci Sports Exerc. 1999;31:331–341.
[26] de Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, et al. Short-term adaptations in co-ordination during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. J Electromyogr Kinesiol. 2003;13:217–228.
[27] Roux L, Hanneton S, Roby-Brami A. Shoulder movements during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion in able-bodied subjects. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2006;21(Suppl 1):S45–S51.
[28] Vegter RJK, Lamoth CJ, de Groot S, et al. Inter-individual differences in the initial 80 minutes of motor learning of handrim wheelchair propulsion. PLoS One. 2014;9:e89729.
[29] Vegter RJK, de Groot S, Lamoth CJ, et al. Initial skill acquisition of handrim wheelchair propulsion: a new perspective. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014;22:104–113.
[30] Hwang S, Kim S, Kim Y. Torque and power outputs on skilled and unskilled users during manual wheelchair propulsion. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012;2012: 4820–4822.
[31] Vegter RJK, Hartog J, de Groot S, et al. Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion. J NeuroEngineering Rehabil. 2015;12:26.
[32] Westerhoff P, Graichen F, Bender A, et al. Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured *in vivo*. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011;26:982–989.
[33] Tolerico ML, Ding D, Cooper RA, et al. Assessing mobility characteristics and activity levels of manual wheelchair users. J Rehabil Res Dev. 2007;44:561.
[34] Kloosterman MGM, Buurke JH, Schaake L, et al. Clinical biomechanics exploration of shoulder load during hand-rim wheelchair start-up with and without power-assisted propulsion in experienced wheelchair users. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2016;34:1–6.
[35] Sauret C, Vaslin P, Dumas R, et al. Computation of the mechanical power of a manual wheelchair user in actual conditions: preliminary results. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2012;15(Suppl 1):173–174.
[36] Dabonneville M, Vaslin P, Kauffmann P, et al. self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. Technol Disabil. 2005;17:63–76.
[37] Sauret C, Vaslin P, Lavaste F, et al. Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. Med Eng Phys. 2013;35:289–297.
[38] Sauret C, Dabonneville M, Couétard Y, et al. Zeroing of six-component handrim dynamometer for biomechanical studies of manual wheelchair locomotion. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2014;17:416–422.
[39] Sauret C, Couetard Y, Vaslin P. Dynamic calibration of a wheelchair six-component wheel dynamometer rolling on the floor. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2011;14(suppl 1):67–69.
[40] Wu G, van der Helm FCT, (DirkJan) Veeger HEJ, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J Biomech. 2005;38:981–992.
[41] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng. 2007;54:1940–1950.
[42] Saul KR, Hu X, Goehler CM, et al. Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2015;18:1445–1458.

1.3 Journal of Biomechanical Engineering, avril 2019

,

Journal of Biomechanical Engineering

On the influence of the shoulder kinematic chain on joint kinematics and musculotendon lengths during wheelchair propulsion estimated from multibody kinematics optimization

Pierre Puchaud[a,b], **Samuel Hybois**[a], **Antoine Lombart**[a,b], **Joseph Bascou**[b], **Hélène Pillet**[a], **Pascale Fodé**[b], **Christophe Sauret**[a]

[a] Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech,
151 Boulevard de l'hôpital
75013 Paris, France
[b] Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides,
47 Rue de l'Echat,
94000 Créteil, France

ABSTRACT (250 Words)

Multibody kinematic optimization is frequently used to assess shoulder kinematics during manual wheelchair (MWC) propulsion but multiple kinematics chains are available. It is hypothesized that these different kinematic chains affect marker tracking, shoulder kinematics and resulting musculotendon (MT) lengths. In this study, shoulder kinematics and MT lengths obtained from four shoulder kinematic chains (open-loop thorax-clavicle-scapula-humerus (M1), closed-loop with contact ellipsoid (M2), scapula rhythm from regression equations (M3), and a single ball-and-socket joint between the thorax and the humerus (M4) were compared.

Right-side shoulder kinematics from seven subjects were obtained with 34 reflective markers and a scapula locator using an optoelectronic motion capture system while propelling on a MWC simulator. Data was processed based on the four models.

Results showed the impact of shoulder kinematic chains on all studied variables. Marker reconstruction errors were found similar between M1 and M2 and lower than for M3 and M4. Few degrees of freedom (DoF) were noticeably different between M1 and M2, but all shoulder DoFs were significantly affected between M1 and M4. As a consequence of differences in joint kinematics, MT lengths were affected by the kinematic chain definition.

The contact ellipsoid (M2) was found as a good trade-off between marker tracking and penetration avoidance of the scapula. The regression-based model (M3) was less efficient due to limited humerus elevation during MWC propulsion, as well as the ball-and-socket model (M4) which appeared not suitable for upper limbs activities, including MWC propulsion.

INTRODUCTION

A manual wheelchair (MWC) allows people with walking disabilities to recover a part of their autonomy. However, it has been reported as a constraining form of locomotion inducing upper-limbs pain and injuries [1,2], especially located at the shoulder [3–5]. Musculoskeletal models are often used [6–8]to assess shoulder kinematics and kinetics during MWC propulsion. Such models are tied to the definition of a kinematic chain, which consists of an assembly of rigid bodies - representing bony segments - connected by perfect mechanical joints - such as hinge, universal or ball joints - that constrains the motion space. On such kinematic chains, virtual markers located on anatomical landmarks are placed in order to perform a multibody kinematics optimization (MKO, also known as inverse kinematics) [9,10]. This MKO process aims at minimizing the root mean square error (RMSE) between experimental and virtual marker positions, to obtain joints kinematics. The main advantage of this technique, with respect to conventional segment kinematics reconstruction, is to avoid joints dislocation and to compensate soft-tissue artefacts. Indeed, segmental kinematics cannot be performed to investigate the shoulder region [11] because of the large soft tissue artifacts of scapula [12,13]. Still, MKO does not necessarily solve the issues linked to motion reconstruction, because to be efficient, it requires a kinematic chain that properly represents joints mobility.

Anatomically, the shoulder is a complex structure including several joints: sternoclavicular (STJ), acromioclavicular (ACJ), scapulothoracic (STJ) and glenohumeral joints (GHJ). Among the models available in the literature, the model of Holzbaur et al. [14,15] and the Delft Shoulder and Elbow model (DSEM) [6,16] were commonly used to investigate MWC propulsion [7,8,17]. The model proposed by Holzbaur [14] relied on coupling regression equations to describe the motion of the scapula and the clavicle from the humerus orientation [18]. Three rotational degrees of freedom (DoF) are defined at the GHJ, two rotational DoF at the elbow and two rotational DoF at the wrist. The DSEM [6,16] was characterized by three rotational DoF for the STJ, ACJ and GHJ and by a gliding contact plane to represent the STJ, which constrained the medial border of the scapula to be in contact with the thorax, modeled by an ellipsoid. Still, modeling the STJ remained a great challenge, because of its non-usual contact type [12,19]. Another model, with an ellipsoid mobilizer to prescribe the STJ motion [20], was proposed by Seth et al. [21]. This model is close to the DSEM [6,16], and announced with a low computational cost. It could therefore be suitable for shoulder kinematics assessment during MWC propulsion. Besides, musculoskeletal models associate a muscle set to their kinematic chain to perform musculoskeletal analysis. Thus, changes of musculotendon lengths during a task directly depend on both the muscle set and the kinematic chain. However, the equivalence of the different kinematic chains used in previous MWC studies on joint kinematics and musculotendon lengths remains to be demonstrated**.**

In this objective, four musculoskeletal models relying on shoulder kinematic chains previously used to study MWC propulsion were implemented to process the same data set. The four shoulder kinematics chains were: open-loop (thorax $\rightarrow$ clavicle $\rightarrow$ scapula $\rightarrow$ humerus), closed-loop with an ellipsoid mobilizer for the STJ [21], open-loop with coupled orientations for clavicle, scapula and humerus [14] and a single ball-joint between the humerus and the thorax. In this study, we aimed at testing the hypothesis of equivalence of these different models on marker reconstruction errors, shoulder joint kinematics and musculotendon lengths.

MATERIALS AND METHODS

Subject information

After the approval by the relevant ethics committee (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A01203-44), seven subjects (2 females, 5 males) with various levels of disability (poliomyelitis, spinal amyotrophy, congenital malformation, lower limb amputation, or paraplegia) were recruited in the study. Their characteristics were: age: 33.9 years old (SD: 7.9 y.o.; range: 24-46 y.o); height: 1.66 m (SD: 0.12 m; range: 1.48-1.80m); mass: 66.4 kg (SD: 9.5 kg; range: 49-79 kg) and body mass index: 23.8 kg/m² (SD: 1.8 kg/m²; range: 21.7-26.7 kg/m²). Inclusion criteria were to be using a MWC for at least one year and to report no upper-limb pain or injury at the time of the experiments. All the subjects were previously informed of the protocol and gave their written informed consent before the beginning of the experiments.

Experiments and data collection

Subjects propelled a handrim MWC simulator (Fig. 1) with a friction resistance applied on tires and self-appreciated by the subject to be close to actual displacements. All the subjects propelled on the same MWC simulator. Two acquisitions were performed: subjects were first asked to remain static with hands on knees and then to perform five propulsion cycles at a self-selected comfortable pace.

During the experiments, subjects were equipped with 34 skin reflective markers placed on the torso, namely on the manubrium and xyphoid process, and on both spinous processes of the seventh cervical and the eighth thoracic vertebrae; on the head, on the left and right occiput and temporal bones; and on both upper limbs, namely on acromion, lateral and medial epicondyles of the humerus, ulna and radius styloid processes, second and fifth metacarpal heads; following the recommendations of the International Society of Biomechanics [22]. Moreover, technical markers were placed: a rigid plate with four markers on the humerus, a marker in the middle of the clavicle and another technical marker on the radius to facilitate marker labeling. Furthermore, to minimize soft tissue artifacts in the scapular region, the right scapula was tracked dynamically by a scapula locator (Fig. 1) [23,24] held by a trained experimenter and based on three palpated anatomical landmarks: angulus acromialis, trigonum scapulae and margo medialis. For that purpose, the experimenter performed multiple training trials to adjust the tracking to the specific motion of the scapula according to the task and for each subject. Finally, the three-dimensional locations of the reflective markers were recorded at 100 Hz using an 8-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK).

Musculoskeletal Models

Musculoskeletal models with four different kinematic chains were designed and implemented in OpenSim [25]. Details about the DoF of these different models are summarized in Table 1. The first model (M_1) was designed based on the model of Holzbaur et al. [14] which was symmetrized and extended with the head-and-neck model of Vasavada et al. [26]. The coupling equations for SCJ and ACJ were removed and the model was provided with two rotational DoF at the SCJ (clavicle protraction-retraction and elevation-depression) and three rotational DoF at the ACJ (Fig. 2). The other DoF were identical to the initial models [14,26]

Based on this first model, three other models were implemented by only modifying the kinematic chain of the shoulder. The second model (M_2) defined the STJ with an ellipsoid mobilizer [20,21] and a point constraint between a the ACJ, forming a closed loop. For the third model (M_3),

the coupling clavicle and scapula motion equations of the Holzbaur model [14,15] were preserved, i.e. regression equations were used to infer the ACJ and STJ rotations from the GHJ elevation [18]. Finally, the fourth model (M_4) was implemented by locking both ACJ and SCJ, resulting in only three rotational DoF at the GHJ for the whole shoulder complex.

To isolate the influence of the kinematic chain on musculotendon lengths, the musculotendon set was the same for all models (Table 2). This set relied on Holzbaur et al. [14] for the upper arm musculotendons and Vasavada et al. [26] for musculotendons involved in scapula and clavicle motions. The remaining musculotendons involved in the shoulder complex, such as rhomboid minor, rhomboid major and serratus anterior were manually added to the model, based on an anatomy atlas [27].

To keep the same definitions of musculotendon set across the different models, some adaptations were necessary. Some moving path points were thus converted into fixed path points for pectoralis major and latissimus dorsi. This simplification was possible due to the low arm elevations reached during MWC propulsion. Additionally, adaptations were made on a wrapping geometry, below the surgical neck of the humerus, to avoid unrealistic muscle paths and length discontinuities that occurred for MWC propulsion movements, especially at the beginning of the push phase.

Data processing

Marker trajectories were smoothed with an average sliding window (5 values). Marker trajectory gaps lower than 15 frames were interpolated using C2-splines. For gaps higher than 15 frames, a registration procedure from the static acquisitions was applied based on singular value decomposition [28].

The beginning of propulsion cycles was automatically identified based on the positive velocity of the barycenter of the four markers placed on the ulna and radius styloid processes, and the second and fifth metacarpal heads. The end of the propulsion cycle was defined by the beginning of a new cycle.

Then, the following process was conducted with OpenSim (Stanford University, 3.3 version) [25], for all models (M_1 to M_4). First, segments of the four models were scaled to match the dimensions of subjects on the static acquisition, using experimental locations of skin markers and palpated landmarks (using the scapula locator) for the scapula. This was performed with the OpenSim “scaling” tool. Afterwards, MKO was performed [9,10] for propulsion cycles acquisition through the “inverse kinematics” tool, tracking both anatomical, technical and scapula locator markers. Markers placed on both the scapula and the clavicle were not considered for models M_3 and M_4.

The reconstructed positions and orientations of each segment were expressed in the global coordinate system using the "analyze" tool in Opensim. Homogenous transformation matrices [29] were computed for SCJ, ACJ, STJ, GHJ, as well as the global transformation matrices between the thorax and the humerus. Subsequently, angles were identified with a Y-X'-Z'' sequence of rotations for SCJ (Protraction-Retraction, Elevation-Depression, Internal-External Rotation), ACJ (Protraction-Retraction, Posterior-Anterior Tilt, Medial-Lateral Rotation) and STJ (Protraction-Retraction, Posterior-Anterior Tilt, Medial-Lateral Rotation), according to Wu et. al., [22]. The Z-X'-Y'' sequence of rotations was chosen for GHJ and the thoraco-humeral angles (Flexion-Extension, Adduction-Abduction, Internal-External Rotation), as it was reported as more adapted to describe MWC propulsion [30,31].

Finally, musculotendon lengths were computed using OpenSim 3.3 “analyze” tool.

Data Analysis

The four models were evaluated for marker reconstruction errors, joint kinematics and musculotendon lengths. Average dynamic reconstruction errors between virtual and experimental markers during the propulsion cycles were quantified for the whole marker set through the root mean square error (RMSE) weighted by the assigned weight used during MKO. To refine on the different segments (thorax, clavicle, scapula, and humerus), a weighted average distance (WAD) per segment was also computed [32].

The effect on joint kinematics was evaluated by comparing joint angles and joint center locations. Maximum magnitudes of both joint angles and joint center locations were compared with a Spearman's correlation for which M_1 was the reference. M_1 was choose as the reference since this model imposed no restriction on the mobility of the scapula. Musculotendon lengths were similarly evaluated through the maximum magnitudes and Spearman's correlation with respect to the results obtained with M_1.

Statistical Analysis

Since normality was not ensured by Shapiro-Wilk's test, non-parametric Friedman's test (p-value<0.05) was applied for each segment to demonstrate if the model had an influence on the WAD. Then, Fisher's LSD post-hoc test was applied to compare models with one another, on their WAD values.

Also, maximum magnitudes of angles, center of rotation locations and musculotendon lengths were tested through Friedman's test to investigate the influence of the kinematic chain and Fisher's LSD post-hoc was applied to compare models with respect to M_1.

RESULTS

Marker reconstruction errors

The mean RMSE obtained with the four models for the whole marker set and the seven subjects are illustrated in Figure 3. For all models, the RMSE was the lowest in the middle of the propulsion cycle (end of the push phase and beginning of the recovery phase). The lowest values were obtained with models M_1 and M_2. At any time of the propulsion cycle, the standard deviation of the global RMSE was higher for models M_3 and M_4 than for models M_1 and M_2. Friedman's test ensured that WAD from different models were different (p<0.001). M_1 and M_2 exhibited the lowest WAD for all the segments but Fisher's LSD post-hoc did not highlight any significant difference between them (Table 3). As expected, M_4 displayed the highest WAD for almost all segments. No significant difference was found between M_3 and M_4 for all segments WAD.

Joint Kinematics

Average kinematics of the seven subjects are depicted in Figure 4 for all DoF. By definition, for M_4, angles for joint with locked DoF remained constant. This case occurred specifically for the SCJ, STJ and ACJ. SCJ angles exhibited similar time courses for models M_1, M_2 and M_3, but a shift can be observed on SCJ protraction-retraction of M_2 with respect to M_1 and M_3. STJ protraction-retraction and mediolateral angles showed the same trend (but shifted) for M_1 and M_2, but they varied oppositely for M_3; which is supported by negative correlation values. STJ anteroposterior tilt remained almost constant for M_1 and M_2 but varied along the propulsion cycle for M_3. The three angles of the ACJ exhibited different patterns and no model seemed to reproduce the same

kinematics as M_1. The GHJ and thoraco-humeral angles showed similar time courses for M_1, M_2 and M_3, with slight differences in magnitude along the cycle. Even if curve patterns differed between subjects, the same variations between models could be observed. Differences in both flexion-extension and internal-external rotation of GHJ and thoraco-humeral joint were observed for M_4.

Mean magnitudes of joint angles during the propulsion cycle are reported in Table 4. Comparison between models showed significant differences in magnitudes of all SCJ, STJ, and ACJ angles plus GHJ flexion-extension and thoraco-humeral flexion-extension ($p<0.01$ or $p<0.001$). Significant differences were found for the joint angle magnitudes of these 10 DoF between M_4 and M_1. Significant differences were also found in SCJ elevation-depression and GHJ flexion-extension magnitudes between M_3 and to M_1 ($p<0.05$ and $p<0.01$, respectively). Finally, only a significant difference was found only in magnitude of ACJ mediolateral rotation between M_2 and M_1 ($p<0.05$).

Over the whole population, Spearman's correlations with respect to M_1 were greater for M_2 and M_3 than for M_4, for all joints. Correlations were the highest with M_2, excepted for ACJ protraction-retraction and posterior-anterior tilt. ACJ protraction-retraction of M_2 even demonstrated a negative average of correlations, indicating an inverse relationship between M_1 and M_2. Model M_2 was overall the closest to M_1 for joint kinematics description, especially for GHJ and thoraco-humeral angles. Magnitude of joints centers evolution during the propulsion cycle in the global coordinate system are presented in Table 5. No significant difference in these magnitudes was found between models for every joint. However, Spearman's correlation with respect to M_1 was the highest with M_2 for both SCJ, ACJ, and GHJ.

Musculotendon Lengths

Average time courses of the musculotendon lengths over the seven subjects are reported on Figure 5. For most of the musculotendons, the mean evolution along the propulsion cycle was globally resembling between the different models even if some shifts can be observed. The most divergent patterns were obtained for the deltoid middle, the subscapularis and the three lines of action of the latissimus dorsi.

Mean magnitudes of musculotendon lengths during the propulsion cycleare reported in Table 5. Comparison between models showed significant differences in musculotendon length magnitude for anterior, deltoid middle, deltoid posterior, subscapularis, teres minor, pectoralis clavicular, pectoralis sternal and pectoralis rib, latissimus dorsi thoracic and latissimus dorsi lumbar. Significant differences in musculotendon length magnitudes were found between M_1 and M_4 for deltoid anterior, deltoid middle, deltoid posterior, subscapularis, teres minor, pectoralis sternal and rib. Significant differences in musculotendons length magnitudes were also found between M_1 and M_3 for deltoid posterior, subscapularis, pectoralis rib, latissimus dorsi thoracic and latissimus dorsi lumbar. Finally, comparison between M_1 and M_2 showed significant differences in musculotendon length magnitudes for deltoid middle, pectoralis clavicular and pectoralis sternal.

For all musculotendon lengths, Spearman's correlations with respect to M_1 were greater for M_2 and M_3 than for M_4. Correlations were the highest for M_2, excepted for the pectoralis clavicular, which was higher for M_3. Depending on the model, mean differences in musculotendon lengths with respect to M_1 ranged from 2.6 to 32 mm for deltoid; from 1.3 to 20 mm for rotator cuff muscles; from 6.5 to 41 mm for pectoralis major; from 2 to 31 mm for triceps longus and biceps longus and up to 91 mm for latissimus dorsi.

DISCUSSION

Marker reconstruction errors

In the present study, the global RMSE was highly reduced with models M_1 and M_2 (about 10-15 mm all along the propulsion cycle) than with models M_3 (17-27 mm in average during the push phase) and M_4 (23-30 mm in average during the push phase). In addition, the standard deviation of the RMSE was noticeably higher for M_3 and M_4 than for M_1 and M_2, which denotes the inability of models M_3 and M_4 to fit the various kinematics used by the different subjects.

Regarding the literature on upper limb kinematics, marker reconstruction errors associated to MKO was generally reported through the global RMSE for all the markers [21,33,34] or through on a weighted average distance (WAD) per segment [32,34] allowing a more refined analysis. In the present study, the WAD between experimental and reconstructed markers was considered as an indicator of the ability of a model to track the bone motions independently. The underlying assumption was that a better kinematic chain would result in smaller marker reconstruction errors and smaller WAD values. In light of this indicator and among the four tested models, models M_1 and M_2 did minimize marker reconstruction errors for all segments, i.e. skull, thorax, clavicle, scapula and humerus. Compared to [34] the marker reconstruction errors of the humerus were found slightly higher in our study (4-8 mm vs 8.3-22 mm). However, this difference may be explained by the personalization of the kinematic chain, which in our study was limited to homothetic ratios for each direction of the segment coordinate system. For the scapula specifically, models M_1 and M_2 were also reported to be less prone to reconstruction error than models M_3 and M_4. It is reminded here that the tracking of the scapula during the propulsion was performed through a dynamic tracking with a scapula locator [23]. This technique was used to limit the effect of STA, which can reach up to 80 mm [35]. The use of this scapula locator resulted in marker reconstruction errors in accordance with results obtained with intra-cortical pins for the clavicle, scapula, thorax and skull. Indeed, WAD for the different segment ranged from 2.8 to 12 mm for M_1 and M_2, which are equivalent to [33] (5-14 mm). Hence, the use of this scapula locator allowed focusing on the ability of the kinematics chain to reconstruct the bony motions while limiting bias created by STA.

Hence, if M_3 and M_4 were found suitable enough to fit the shoulder kinematics of some subjects, they can be unable to fit the kinematics of some others. On the opposite, M_1 and M_2 allow to adapt to the various shoulder kinematics used to propel a MWC. Looking specifically on M_1, this model exhibited the lowest reconstruction errors. However, some penetrations of the reconstructed scapula in the thorax were observed with this model. The use of an ellipsoid mobilizer such as in model M_2 may prevent from this non-physiological scapula penetration without important losses of accuracy for marker reconstruction. Indeed, reducing the number of DoFs, by defining closed loops did not increase marker reconstruction errors. It may indicate a higher biofidelity of the model M_2 [9].

Joint kinematics

Regarding joint kinematics, this study confirms that joint angles obtained through MKO are affected by the kinematic chain [12,19,34,36], even when studying MWC propulsion. Indeed, non-negligible differences can be observed in all DoF between models. However, M_1 and M_2 provided joint angles with similar patterns for most of the DoF even if curves were shifted, Figure 3. These offsets can be explained by the constraints imposed in M_2 (a closed-loop between the thorax, the clavicle and the scapula), which limited the compensation of inappropriate bodies lengths trough the different joints. In particular, the scaling of the clavicle length was already shown as crucial for the shoulder kinematics obtained with MKO [37]. Effort on ellipsoid parameters identification (radii, center and orientation) should also be made for more reliable shoulder kinematics [38]. Hence, subject-specific approaches should be considered for this purpose.

In terms of joint angles magnitudes during the propulsion cycle, models M_1 and M_2 provide comparable results for GHJ and thoraco-humeral angles but differences can be noted in ACJ

mediolateral rotation. Low correlations were also obtained for STJ postero-anterior tilt and SCJ angles between these models. Model M_3 did not display similar kinematics with respect to M_1 and M_2 for STJ protraction-retraction and ACJ angles. In this model, the protraction-retraction of the scapula was obtained from the humerus elevation through coupled coordinates. Because of the low humerus elevation during MWC propulsion, this model is unable to provide such scapula motion. Hence, even if extensively used in the MWC literature [39–41], model M_3 appeared less suitable compared to M_2 to study shoulder kinematics during MWC propulsion.

Musculotendon lengths

Some studies already reported the drastic effect of joint kinematic variations on computed muscles and joint contact forces [22,33]. Indeed, when computing muscle activations and forces, changes in kinematic parameters play a crucial role because they directly impact musculotendon lengths, shortening/lenghtening velocities and moment arms. To the knowledge of the authors, no study reported the effect of the kinematic chain definition on musculotendon lengths in the specific case of MWC propulsion. Even if models M_1 and M_2 provided the closest results in terms of markers reconstruction and joint kinematics, differences in musculotendon lengths were found for middle deltoid, pectoralis clavicular, pectoralis sternal, lumbar and iliac latissimus dorsi. Interestingly, M_3 resulted in opposite evolution for three subjects with respect to other models for deltoid middle and latissimus dorsi. Hence, this study showed the impact of the kinematic chain on musculotendon parameters such as length and shortening/lengthening velocity, which would impact the computed muscle activation determined in musculoskeletal simulation due to the force/length and force/velocity relationships.

Study limitations

Some limitations can however be considered in this study. In particular, due to the absence of gold standard, it is not possible to strictly conclude on the most suitable model for the determination of bone and joint kinematics. Consequently, the marker reconstruction errors were considered as the criterion for accuracy in bone and joint kinematics with the underlying assumption was that a better kinematic chain would result in smaller marker reconstruction errors. However, considering the level of marker reconstruction errors provided by models M_3 and M_4, these models can be assumed less suitable than models M_1 and M_2 to describe the shoulder motion during MWC propulsion. For the same reason, no reference was provided for musculotendon lengths and shortening/lengthening velocities. However, this does not challenge the conclusion of this study on the impact of the kinematic chain on musculotendon parameters.

CONCLUSION

This study aimed at investigating the effect of four shoulder kinematic chains used to study MWC propulsion on marker reconstruction errors, joint kinematics and musculotendon lengths. These models relied on (1) an open-loop thorax $\rightarrow$ clavicle $\rightarrow$ scapula $\rightarrow$ humerus; (2) a closed-loop with a contact ellipsoid between the scapula and the thorax; (3) an open-loop with coupled orientations for clavicle, scapula and humerus; and (4) an open-loop with a single ball joint between the humerus and the thorax. Results showed the non-negligible effect of the shoulder kinematic chain, rejecting the hypothesis of equivalence of these models, on all the studied variables. In particular, modeling the shoulder complex only by the glenohumeral joint appeared less suitable than others models allowing movement of the scapula with respect to the thorax. Coupled coordinates from regression equations to assess the orientations of the scapula and the

clavicle[14,15], did not appear to be the most convenient model to compute shoulder kinematics in the study of MWC propulsion. The use of a contact ellipsoid to describe the contact between the scapula and the thorax was found more appropriate since it avoided joint dislocations and body penetrations. However, the personalization of kinematic chains remains to be enhanced, with medical imaging or optimization methods [42,43] to scale the clavicle length [37], and ellipsoid parameters (center, radii and orientations) [38].

ACKNOWLEDGMENT

The authors hereby affirm that the study does not raise any conflict of interest.

FUNDING

This study has been self-funded by the Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (Institution Nationale des Invalides), Créteil, France.

NOMENCLATURE

ACJ	acromioclavicular joint
DoF	degree of freedom
GHJ	glenohumeral joint
MKO	multibody kinematic optimization
MWC	manual wheelchair
RMSE	root mean square error
SCJ	sternoclavicular joint
STA	soft tissue artefact
STJ	scapulothoracic joint
THJ	thoraco-humeral joint
WAD	weighted average distance

REFERENCES

[1] Boninger, M. L., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., and Souza, A. L., 2003, "Shoulder Magnetic Resonance Imaging Abnormalities, Wheelchair Propulsion, and Gender1," Arch. Phys. Med. Rehabil., **84**(11), pp. 1615–1620.

[2] Mercer, J. L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., and Cooper, R., 2006, "Shoulder Joint Kinetics and Pathology in Manual Wheelchair Users," Clin. Biomech., **21**(8), pp. 781–789.

[3] Curtis, K. A., Drysdale, G. A., Lanza, R. D., Kolber, M., Vitolo, R. S., and West, R., 1999, "Shoulder Pain in Wheelchair Users with Tetraplegia and Paraplegia," Arch. Phys. Med. Rehabil., **80**(4), pp. 453–457.

[4] Finley, M. A., and Rodgers, M. M., 2004, "Prevalence and Identification of Shoulder Pathology in Athletic and Nonathletic Wheelchair Users with Shoulder Pain: A Pilot Study," J. Rehabil. Res. Dev., **41**(3B), pp. 395–402.

[5] Heyward, O. W., Vegter, R. J. K., Groot, S. de, and Woude, L. H. V. van der, 2017, "Shoulder Complaints in Wheelchair Athletes: A Systematic Review," PLOS ONE, **12**(11), p. e0188410.

[6] Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K., and Kirsch, R. F., 2008, "A Musculoskeletal Model of the Upper Extremity for Use in the Development of Neuroprosthetic Systems," J. Biomech., **41**(8), pp. 1714–1721.

[7] Odle, B., Reinbolt, J., Forrest, G., and Dyson-Hudson, T., 2018, "Construction and Evaluation of a Model for Wheelchair Propulsion in an Individual with Tetraplegia," Med. Biol. Eng. Comput.

[8] van Drongelen, S., van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., and Veeger, D. H., 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," Arch. Phys. Med. Rehabil., **86**(7), pp. 1434–1440.

[9] Begon, M., Andersen, M. S., and Dumas, R., 2018, "Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review," J. Biomech. Eng., **140**(3), p. 030801.

[10] Lu, T.-W., and O'Connor, J. J., 1998, "Bone Position Estimation from Skin Marker Co-Ordinates Using Global Optimisation with Joint Constraints," J. Biomech., **32**(2), pp. 129–134.

[11] Chèze, L., Fregly, B. J., and Dimnet, J., 1995, "A Solidification Procedure to Facilitate Kinematics Analyses Based on Video System Data," J. Biomech., **28**(7), pp. 879–884.

[12] Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., and Chèze, L., 2017, "Effect of Various Upper Limb Multibody Models on Soft Tissue Artefact Correction: A Case Study," J. Biomech., **62**, pp. 102–109.

[13] Šenk, M., and Chèze, L., 2010, "A New Method for Motion Capture of the Scapula Using an Optoelectronic Tracking Device: A Feasibility Study," Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., **13**(3), pp. 397–401.

[14] Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M., and Delp, S. L., 2005, "A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control," Ann. Biomed. Eng., **33**(6), pp. 829–840.

[15] Saul, K. R., Hu, X., Goehler, C. M., Vidt, M. E., Daly, M., Velisar, A., and Murray, W. M., 2015, "Benchmarking of Dynamic Simulation Predictions in Two Software Platforms Using an Upper Limb Musculoskeletal Model," Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., **18**(13), pp. 1445–1458.
[16] van der Helm, F. C. T., 1994, "A Finite Element Musculoskeletal Model of the Shoulder Mechanism," J. Biomech., **27**(5), pp. 551–569.
[17] Slowik, J. S., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., and Neptune, R. R., 2016, "The Influence of Wheelchair Propulsion Hand Pattern on Upper Extremity Muscle Power and Stress," J. Biomech., **49**(9), pp. 1554–1561.
[18] de Groot, J. H., and Brand, R., 2001, "A Three-Dimensional Regression Model of the Shoulder Rhythm," Clin. Biomech. Bristol Avon, **16**(9), pp. 735–743.
[19] Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M., and Chèze, L., 2017, "Kinematic Models of the Upper Limb Joints for Multibody Kinematics Optimisation: An Overview," J. Biomech., **62**, pp. 87–94.
[20] Seth, A., Sherman, M., Eastman, P., and Delp, S., 2010, "Minimal Formulation of Joint Motion for Biomechanisms," Nonlinear Dyn., **62**(1), pp. 291–303.
[21] Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., and Delp, S. L., 2016, "A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements," PLOS ONE, **11**(1), p. e0141028.
[22] Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., Buchholz, B., and International Society of Biomechanics, 2005, "ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate Systems of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion--Part II: Shoulder, Elbow, Wrist and Hand," J. Biomech., **38**(5), pp. 981–992.
[23] Shaheen, A. F., Alexander, C. M., and Bull, A. M. J., 2011, "Tracking the Scapula Using the Scapula Locator with and without Feedback from Pressure-Sensors: A Comparative Study," J. Biomech., **44**(8), pp. 1633–1636.
[24] Lempereur, M., Brochard, S., Mao, L., and Rémy-Néris, O., 2012, "Validity and Reliability of Shoulder Kinematics in Typically Developing Children and Children with Hemiplegic Cerebral Palsy," J. Biomech., **45**(11), pp. 2028–2034.
[25] Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., and Thelen, D. G., 2007, "OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," IEEE Trans. Biomed. Eng., **54**(11), pp. 1940–1950.
[26] Vasavada, A. N., Li, S., and Delp, S. L., 1998, "Influence of Muscle Morphometry and Moment Arms on the Moment-Generating Capacity of Human Neck Muscles," Spine, **23**(4), pp. 412–422.
[27] Netter, F., 2011, *Atlas d'anatomie humaine*, Elsevier Masson, Philadelphia.
[28] Söderkvist, I., and Wedin, P. A., 1993, "Determining the Movements of the Skeleton Using Well-Configured Markers," J. Biomech., **26**(12), pp. 1473–1477.
[29] Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., and Zappa, B., 1996, "A Homogeneous Matrix Approach to 3D Kinematics and Dynamics — I. Theory," Mech. Mach. Theory, **31**(5), pp. 573–587.
[30] Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L., and Fay, B. T., 2004, "Scapular Range of Motion in a Quasi-Wheelchair Push," Int. J. Ind. Ergon., **33**(3), pp. 237–248.

[31] Slavens, B. A., Graf, A., Krzak, J., Vogel, L., and Harris, G. F., 2011, "Upper Extremity Wheelchair Kinematics in Children with Spinal Cord Injury," *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 8158–8161.
[32] Bourgain, M., Hybois, S., Thoreux, P., Rouillon, O., Rouch, P., and Sauret, C., 2018, "Effect of Shoulder Model Complexity in Upper-Body Kinematics Analysis of the Golf Swing," J. Biomech., **75**, pp. 154–158.
[33] Blache, Y., and Begon, M., 2018, "Influence of Shoulder Kinematic Estimate on Joint and Muscle Mechanics Predicted by Musculoskeletal Model," IEEE Trans. Biomed. Eng., **65**(4), pp. 715–722.
[34] Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., and Begon, M., 2014, "Refinement of the Upper Limb Joint Kinematics and Dynamics Using a Subject-Specific Closed-Loop Forearm Model," Multibody Syst. Dyn., **33**(4), pp. 413–438.
[35] Matsui, K., Shimada, K., and Andrew, P. D., 2006, "Deviation of Skin Marker from Bone Target during Movement of the Scapula," J. Orthop. Sci., **11**(2), pp. 180–184.
[36] Duprey, S., Cheze, L., and Dumas, R., 2010, "Influence of Joint Constraints on Lower Limb Kinematics Estimation from Skin Markers Using Global Optimization," J. Biomech., **43**(14), pp. 2858–2862.
[37] Habachi, A. E., Duprey, S., Chèze, L., and Dumas, R., 2013, "Global Sensitivity Analysis of the Kinematics Obtained with a Multi-Body Optimisation Using a Parallel Mechanism of the Shoulder," Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., **16**(sup1), pp. 61–62.
[38] Hybois, S., Lombart, A., Puchaud, P., Bascou, J., Lavaste, F., Pillet, H., and Sauret, C., 2017, "Effects of Ellipsoid Parameters on Scapula Motion during Manual Wheelchair Propulsion Based on Multibody Kinematics Optimization. A Preliminary Study," Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., **20**(sup1), pp. 107–108.
[39] Rankin, J. W., Kwarciak, A. M., Mark Richter, W., and Neptune, R. R., 2010, "The Influence of Altering Push Force Effectiveness on Upper Extremity Demand during Wheelchair Propulsion," J. Biomech., **43**(14), pp. 2771–2779.
[40] Morrow, M. M., Rankin, J. W., Neptune, R. R., and Kaufman, K. R., 2014, "A Comparison of Static and Dynamic Optimization Muscle Force Predictions during Wheelchair Propulsion," J. Biomech., **47**(14), pp. 3459–3465.
[41] Slowik, J. S., McNitt-Gray, J. L., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., and Neptune, R. R., 2016, "Compensatory Strategies during Manual Wheelchair Propulsion in Response to Weakness in Individual Muscle Groups: A Simulation Study," Clin. Biomech., **33**, pp. 34–41.
[42] Reinbolt, J. A., Schutte, J. F., Benjamin J.Fregly, Byung II Koh, Raphael T Hafka, Alan D George, and Kim H. Mitchell, 2005, "Determination of Patient-Specific Multi-Joint Kinematic Models through Two-Level Optimization," J. Biomech., **38**(3), pp. 621–626.
[43] Andersen, M. S., Damsgaard, M., and Rasmussen, J., 2009, "Kinematic Analysis of Over-Determinate Biomechanical Systems," Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., **12**(4), pp. 371–384.

Figure Captions List

Fig. 1 Photograph of a trained experimenter maintaining the scapula locator on the scapula while the subject is propelling on the MWC simulator.

Fig. 2 Representation of the musculoskeletal model built in OpenSim for this study. Bone geometries are in white, muscles are in red and ellipsoids are represented in blue. Common muscle sets built for this study is shown.

Fig. 3 Root mean square error during a propulsion cycle averaged over the 7 subjects: M_1 is depicted in blue, M_2 in red, M_3 in yellow and M_4 in purple. Shaded areas represent the standard deviations. (The reader is referred to the web version of this article for interpretation of the references to color in this figure legend)

Fig. 4 Mean and standard deviation of joint angles: M_1 is depicted in blue, M_2 in red, M_3 in yellow and M_4 in purple. Shaded areas represent the standard deviations. (The reader is referred to the web version of this article for interpretation of the references to color in this figure legend)

Fig. 5 Time course of musculotendon lengths of one typical subject for the different models: M_1 is depicted in blue, M_2 in red, M_3 in yellow and M_4 in purple. Shaded areas represent the standard deviations. (The reader is referred to the web version of this article for interpretation of the references to color in this figure legend)

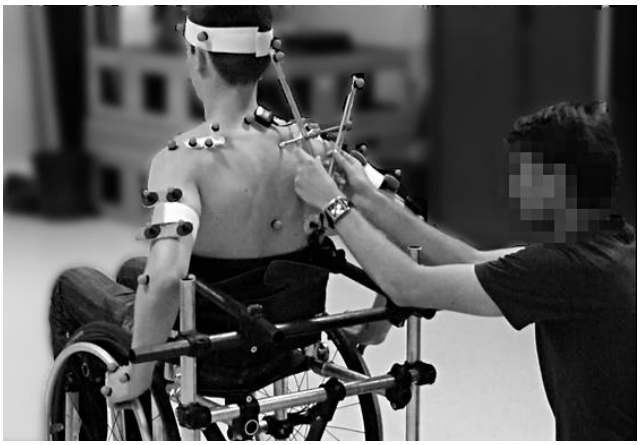


Fig.1

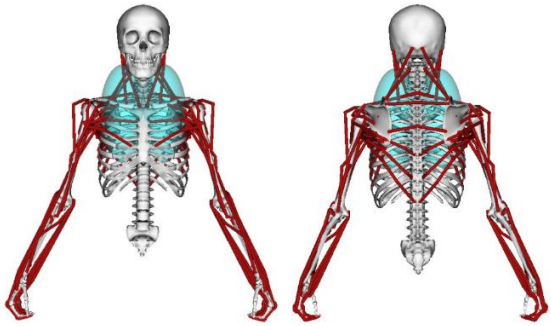


Fig. 2

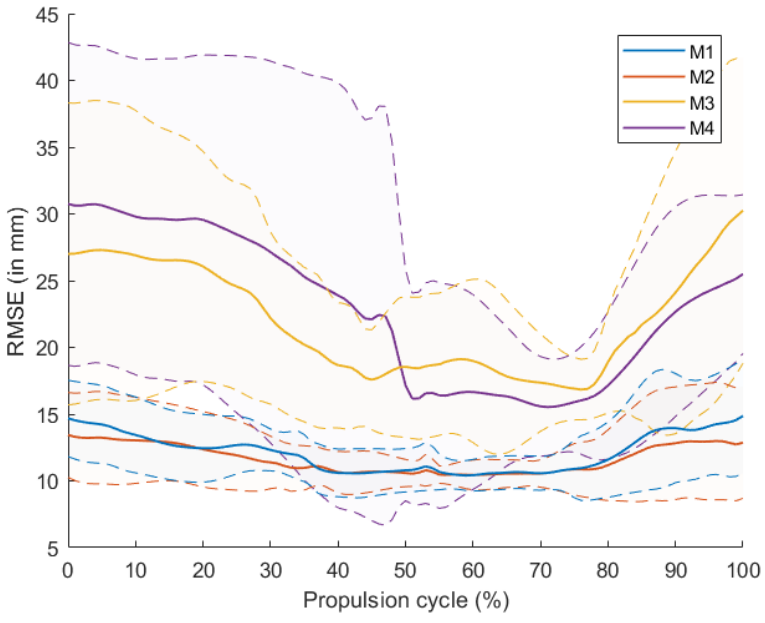


Fig.3

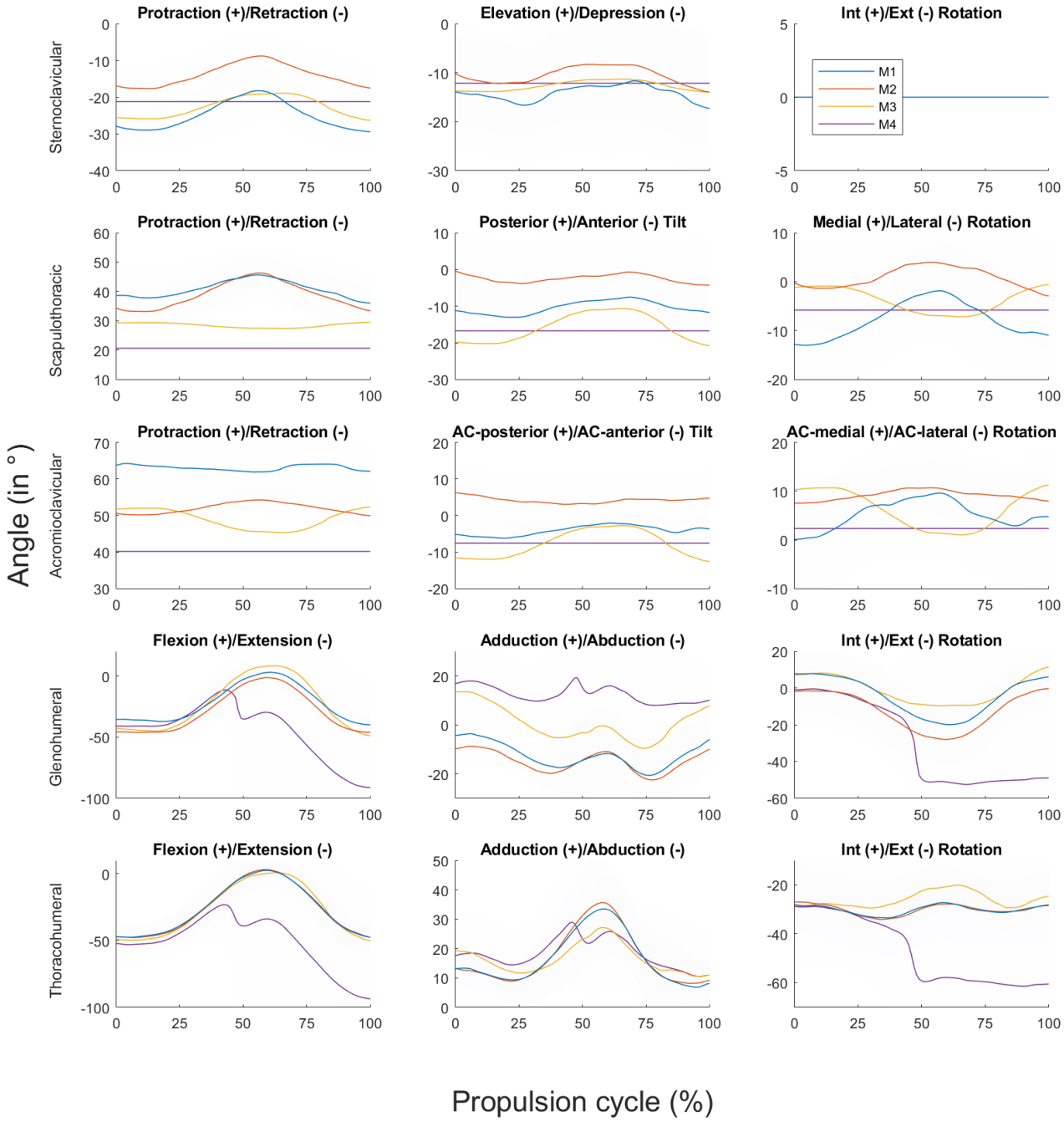

Protraction (+)/Retraction (-)
Elevation (+)/Depression (-)
Int (+)/Ext (-) Rotation
Sternoclavicular
M1
M2
M3
M4
Protraction (+)/Retraction (-)
Posterior (+)/Anterior (-) Tilt
Medial (+)/Lateral (-) Rotation
Scapulothoracic
Protraction (+)/Retraction (-)
AC-posterior (+)/AC-anterior (-) Tilt
AC-medial (+)/AC-lateral (-) Rotation
Acromioclavicular
Angle (in °)
Flexion (+)/Extension (-)
Adduction (+)/Abduction (-)
Int (+)/Ext (-) Rotation
Glenohumeral
Flexion (+)/Extension (-)
Adduction (+)/Abduction (-)
Int (+)/Ext (-) Rotation
Thoracohumeral
Propulsion cycle (%)

Fig.4

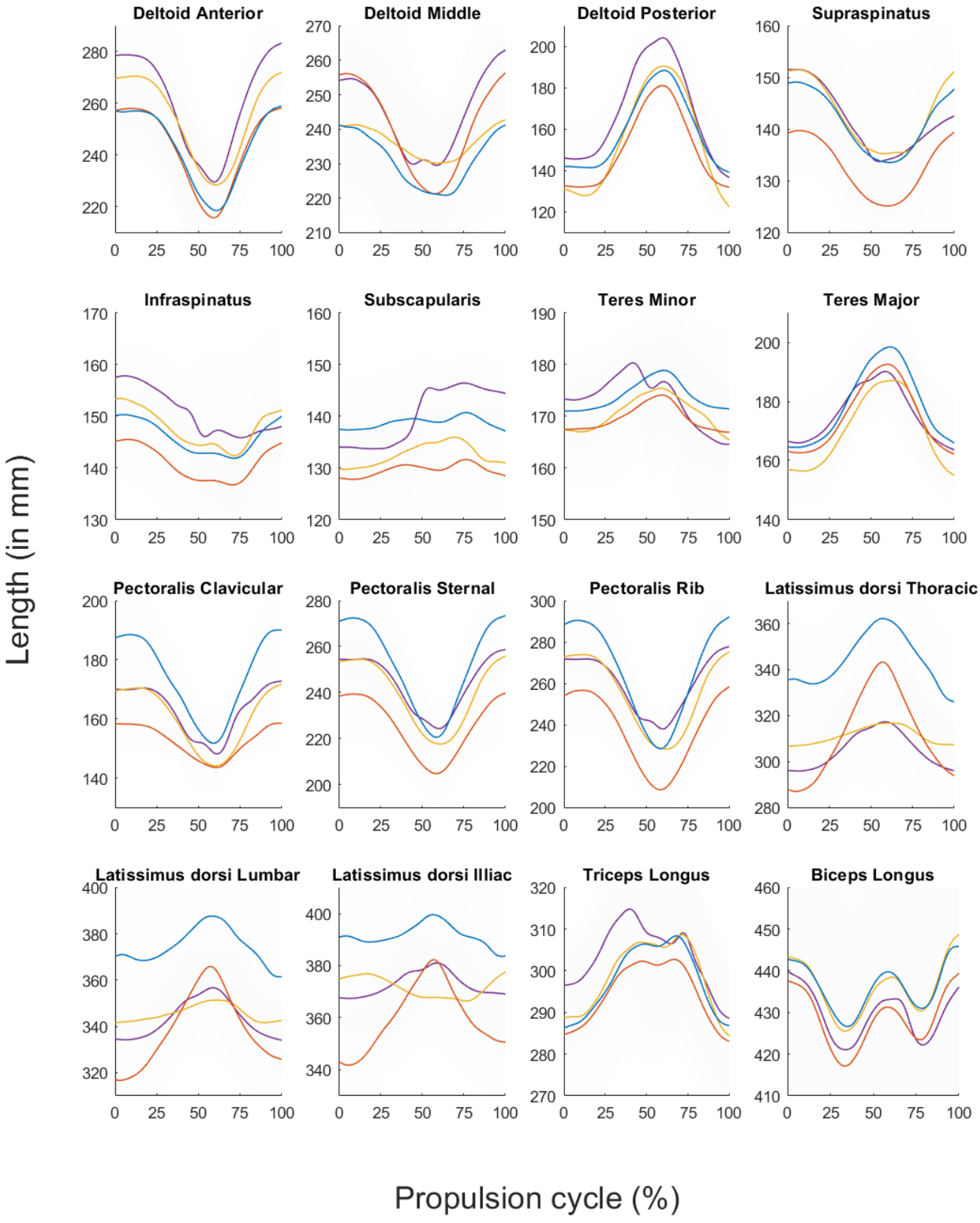

Deltoid Anterior
Deltoid Middle
Deltoid Posterior
Supraspinatus
Infraspinatus
Subscapularis
Teres Minor
Teres Major
Pectoralis Clavicular
Pectoralis Sternal
Pectoralis Rib
Latissimus dorsi Thoracic
Latissimus dorsi Lumbar
Latissimus dorsi Illiac
Triceps Longus
Biceps Longus
Length (in mm)
Propulsion cycle (%)

Fig.5

Table Caption List

Table 1 Degrees of freedom at the shoulder complex for the 4 models used in this study. “No” means no joint is defined in the kinematic chain implying free motion between the concerned bones. “Locked” means the joint is similar to a weld joint, i.e. no motion is allowed between the two bodies. “Constrained” means a point constraint was applied referring to [21]. “Regression” means coupling equations constrained the motion of its degrees of freedom based on [18].

Table 2 Musculotendon set for the 4 models used in this study. Lines of action are extracted from [14] and [26], or placed anatomically [27].

Table 3 Mean Segment weighted average distance (WAD) and range (in millimeters) for all subjects. Superscripts ^{1} and ^{2} indicates the value is significantly different from M_1 and M_2, respectively ($p<0.05$). Note that WAD was calculated with the same weights as M_1 and M_2 for clavicle and scapula with M_3 and M_4 despite they were not considered in the MKO processing.

Table 4 Mean and standard deviation of joint angle magnitudes in degree: sternoclavicular joint (SCJ), scapulothoracic joint (STJ), acromioclavicular joint (ACJ), glenohumeral joint (GHJ), thoraco-humeral joint (THJ). Significant differences between models are reported in the first column and significant difference with respect to M_1 was also reported with *, **, *** indicating respective p-values < 0.05, < 0.005, < 0.001. Spearman’s correlation with M_1 is reported for M_2, M_3 and M_4.

Table 5 Mean and standard deviation of center of rotation movement magnitudes in the global coordinate system (in millimeters). Spearman’s correlation with M_1 is reported for M_2, M_3 and M_4.

Table 6 Mean and standard deviation of musculotendon length magnitudes (in millimeters). Significant differences between models are reported in the first column and significant difference with respect to M_1 was also reported with *, **, *** indicating respective p-values < 0.05, < 0.005, < 0.001. Spearman’s correlation with M_1 is reported for M_2, M_3 and M_4.

Models	Sternoclavicular	Acromioclavicular	Scapulothoracic	Glenohumeral
M_1	2	3	*No*	3
M_2	2	*Constrained*	4	3
M_3	*Regression*	*Regression*	*No*	3
M_4	*Locked*	*Locked*	*No*	3

Table 1

Muscles	Abbreviation	Lines of action	Adapted from
Deltoid	DELT	3	[14]
Supraspinatus	SUPSP	1	[14]
Infraspinatus	INFSP	1	[14]
Subscapularis	SUPSC	1	[14]
Teres Minor	TMIN	1	[14]
Teres Major	TMAJ	1	[14]
Pectoralis Major	PECM	3	[14]
Latissimus Dorsi	LAT	3	[14]
Triceps	TRI	3	[14]
Aconeous	AC	3	[14]
Supinator	SUP	1	[14]
Biceps	BIC	2	[14]
Brachialis	BRA	1	[14]
Brachioradialis	BRD	1	[14]
Extensor carpi radialis	ECR	2	[14]
Extensor carpi ulnaris	ECU	1	[14]
Flexor carpi radialis	FCR	1	[14]
Flexor carpi ulnaris	FCU	1	[14]
Pronator Teres	PT	1	[14]
Palmaris Longus	PL	1	[14]
Pronator Quadratus	PQ	1	[14]
Flexor digitorum superficialis	FDS	2	[14]
Extensor digitorum communis	EDC	3	[14]
Sternocleidomastoid	SM	3	[26]
Trapezius	TP	2	[26]
Levator scapulae	LS	1	[26]
Rhomboids	RH	2	[27]
Serratus anterior	SA	12	[27]

Table 2

Models	Skull	Thorax	Clavicle	Scapula	Humerus
M_1	5.5 [3.0-6.7]	7.0 [4.9-8.5]	7.5 [4.4-10]	10 [7.8-12]	13 [9.6-22]
M_2	4.7 [2.8-7.0]	7.5 [6.6-9.3]	7.6 [3.8-11]	9.3 [6.4-11]	14 [8.3-23]
M_3	8.9 [5.2-13][2]	14 [10-17][1,2]	13 [9.0-17][1,2]	42 [26-60][1,2]	18 [10-25][1]
M_4	10 [6.4-15][1,2]	11 [7.8-15][1,2]	11 [7.2-14][1,2]	32 [18-40][1,2]	29 [11-54][1,2]

Table 3

		M_1	**M_2**		**M_3**		**M_4**	
	Joint Coordinates	Magnitude mean ± sd (in °)	Magnitude mean ± sd (in °)	Correlation with M_1	Magnitude mean ± sd (in °)	Correlation with M_1	Magnitude mean ± sd (in °)	Correlation with M_1
SCJ	Protraction (+)/Retraction (-) **	13.1 ± 2.0	10.6 ± 1.8	0.93 ± 0.04	8.8 ± 2.5	0.85 ± 0.10	0.0 ± 0.0***	0.01 ± 0.08
	Elevation (+)/Depression (-) ***	8.2 ± 2.0	7.4 ± 2.0	0.83 ± 0.11	3.2 ± 0.9*	0.72 ± 0.24	0.0 ± 0.0***	0.00 ± 0.10
STJ	Protraction (+)/Retraction (-) ***	11.3 ± 1.4	15.5 ± 1.9	0.95 ± 0.01	2.5 ± 0.8	-0.84 ± 0.09	0.0 ± 0.0**	-0.01 ± 0.07
	Posterior (+)/Anterior (-) Tilt **	8.0 ± 2.8	7.7 ± 2.0	0.73 ± 0.32	12.2 ± 3.5	0.68 ± 0.37	0.0 ± 0.0*	0.03 ± 0.08
	Medial (+)/Lateral (-) Rotation ***	12.9 ± 3.1	8.5 ± 3.2	0.84 ± 0.25	8.0 ± 2.2	-0.83 ± 0.17	0.0 ± 0.0***	-0.02 ± 0.03
ACJ	Protraction (+)/Retraction (-) ***	5.7 ± 1.7	5.0 ± 1.9	-0.30 ± 0.55	8.4 ± 2.5	0.27 ± 0.55	0.0 ± 0.0*	0.02 ± 0.09
	Posterior (+)/Anterior (-) Tilt **	6.8 ± 2.5	5.4 ± 1.9	0.26 ± 0.63	11.8 ± 3.4	0.56 ± 0.46	0.0 ± 0.0*	-0.01 ± 0.05
	Medial (+)/Lateral (-) Rotation ***	11.3 ± 2.2	4.7 ± 2.1*	0.68 ± 0.37	12.3 ± 3.4	-0.57 ± 0.39	0.0 ± 0.0***	-0.04 ± 0.10
GHJ	Flexion (+)/Extension (-) ***	44.6 ± 7.1	47.7 ± 8.2	0.97 ± 0.03	60.5 ± 2.7**	0.97 ± 0.01	103.2 ± 70.5***	0.73 ± 0.41
	Adduction (+)/Abduction (-)	24.7 ± 6.9	24.8 ± 7.1	0.88 ± 0.17	30.1 ± 10.5	0.87 ± 0.11	31.0 ± 16.5	0.48 ± 0.56
	Int (+)/Ext (-) Rotation	28.8 ± 8.4	28.7 ± 8.3	0.97 ± 0.02	22.6 ± 3.9	0.93 ± 0.03	60.4 ± 76.9	0.66 ± 0.26
THJ	Flexion (+)/Extension (-)**	53.3 ± 6.5	54.6 ± 6.5	0.99 ± 0.00	54.8 ± 4.4	0.97 ± 0.03	94.4 ± 56.5***	0.72 ± 0.48
	Adduction (+)/Abduction (-)	30.9 ± 12.1	33.2 ± 11.1	0.96 ± 0.02	27.2 ± 11.1	0.78 ± 0.28	34.6 ± 12.4	0.74 ± 0.43
	Int (+)/Ext (-) Rotation	12.5 ± 4.4	11.7 ± 4.7	0.87 ± 0.07	15.0 ± 4.9	0.52 ± 0.45	42.3 ± 50.6	0.67 ± 0.32

Table 4

	M_1	M_2		M_3		M_4	
Center of rotation	Magnitude mean ± sd (in mm)	Magnitude mean ± sd (in mm)	Correlation with M_1	Magnitude mean ± sd (in mm)	Correlation with M_1	Magnitude mean ± sd (in mm)	Correlation with M_1
SCJ	8.9 ± 5.8	9.4 ± 5.2	0.78 ± 0.18	10.5 ± 3.8	0.29 ± 0.46	14.0 ± 6.3	0.04 ± 0.34
ACJ	24.5 ± 5.9	22.2 ± 7.3	0.92 ± 0.05	21.9 ± 6.1	0.87 ± 0.09	18.4 ± 8.1	0.58 ± 0.41
GHJ	30.2 ± 7.1	27.4 ± 8.9	0.95 ± 0.04	23.2 ± 7.0	0.91 ± 0.07	19.4 ± 8.7	0.54 ± 0.45

Table 5

	M_1	M_2		M_3		M_4	
Muscle line of action	Magnitude mean ± sd (in mm)	Magnitude mean ± sd (in mm)	Correlation with M_1	Magnitude mean ± sd (in mm)	Correlation with M_1	Magnitude mean ± sd (in mm)	Correlation with M_1
Deltoid Anterior**	41.8 ± 5.5	44.1 ± 6.8	0.97 ± 0.02	45.0 ± 6.4	0.97 ± 0.02	60.1 ± 6.8***	0.91 ± 0.11
Deltoid Middle***	22.5 ± 7.4	37.5 ± 6.1**	0.95 ± 0.03	18.0 ± 4.9	0.63 ± 0.54	41.2 ± 13.9*	0.79 ± 0.29
Deltoid Posterior***	51.0 ± 5.8	51.6 ± 7.9	0.98 ± 0.02	70.4 ± 7.5**	0.98 ± 0.01	78.7 ± 23.0***	0.92 ± 0.09
Supraspinatus	16.1 ± 3.1	15.4 ± 2.6	0.99 ± 0.01	18.1 ± 2.7	0.97 ± 0.02	18.4 ± 11.5	0.93 ± 0.10
Infraspinatus	10.4 ± 3.3	10.7 ± 2.8	0.98 ± 0.02	13.2 ± 3.9	0.96 ± 0.03	15.5 ± 12.3	0.65 ± 0.35
Subscapularis*	5.8 ± 2.0	6.3 ± 2.1	0.85 ± 0.21	8.0 ± 2.8*	0.58 ± 0.37	15.4 ± 14.0**	0.30 ± 0.54
Teres Minor**	8.6 ± 3.2	7.9 ± 2.9	0.90 ± 0.08	10.5 ± 2.4	0.85 ± 0.14	19.5 ± 15.4*	0.63 ± 0.44
Teres Major	34.6 ± 6.4	31.4 ± 9.2	0.98 ± 0.02	33.3 ± 6.4	0.95 ± 0.02	31.6 ± 8.3	0.82 ± 0.27
Pectoralis Clavicular**	43.3 ± 15.1	19.8 ± 10.0***	0.83 ± 0.19	30.7 ± 4.2	0.88 ± 0.18	34.5 ± 8.7	0.86 ± 0.17
Pectoralis Sternal*	57.6 ± 15.9	38.7 ± 12.6*	0.98 ± 0.02	41.9 ± 4.1	0.96 ± 0.04	40.6 ± 3.6**	0.95 ± 0.06
Pectoralis Rib*	69.8 ± 16.0	55.3 ± 13.0	0.99 ± 0.00	51.6 ± 6.5*	0.97 ± 0.02	48.0 ± 4.8**	0.93 ± 0.11
Latissimus dorsi Thoracic***	41.0 ± 12.0	59.8 ± 14.8	0.90 ± 0.08	16.0 ± 4.6**	0.49 ± 0.58	24.9 ± 6.5	0.84 ± 0.13
Latissimus dorsi Lumbar***	32.7 ± 14.3	51.4 ± 18.5	0.73 ± 0.33	18.7 ± 5.0*	0.43 ± 0.57	26.7 ± 6.9	0.67 ± 0.33
Latissimus dorsi Illiac	28.1 ± 14.4	42.9 ± 20.6	0.41 ± 0.49	23.7 ± 14.1	0.16 ± 0.59	18.2 ± 6.0	0.28 ± 0.56
Triceps Longus	25.2 ± 9.6	22.9 ± 11.5	0.96 ± 0.03	27.0 ± 11.7	0.90 ± 0.08	43.3 ± 41.8	0.66 ± 0.34
Biceps Longus	24.5 ± 9.6	25.8 ± 10.0	0.96 ± 0.03	26.1 ± 10.1	0.92 ± 0.10	29.2 ± 10.3	0.87 ± 0.18

Table 6

1.4 Journal of Biomechanics, avril 2018

,

Journal of Biomechanics 75 (2018) 154–158

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Short communication

Effect of shoulder model complexity in upper-body kinematics analysis of the golf swing

M. Bourgain [a,*], S. Hybois [a], P. Thoreux [b], O. Rouillon [c], P. Rouch [a], C. Sauret [a]

[a] Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France
[b] Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France
[c] Fédération Française de Golf, 68 rue Anatole France, 92309 Levallois Perret, France

ARTICLE INFO

Article history:
Accepted 14 April 2018

Keywords:
Multibody kinematics optimization
Kinematics
Shoulder
Golf
Sport biomechanics
Modelling

ABSTRACT

The golf swing is a complex full body movement during which the spine and shoulders are highly involved. In order to determine shoulder kinematics during this movement, multibody kinematics optimization (MKO) can be recommended to limit the effect of the soft tissue artifact and to avoid joint dislocations or bone penetration in reconstructed kinematics. Classically, in golf biomechanics research, the shoulder is represented by a 3 degrees-of-freedom model representing the glenohumeral joint. More complex and physiological models are already provided in the scientific literature. Particularly, the model used in this study was a full body model and also described motions of clavicles and scapulae. This study aimed at quantifying the effect of utilizing a more complex and physiological shoulder model when studying the golf swing. Results obtained on 20 golfers showed that a more complex and physiologically-accurate model can more efficiently track experimental markers, which resulted in differences in joint kinematics. Hence, the model with 3 degrees-of-freedom between the humerus and the thorax may be inadequate when combined with MKO and a more physiological model would be beneficial. Finally, results would also be improved through a subject-specific approach for the determination of the segment lengths.

© 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

The golf swing is a complex movement involving the whole body. If low back pain is the most common injury among golf players (Cole and Grimshaw, 2014; Gluck et al., 2008; McHardy and Pollard, 2005) and represents up to 34% of all injuries linked to the golf swing, shoulder injuries represent up to 18% (McHardy et al., 2006; Perron et al., 2016). From a performance point of view, one of the key-parameters is the X-factor (Joyce et al., 2010; Kwon et al., 2013; Myers et al., 2008) that represents the global dissociation angle between shoulders and pelvic girdle. The relative movement between shoulders and thorax is often assumed to be negligible (Healy et al., 2011). However, in an exploratory study based on medical images, the role of the whole shoulder complex was highlighted in a static position, which was close to top of backswing position. In this study, the axial rotation between shoulders (line between the two acromions) and thorax were found to contribute to more than 40% of the one between shoulder and pelvis (Bourgain et al., 2016). Since the relative contribution of the spine and the shoulders vary between subjects, it could result in excessive participation of shoulder joints and/or spine joints, and could be decisive in the occurrence of low back pain and shoulder injuries. Hence, a biomechanical analysis of the golf swing can be beneficial for the understanding of the etiology of these injuries and the development of prevention procedures.

Quantifying the kinematics during a golf swing is necessary for any biomechanical analysis. However, spine and shoulder motions are difficult to record. Generally, in golf biomechanics, the shoulder is reduced to the glenohumeral joint (GHJ) (Egret et al., 2004, 2003; Nesbit, 2005) which kinematics were obtained from the orientation of the humerus with respect to the thorax. However, the shoulder is a more complex structure that involves several joints working in a closed-loop kinematic chain, i.e. the sternoclavicular joint (SCJ) between the sternum and the clavicle; the acromioclavicular joint (ACJ) between the clavicle and the scapula; the scapulothoracic joint (STJ) between the scapula and the thorax, and the GHJ between the humerus and the scapula. In addition, motions of all these bones are difficult to record without invasive or irradiant procedures (Dal Maso et al., 2014; Matsui et al., 2006; McClure

* Corresponding author.
E-mail address: maxime.bourgain@ensam.eu (M. Bourgain).

https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.025
0021-9290/© 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.

et al., 2001) and there is a lack of knowledge about soft tissue artifact (STA) occurring in this region (Blache et al., 2017). As multibody kinematic optimization (MKO) takes into account joint degrees of freedom (DoF) for computing joint kinematics by minimizing the distance between experimental and simulated markers attached to segments, some authors recommend to use it for limiting the effect of STA (Lu and O'Connor, 1999; Seth et al., 2016; Blache et al., 2017; Duprey et al., 2017; Naaim et al., 2015). However, the accuracy of this technique fully relies on the kinematic chain model used to represent the subject and some authors measured an increase of the error with the use of MKO technique (Andersen et al., 2010).

Many shoulder models are related in the literature (Duprey et al., 2017). Globally, two main categories can be distinguished: models only considering GHJ with the scapula fixed in the thorax frame, versus models allowing the scapula to glide over an ellipsoid representing the thorax, generally with a constraint due to the clavicle length. While the second category obviously appears more physiologic, the scaling of these models to individuals is not trivial (Prinold and Bull, 2014; Habachi et al., 2015; Duprey et al., 2017; Naaim et al., 2017) and may result in inaccurate kinematics. In addition, the effect of the model complexity would be either crucial or negligible depending on the studied movement. Until now, no study has quantified the influence of a complex but more physiological shoulder model for the calculation of upper-body kinematics during the golf swing.

In order to fill this lack of knowledge, the aim of this study was to quantify the effect of utilizing a more complex shoulder model for studying kinematics during the golf swing through MKO.

2. Material and methods

2.1. Experiments

20 golfers were volunteers to participate in this study (Table 1). They were previously informed about the protocol and signed a written informed consent form prior to the beginning of the experiments. The protocol was approved by an independent ethics committee (2015-A01760-49, Ile de France X).

Participants were equipped with 65 reflective markers allowing a full-body analysis (Fig. 1 and supplementary material), in an indoor motion analysis laboratory. Each participant performed his personal warm-up routine including swings to get used to the experimental setup, followed by a static acquisition in a reference anatomical position. Then, volunteers performed a series of 10 measured swings with their personal driver. Markers trajectories were tracked by a 12-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, Oxford metrics, UK; 200 Hz). The swing performance was obtained through a golf launch monitor (TrackMan 3, Trackman, USA) and the swing exhibiting the maximal club head velocity at the impact was selected for analysis.

Table 1
Subjects characteristics. Golf handicap is an international parameter for skill measurement. Professional golfers don't have one.

	Mean	SD	Minimum	Maximum
Golf handicap (n = 13)	13.5	5.1	4.5	20
Age (years) (n = 20)	44.6	17.3	22	70
Mass (kg) (n = 20)	79.9	10.4	63	105
Height (m) (n = 20)	1.82	0.08	1.67	1.95
Professional golfers		6		
Golf teacher		1		
Amateurs golfers		13		
Gender		Male: 19		Female: 1
Right handed		20		
Left handed		0		

2.2. Data processing and multibody model

Data were processed through a MKO technique implemented in OpenSim3.3 software (Delp et al., 2007). For that purpose, a full-body model was created based on the model of Raabe (Raabe and Chaudhari, 2016) where the shoulders were modified by the STJ model of Seth (Seth et al., 2016). For the shoulder, it resulted in 2 rotational DoF for SCJ, 3 rotational DoF for ACJ (through a point constraint between the clavicle and the acromion), 3 rotational DoF for GHJ, and a contact ellipsoid for the STJ. All the DoF were unclamped to avoid the effect of joint magnitude limitation. Thus, the generic fullbody model has 25 segments with 54 generalized coordinates with 2 constrains for ellipsoid joints between scapula and thorax. Besides, DoF of the lumbar spine were coupled to take into account movements between vertebrae. The generic model was then scaled (segments and contact points) to each participant based on the static acquisition. This scaled model (MP) was then used to create a second model with a simplified kinematic chain for the shoulder (MS). It was obtained by locking both the sternoclavicular and the scapulothoracic joints in the neutral position obtained in the static acquisition. Hence, MS resulted in a shoulder model reduced to the GHJ with 3 rotational DoF and with the scapula fixed in the thorax frame (see Fig. 2). All trials were processed using both models with the same computational conditions (given in the supplementary material) using the inverse kinematics tool implemented in Opensim software (see Fig. 3.).

2.3. Data analysis

For both models, distances between measured and reconstructed markers during the whole swing duration were expressed individually by the root mean square distance (RMSD). To allow analysis by segment, a weighted average distance (WAD, Eq. 1) was calculated with all the markers belonging to the same segment. The effect of considering a more physiological model of the shoulder was investigated by the difference between results obtained using MS minus results obtained using MP. Hence lower RMSD or WAD for the MP resulted in positive value.

$$WAD_{segment} = \frac{1}{\sum_{i=1:N_{Mseg}} w_i} \cdot \sum_{i=1:N_{Mseg}} RMSD(i) \cdot w_i \quad (1)$$

With: w_i weight of the marker i (Supplementary material), N_{Mseg} the number of markers attached to the segment and RMSD(i) the RMSD of the marker i.

Then, occurrence of gimbal locks (GL) were identified visually by an experienced investigator and counted. Finally joint kinematics data with GL were removed before computing angle RMSD.

3. Results

For the 20 subjects, 6 markers exhibited a positive evolution of RMSD, of at least 10 mm, from MS to MP (the three markers of the right scapula cluster, the left lateral epicondyle, the left costal technical marker and the right acromion) but 2 markers had a negative evolution between the 2 models of at least 10 mm (two markers of the left scapula cluster). Lower limbs markers were slightly influenced with a variation of about 1 mm.

5 subjects were noted with 11 occurrences of GL or inconsistent results, with MP. With MS, 9 subjects were noted for 33 occurrences. No kinematics results were improved with MS. Those occurrences were mainly located on left axial rotation (8 occurrences) and left pronosupination (6 occurrences).

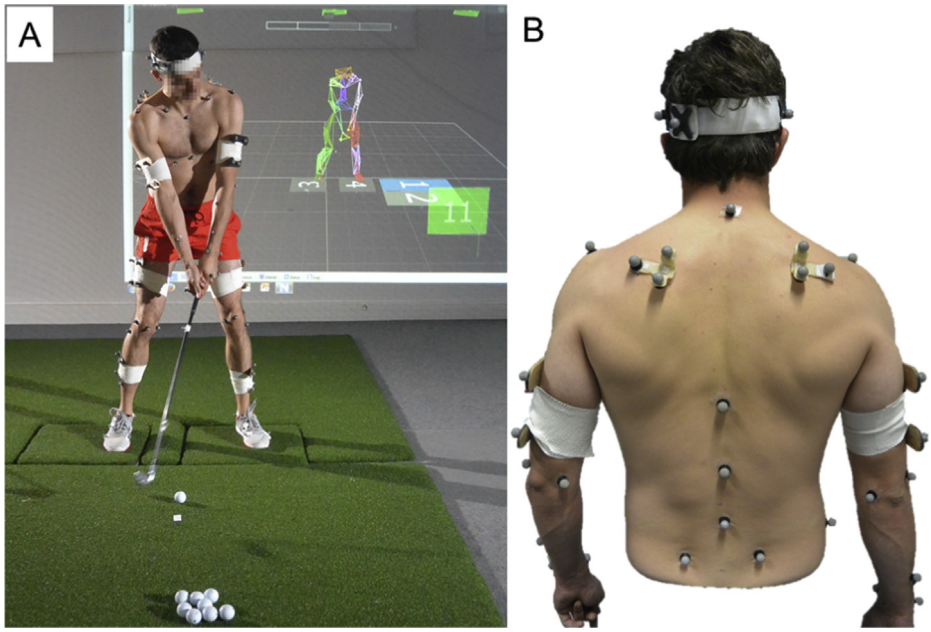


Fig. 1. A: photograph of a subject equipped with the markers during an experiment (here with a 6-iron club). B: photograph of the back of a subject equipped with markers.

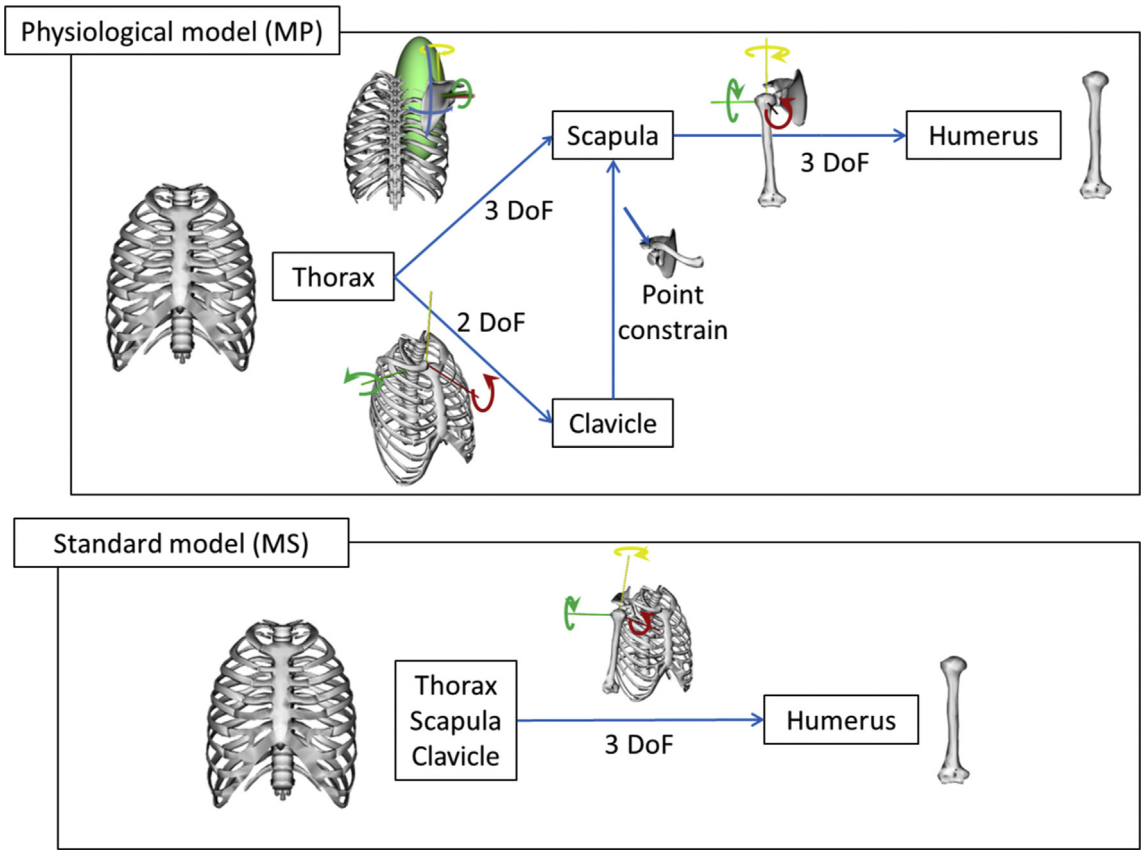


Fig. 2. Detailed DoF modelling of the physiological model (MP) and the standard model (MS).

After exclusion of subjects with GL and inconsistent results, segments WAD evolution (see Table 2) was small for lower limbs and thorax (from −0.2 mm for thorax to +0.4 mm for pelvis). For shoulders and upper limbs segments, only the right scapula (−5.1 mm evolution) and left full shoulder (−2.6 mm evolution) had a negative WAD. All other segments have a positive WAD evolution from +0.1 mm (left clavicle) to +13.7 mm (right scapula).

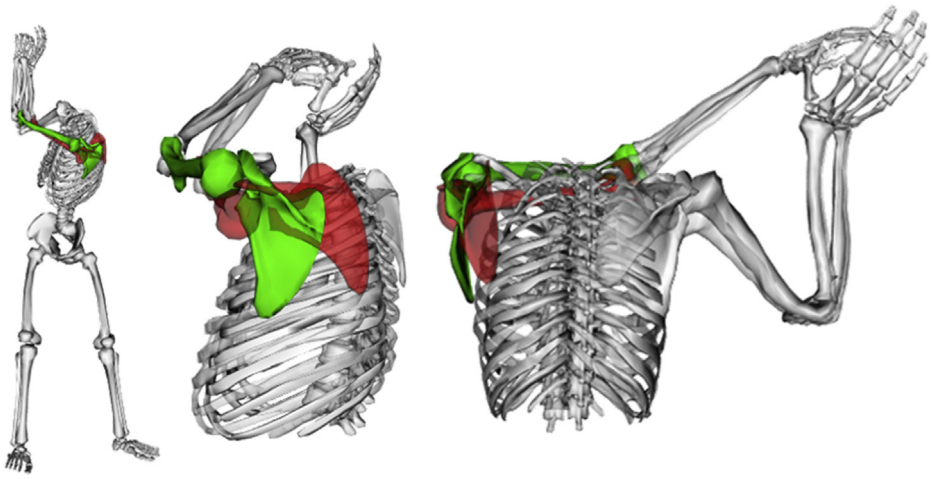


Fig. 3. Visualization from front and lateral views of the left scapula and humerus of a subject obtained using MP (green) and MS (red). Reader should refer to the online version of the paper for color visualization. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

Table 2
Mean values, standard deviations, minimums and maximums of differences in segment WAD (in mm). R/L for Right/Left side, respectively. Positive values mean MP simulated markers are closer to experimental markers than MS.

	Mean	SD	Min	Max
Thorax	0	5	−10	9
Pelvis	0	1	−2	2
Shoulder L	−3	4	−10	6
Shoulder R	8	4	0	16
Arm R	6	4	1	15
Arm L	3	6	−9	11
Forearm R	2	2	−4	5
Forearm L	6	5	0	19
Hand R	2	2	0	6
Hand L	4	4	0	15
Clavicle R	3	2	0	6
Clavible L	0	3	−8	4
Scapula L	14	9	−1	32
Scapula R	−5	8	−18	14
Overall	2	5	−18	32

As a consequence, joint kinematics were affected (Table 3). On average the RMSD of the lower limbs were slightly affected (1.1°, SD: 1.3°; range: 0.1° to 8.9°). The trunk DoF were more influenced with an average RMSD of 12.5° (SD: 8.2°) and ranging from 2.9 to 34.5°. Upper limbs were the more influenced with a RMSD of 10.4° (SD: 11.5°) and ranging from 0.5° to 54.2°.

4. Discussion

As expected, the markers which are the closest to the shoulders were the most affected by the change in shoulder kinematic chain. The differences between right and left upper limbs can be explained by the higher mobility of the left scapula (in particular at the end of the backswing), which then benefited more from the additional mobility allowed by MP. Clavicles appeared less, but positively, improved by the use of MP. This can be explained by both the reliability and the total weight (for MKO) attributed to the markers fixed on these segments. Even if the single clavicle marker was fixed on the middle part of the clavicle, which was showed to be less impacted by STA, this one remained high (Blache et al., 2017). In addition, because markers weights were attributed according to marker position reliability, several segments, such as scapulae and clavicles, were less weighted than the others (such as thorax for example). As translation and some rotations (assumed to be non-physiological) were not allowed between segments in both models, errors induced by a poor definition of shoulders may spread to more distal segments such as hands. As a result, markers of the hands were slightly but positively affected by the use of the MP.

Table 3
Mean values, standard deviations, minimums and maximums of angle RMSD (in degrees) between both models. R/L for Right/Left side, respectively.

DoF	Mean	SD	Min	Max
R clavicle protraction	16.0	4.9	9.1	24.7
L clavicle protraction	12.5	6.0	6.6	29.9
R clavile elevation	9.7	3.5	5.4	17.5
L clavicle elevation	11.0	5.5	4.7	21.5
R elbow flexion	4.0	1.6	2.3	7.8
L elbow flexion	4.8	2.5	1.7	9.8
R pronosupination	7.3	6.3	1.5	24.8
L pronosupination	12.0	8.7	2.5	30.9
R wrist flexion	2.9	2.2	1.4	9.7
RLwrist flexion	4.7	2.4	1.4	9.7
R wrist deviation	4.9	4.1	1.7	17.9
L wrist deviation	3.2	2.3	0.5	8.4
R shoulder elevation	17.9	10.8	5.4	40.1
L shoulder elevation	29.2	11.9	9.5	54.2
R shoulder flexion	13.5	7.9	3.1	32.8
L shoulder flexion	12.6	5.4	2.4	20.9
R shoulder rotation	13.2	4.7	5.8	22.3
L shoulder rotation	44.6	14.1	21.0	67.9
R scapula abduction	17.4	6.8	9.5	29.7
L scapula abduction	29.2	11.0	15.3	58.2
R scapula elevation	10.1	4.1	4.0	16.0
L scapula elevation	4.9	1.9	1.9	8.5
R scapula upward rotation	14.7	9.1	3.3	31.2
L scapula upward rotation	18.9	6.2	8.7	29.3
R scapula winging	5.3	2.4	1.8	9.6
L scapula winging	11.0	8.1	5.8	36.5
Spine flexion/extension	8.8	2.9	4.9	15.2
Spine lateral bending	7.1	3.2	2.9	13.3
Spine axial rotation	21.6	7.8	11.0	34.5
Overall	12.9	11.5	0.5	67.9

In essence of the MKO technique, the change in RMSD between reconstructed and experimental markers resulted from a change in the generalized coordinates (i.e. joint angles). Hence, joints kinematics were altered by the change of shoulder model. In particular, as scapulae were fixed to the thorax, a difference of 68° was noted in left humeral axial rotation for one subject. This can be explained by the absence of scapula abduction in MS; and, to a smaller extent, by the locked translation of the glenohumeral joint in MS, requiring a

compensation of humeral axial rotation to bring the hand markers closer to their experimental locations. Even if WAD evolution of thorax and pelvis was zero on average, spine degrees of freedom were influenced by the model choice. Besides, more GL and inconsistent results were reported with MS, conducting to non-physiological values for joint kinematics. However, only one kinematic sequence was taken into account whereas some authors (Senk and Chèze, 2006) proved its choice may have an influence on GL.

Finally, this study demonstrated the decisive effect of the shoulder model to efficiently track the upper-body kinematics during the golf swing based on MKO technique. The advantage of MKO is to provide consistent joint kinematics (avoiding joint dislocations and bones penetrations in reconstructed kinematics) and to limit the effect of STA. However, its efficiency fully relies on the model definition. These models include joint definitions with DoF but also locations of these joints. In the present study, the effect of DoF was investigated but results would also be affected by the location of the joint. Hence particular attention would also be paid to the adaptation of the model to individuals. This personalization procedure is considered by some authors as one of the main challenges for the years to come (Duprey et al., 2017), and in particular the clavicle length (i.e. distance between SCJ and ACJ) which has already been proved to be decisive (Habachi et al., 2015).

Conflict of interest

The authors declare they have no financial or personal relationships with other people or organization that could inappropriately influence their work.

Acknowledgement

This work was partially funded by the French ministry of research through a CDSN grant. Authors would like to thank the French Federation of Golf for their help for recruiting golfers, TrackMan and Titleist for the equipment loan, and the volunteers.

Appendix A. Supplementary data

Supplementary data associated with this article can be found, in the online version, at https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.025.

References

Andersen, M.S., Benoit, D.L., Damsgaard, M., Ramsey, D.K., Rasmussen, J., 2010. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. J. Biomech. 43 (2), 268–273.

Blache, Y., Dumas, R., Lundberg, A., Begon, M., 2017. Main component of soft tissue artifact of the upper-limbs with respect to different functional, daily life and sports movements. J. Biomech. 62, 39–46.

Bourgain, M., Sauret, C., Rouch, P., Thoreux, P., Rouillon, O., 2016. Evaluation of the spine axial rotation capacity of golfers and its distribution. Hum. Kinet.

Cole, M.H., Grimshaw, P.N., 2014. The crunch factor's role in golf-related low back pain. Spine J. 14, 799–807.

Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., Begon, M., 2014. Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. Clin. Biomech. Bristol Avon 29, 1048–1055.

Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans. Biomed. Eng. 54, 1940–1950.

Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M., Chèze, L., 2017. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: an overview. J. Biomech. 62, 87–94.

Egret, C., Dujardin, F., Weber, J., Chollet, D., 2004. 3D Kinematic analysis of the golf swings of expert and experienced golfers. J. Hum. Movement Stud.

Egret, C.I., Vincent, O., Weber, J., Dujardin, F.H., Chollet, D., 2003. Analysis of 3D kinematics concerning three different clubs in golf swing. Int. J. Sports Med. 24, 465–470.

Gluck, G.S., Bendo, J.A., Spivak, J.M., 2008. The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. Spine. J. Off. J. North Am. Spine Soc. 8, 778–788.

Habachi, A.E., Duprey, S., Cheze, L., Dumas, R., 2015. A parallel mechanism of the shoulder—application to multi-body optimisation. Multibody Syst. Dyn. 33, 439–451.

Joyce, C., Burnett, A., Ball, K., 2010. Methodological considerations for the 3D measurement of the X-factor and lower trunk movement in golf. Sports Biomech. 9, 206–221.

Healy, A., Moran, K.A., Dickson, J., Hurley, C., Smeaton, A.F., O'Connor, N.E., Kelly, P., Haahr, M., Chockalingam, N., 2011. Analysis of the 5 iron golf swing when hitting for maximum distance. J. Sports Sci. 29 (10), 1079–1088.

Kwon, Y.-H., Han, K.H., Como, C., Lee, S., Singhal, K., 2013. Validity of the X-factor computation methods and relationship between the X-factor parameters and clubhead velocity in skilled golfers. Sports Biomech. 12, 231–246.

Lu, T.W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. J. Biomech. 32, 129–134.

Matsui, K., Shimada, K., Andrew, P.D., 2006. Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. J. Orthop. Sci. 11, 180–184.

McClure, P.W., Michener, L.A., Sennett, B.J., Karduna, A.R., 2001. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. J. Shoulder Elbow Surg. 10, 269–277.

McHardy, A., Pollard, H., 2005. Lower back pain in golfers: a review of the literature. J. Chiropr. Med. 4, 135–143.

McHardy, A., Pollard, H., Luo, K., 2006. Golf injuries: a review of the literature. Sports Med. Auckl. NZ 36, 171–187.

Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y.-S., Sell, T., Smoliga, J., Jolly, J., 2008. The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. J. Sports Sci. 26, 181–188.

Naaim, A., Moissenet, F., Dumas, R., Begon, M., Chèze, L., 2015. Comparison and validation of five scapulothoracic models for correcting soft tissue artefact through multibody optimisation. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 18 (Suppl 1), 2014–2015.

Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., Chèze, L., 2017. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: a case study. J. Biomech.

Nesbit, S.M., 2005. A three dimensional kinematic and kinetic study of the golf swing. J. Sports Sci. Med. 4, 499–519.

Perron, C., Rouillon, O., Edouard, P., 2016. Epidemiological study on injuries and risk factors for injuries in the amateur golfer French high-level. Ann. Phys. Rehabil. Med. 59 (Supplement), e20. 31st Annual Congress of the French Society of Physical and Rehabilitation Medicine.

Prinold, J.A.I., Bull, A.M.J., 2014. Scaling and kinematics optimisation of the scapula and thorax in upper limb musculoskeletal models. J. Biomech. 47, 2813–2819.

Raabe, M.E., Chaudhari, A.M.W., 2016. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: model development and validation. J. Biomech. 49, 1238–1243.

Senk, Miroslav, Chèze, Laurence, 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 21 (Suppl 1), S3–S8.

Seth, A., Matias, R., Veloso, A.P., Delp, S.L., 2016. A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. PLoS ONE 11, e0141028.

1.5 Disability and Rehabilitation : Assistive Technology, janvier 2019

,

DISABILITY AND REHABILITATION: ASSISTIVE TECHNOLOGY
https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1571117

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

ORIGINAL RESEARCH

Check for updates

Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice: spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability

Nicolas Eydieux[a,b], Samuel Hybois[a,b], Alice Siegel[a,b], Joseph Bascou[a,b], Philippe Vaslin[c], Hélène Pillet[a], Pascale Fodé[b] and Christophe Sauret[a]

[a]Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France; [b]Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés Institution Nationale des Invalides, Woippy, France; [c]Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes, Université Clermont Auvergne (UCA), Clermont-Ferrand, France

ABSTRACT

Purpose: During manual wheelchair (MWC) skill acquisition, users adapt their propulsion technique through changes in biomechanical parameters. This evolution is assumed to be driven towards a more efficient behavior. However, when no specific training protocol is provided to users, little is known about how they spontaneously adapt during overground MWC locomotion. For that purpose, we investigated this biomechanical spontaneous adaptation within the initial phase of low-intensity uninstructed training.

Materials and methods: Eighteen novice able-bodied subjects were enrolled to perform 120 min of uninstructed practice with a field MWC, distributed over 4 weeks. Subjects were tested during the very first minutes of the program, and after completion of the entire training protocol. Spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability were investigated using an instrumented field wheelchair.

Results: Participants rapidly increased linear velocity of the MWC, thanks to a higher propulsive force. This was achieved thanks to higher handrim forces, combined with an improved fraction of effective force for startup but not for propulsion. Despite changes in mechanical actions exerted by the user on the MWC, rolling resistance remained constant but the stability index was noticeably altered.

Conclusion: Even if no indication is given, novice MWC users rapidly change their propulsion technique and increase their linear speed. Such improvements in MWC mobility are allowed by a mastering of the whole range of stability offered by the MWC, which raises the issue of safety on the MWC.

➤ IMPLICATIONS FOR REHABILITATION

- The learning process of manual wheelchair locomotion induces adaptations for novice users, who change their propulsion technique to improve their mobility.
- Several wheelchair biomechanical parameters change during the learning process, especially wheelchair speed, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability.
- Fore-aft stability on the wheelchair rapidly reached the tipping limits for users. Technical solutions that preserve stability but do not hinder mobility have to beimplemented, for instance by adding anti-tipping wheels rather than moving the seat forwards with respect to the rear wheels axle.

ARTICLE HISTORY
Received 30 March 2018
Accepted 14 January 2019

KEYWORDS
Biomechanics; wheelchair; stability; mobility; learning

Introduction

Propelling a manual wheelchair (MWC) requires users to adapt their locomotion technique to their environment, which is not always accessible. In their daily life, users have to repeatedly perform various locomotion tasks such as startup, propulsion, turns or half-spin, on both inclined and level grounds. Such motor tasks engage their upper limbs with different intensities. Some situations and MWC settings result in high joint loading that can potentially lead to upper limb overuse, which may cause pain, injuries and thus reduce the users' quality of life [1]. To identify these drawbacks and try to overcome them, building models and perform experiments during actual MWC locomotion is necessary. Reproducing actual MWC locomotion in laboratory can be achieved by controlling the environment, either with a treadmill or with a stationary ergometer [2,3]. However, such protocols may introduce a bias when analyzing individual adaptations. For instance, on a treadmill, the linear velocity of the wheelchair is imposed, and on stationary ergometers, the interaction with the floor (i.e., rolling resistance, slope, etc.) is not reliably reproduced in the absence of haptic feedback. In previous studies, several biomechanical parameters, including cadence, push angle, handrim peak force [4] or propulsion pattern [5], have already been identified as indicators of the occurrence risk of upper limb overuse. In order to prevent these risks, it is essential to identify how they appear during the learning of MWC locomotion. Indeed, the quantification of biomechanical parameters during the learning process could help to understand users' spontaneous adaptation to the use of a MWC. If inexperienced MWC users do not manage to converge towards an optimized propulsion technique,

CONTACT Samuel Hybois samuel.hybois@ensam.eu Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, 151, bd de l'Hôpital, Paris, 75013 France

© 2019 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

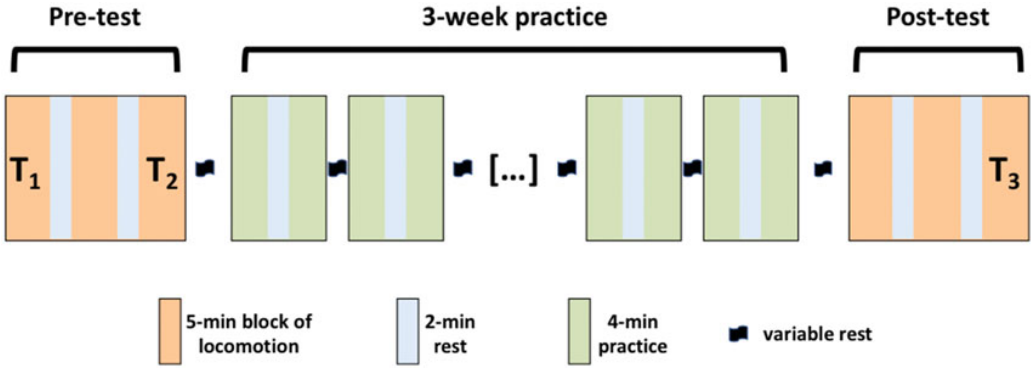


Figure 1. Schematic representation of the training and measurement protocol, with the three steps of analysis: T1, T2 and T3. For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.

individual assisted training should be reinforced in rehabilitation protocols.

Several studies have already showed that inexperienced subjects quickly and spontaneously adapt their propulsion technique by increasing cycle duration and push angle [6–8]. Significant changes in kinematics and mechanical efficiency have also been found in the case of propulsion on level ground after 7 weeks [9], 80 min [10], and even after only 12 min of practice [11] without instruction. Nevertheless, it is not ascertained that a self-learning period would yield to similar conclusions for other locomotion tasks or when the study is performed overground rather than on a treadmill [12]. Highly constraining tasks, such as startup or kerb mounting, can require up to three times more energy expenditure than propulsion [13]. However, in spite of its recurrence in daily life, few studies in the literature focused on propulsion and startup [14,15].

Performing overground experiments with a field instrumented MWC appeared necessary to study the evolution of locomotion technique. This ensured that novice users will be placed in genuine locomotion situations of daily life. Moreover, evolutions of both kinematic and kinetic parameters could be taken into account to analyze the effects of MWC practice. The purpose of the current protocol with a field instrumented MWC was also to complete previous results from the literature about MWC learning, by including new parameters describing the interface between users and their environment. Rolling resistance, one of these parameters, was proven to be the main resistance encountered by MWC users at low speeds [16], contributing to users' fatigue. An index of dynamic fore-aft stability has already been proposed [17] to evaluate whether users approach MWC stability limits during propulsion. To the knowledge of the authors, no study considered the evolution of rolling resistance or dynamic stability parameters during the learning process of MWC locomotion. We hypothesized that approaching MWC stability limits would be predictive of the expertise in MWC maneuverability.

The aim of this study was to investigate the evolution in MWC biomechanics during startup and propulsion throughout the learning process of naive able-bodied users, including spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, actual rolling resistance and MWC fore-aft stability. This evolution has been evaluated during the first 120 min of uninstructed practice.

Materials and methods

Subjects

Following approval by the relevant ethics committee (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A01203-44), 18 able-bodied volunteers (4 females; 14 males) participated in this study. All the subjects were able-bodied subjects, in order to form a homogeneous sample [10,11,18] and because their adaptations would not be influenced by specific muscle weaknesses or lack of control. Subjects' characteristics were: age: 24.9 years old (SD: 2.0; range: 23–37 years old); height: 1.78 m (SD: 0.05 m, range: 1.63–1.97 m); weight: 71.8 kg (SD: 6.2 kg; range: 60–98 kg) and body mass index: 22.6 kg/m^2 (SD: 1.3 kg/m^2, range: 20.0–25.4 kg/m^2).

All participants had no prior experience with MWC locomotion and none of them presented any upper limb pain or injury before or during the completion of the study. They were previously informed of the protocol and signed a written informed consent form prior to their participation, allowing both collection and use of their anonymous data for research purposes.

Protocol

The design of the training program was adapted from the study of Vegter et al. [11] (Figure 1) and consisted in about 120 min of uninstructed practice distributed over 4 weeks. This program was a low dose and low intensity training program that should prevent from muscular and physiological adaptations. Hence, changes in biomechanical parameters would only reflect neurological adaptations. During the training program, participants were asked to perform 16 min of practice (split into 8 min blocks with at least 1.5-h in-between) twice a week. During these training sessions, subjects had to move around freely on a hard-smooth level ground, performing startups, forward and backward propulsion, turns and slaloms. Training was performed using four MWC (Otto Bock Voyager; Invacare Kuschall KSL; Vermeiren D200 and Vermeiren Eclips 30) with different characteristics (i.e., geometry, wheel type, mass, and inertia). Subjects were asked to change MWC every 4 min to prevent getting used to specific MWC configurations and to favor experimentation of different upper limb kinematics and kinetics. Subjects did not receive any information on how to improve their locomotion during the entire training program.

Kinematic and kinetic measurements were carried out before and after the training program, during the initial and final sessions of the protocol. These measurement sessions consisted in three blocks of about 5 min of field locomotion on a level ground (covered with a low-pile carpet), with 2 min rest between blocks. During the 5 min of locomotion, participants had to perform a succession of tasks (including startup, propulsion, slalom, and U-turns with various turning radii) at a self-selected comfortable pace. No information was given to the users on the way to perform these tasks. All the subjects used the same wireless

instrumented MWC (FRET-2, TSR-mesures, France [16,19]) during the measurement sessions and both the MWC settings and the tyre pressure were inspected prior to each measurement session.

Measurement procedure

The FRET-2 allowed measuring the forces and torques applied by the hands on handrims, as well as the forces and torques applied on the seat, the backrest and the footrest. Two angular potentiometers (Spectrol 601–1045, Vishay, USA) allowed the measurement of handrim orientations in the MWC's reference frame, and the calculation of the MWC linear and angular velocities, with the assumption of rolling without sliding on the ground. All these parameters have been sampled at 100 Hz and the signals of handrim dynamometers have been corrected from baseline values according to procedures detailed elsewhere [20,21].

Reflective markers were also placed on the instrumented MWC (one on each rear wheel center and three other on the chassis) and on both hands of the subject (i.e., second and fifth metacarpal heads, referred to as MP_2 and MP_5) to evaluate the point of application of handrim forces as well as hand patterns [22]. Tridimensional locations of these markers were obtained at 100 Hz using a 13-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, hardware: T10 and T20S cameras; Nexus software; Oxford Metrics, Oxford, UK).

Synchronization between the FRET-2 and the motion capture system was ensured by knocking the instrumented handrim of the right wheel with a rubber hammer equipped with a reflective marker at the beginning of each block of locomotion. The shock created a synchronization event noticeable on both the handrim force signal and the hammer marker velocity.

Data processing and computed parameters

Start-up and propulsion cycles were identified in every block of recorded locomotion with a custom Matlab routine (Matlab, MathWorks, USA). Then, all the parameters described below were computed for each propulsion cycle and startup tasks.

Spatiotemporal parameters

Once startup and propulsion cycles were isolated, push and freewheeling phases were identified using a two-fold process: (1) automatically, using a 1-Nm threshold on handrims propulsion torques and (2) refined manually considering the resulting forces applied on both handrims. This process allowed the determination of the task time and the durations of both push and freewheeling phases (in seconds and in percentage of the task/cycle time).

The instantaneous linear velocity of the FRET-2 was calculated based on the rotation of the rear wheels measured by the angular potentiometers and with the assumption that both rear wheels rolled without sliding on the ground (Equation 1). This method allowed the computation of the mean velocity and the intra-task variation of the instantaneous linear velocity.

$$V_{MWC} = -\frac{\Delta\theta_l + \Delta\theta_r}{2r_r\Delta t} \quad (1)$$

where V_{MWC} is the "instantaneous" linear velocity of the midpoint between rear wheel centers; $\Delta\theta_l$ and $\Delta\theta_r$ are the changes in the left and right rear wheel orientations, respectively; r_r is the rear wheel radius (0.31 m) and Δt is the time interval (i.e., 0.01 s in this study). The minus sign before the ratio is necessary because a positive linear velocity is associated to a clockwise rotation of the wheels.

The distance traveled during each startup and propulsion cycle was inferred from the averaged MWC linear velocity and from the task duration.

Hand pattern

Three-dimensional (3D) data from the motion capture system were used to define, at each instant of the task, the position and the orientation of the MWC reference frame ($T_{R_0R_{MWC}}$) with the anteroposterior *X*-axis pointing forward, the inferior-superior *Y*-axis pointing upward and the mediolateral *Z*-axis pointing toward the right [23]. The origin of the MWC reference frame was chosen as the midpoint between rear wheel centers.

The definition of the matrix $T_{R_0R_{MWC}}$ [24] allowed the coordinates of the markers placed on MP_2 and MP_5 heads to be expressed in the MWC reference frame at each instant of time (Equation 2):

$$(P)_{R_{MWC}} = (T_{R_0R_{MWC}})^{-1}(P)_{R_0} \quad (2)$$

where $(P)_{R_{MWC}}$ are the homogenous coordinates of the point of interest in the MWC reference frame and $(P)_{R_0}$ the homogenous coordinates of the same point in the coordinate system of the motion capture system.

The midpoint between MP_2 and MP_5 of the subject's right hand was used to define the contact and release angles. These angles were defined by the orientation of the vector joining the wheel center to this midpoint with respect to the *X*-axis of the MWC reference frame, at the beginning and the end of the push phase, respectively. The propulsion angle was then computed by the difference between the contact and release angles.

The 3D trajectory of the midpoint between MP_2 and MP_5 was projected in the sagittal plane of the MWC reference frame and used to define hand patterns [22] classified as arc (AR), single loop (SL), double loop (DL), and semi-circular (SC).

Handrim kinetics

Kinetic data obtained from the handrim dynamometers was used to compute the total forces (F_{tot}) applied by the hands on both handrims and the propelling torques (T_{prop}) along rear wheel rotation axles. For both handrims, the peak and mean values were considered. The mechanical work during both startup and propulsion tasks was calculated from the rotation and the propelling torque of each wheel (Equation 3).

$$W_{T_{prop}} = \sum_{i=1}^{n} (\Delta\theta_i T_{prop\,i}) \quad (3)$$

where $\Delta\theta_i$ is the change in wheel rotation during time interval *i*, $T_{prop\ i}$ is the propelling torque during this time interval and *n* is the number of time intervals during the analyzed task. The point of application of the push force on the handrim was assessed at the midpoint between the markers placed on MP_2 and MP_5. The knowledge of this point allowed computing the tangential, radial and transversal components of the force applied by the hand on the handrim. Finally, the fraction of effective force (FEF) was assessed as the ratio between the tangential component (F_{tan}) and the total push force [25–27]:

$$FEF = \frac{F_{tan}}{F_{tot}} \quad (4)$$

Global propulsive force

From both propelling torques, it was possible to determine the global propulsive force (F_{prop}) that generated the motion of the MWC:

$$F_{prop} = -\frac{T_{propl} + T_{propr}}{r_r} \quad (5)$$

where $T_{prop\ l}$ and $T_{prop\ r}$ are the left and right propelling torques, respectively; and r_r is the rear wheel radius. Equation (5) is defined in the case of non-cambered wheels.

Rolling resistance and fore-aft stability

The normal components of the ground reaction forces applied on front (R_{Nf}) and rear (R_{Nr}) wheels (Equations 6 and 7, respectively) were assessed from the data of all the dynamometers using the mechanical model proposed in [16]. For that purpose, the weight of the FRET-2 (W_{MWC}= −382.5 N) as well as the anteroposterior position of its center of mass (x_G=0.109 m) in the MWC coordinate system were previously determined.

$$R_{Nf} = \frac{\left(x_{A_S}F_{S_y} - y_{A_S}F_{S_x} + T_{S_z}\right) + x_G W_{MWC}}{w_b} \quad (6)$$

$$R_{Nr} = -\left(W_{MWC} + F_{S_y} + F_{HR_y} + R_{Nf}\right) \quad (7)$$

where x_{A_S} and y_{A_S} are the anteroposterior and inferior-superior coordinates of the chosen point of reduction of the resulting torque applied by the subject on the frame (seat + backrest + footrest); w_b is the wheelbase (0.434 m); F_{S_x} and F_{S_y} are the anteroposterior and inferior–superior components of the total force applied by the subject on the frame (seat + backrest + footrest); T_{S_z} is the transversal torque applied at the chosen point of reduction of the user's mechanical action on the frame (A_S); and F_{HR_y} is the inferior-superior component of the force applied on both handrims. All the details about the mechanical model are provided in [16].

The normal components of the ground reaction forces (R_{Nf} and R_{Nr}) were then used to assess the instantaneous rolling resistance and the fore-aft stability index. The rolling resistance (Equation 8) was computed from the model of [16]. The rolling resistance parameter values (i.e., λ_f=3.41 mm and λ_r=5.12 mm for front and rear wheels, respectively) were the ones used in [16], as floor and types of wheel tyres were the same in both experiments. Front (r_f) and rear (r_r) wheels radii were 0.10 m and 0.31 m, respectively.

$$F_{roll} = -\left(\frac{\lambda_f}{r_f}R_{Nf} + \frac{\lambda_r}{r_r}R_{Nr}\right) \quad (8)$$

Finally, the fore-aft stability was assessed using an index (IS) close to that proposed by [17]:

$$IS = \frac{2R_{Nf}}{R_{Nf} + R_{Nr}} - 1 \quad (9)$$

This modification of the previously proposed stability index allowed distinguishing between forward and backward load distribution, where positive values represent higher loads on front wheels and negative values represent higher loads on rear wheels.

Data analysis

Results have been gathered on the whole population and are presented for the first (T1, 0–5 min of practice) and third (T2, 10–15 min of practice) blocks of the first measurement session, and then for the last block of the second measurement session (T3, 115–120 min of practice, see Figure 1). Results for startup and propulsion are presented separately.

Results

Spatiotemporal parameters

Results on spatiotemporal parameters are summarized in Table 1. For both propulsion and startup, the task time increased during the first minutes (from 1.22 s and 1.91 s at T1 to 1.37 s and 1.99 s at T2, respectively) and finally returned to their initial values at T3 (1.22 s and 1.81 s, respectively). During propulsion cycles, the free-wheeling phase followed the same trend as the cycle time. Conversely, for startup, the push time continuously decreased from T1 to T3 whereas the free-wheeling phase duration remained constant. When normalized to the cycle time (100%), the push and free-wheeling phases had similar relative durations in T1 and T3 for propulsion (54/46%; 52/48%, respectively) and startup (76/24%; 72/28%, respectively).

The mean MWC velocity continuously increased from 0.70 m/s at T1 to 1.02 m/s at T3 for propulsion, and from 0.33 m/s at T1 to 0.51 m/s at T3 for startup. The intra-cycle range of the instantaneous linear velocity also increased at T3 (0.17 m/s and 0.60 m/s, respectively) compared to T1 (0.24 m/s and 0.8 m/s, respectively) for both propulsion and startup. Throughout the training program, the distance covered by the MWC continuously increased (from 0.30 to 0.40 m per cycle) for both tasks (Table 1).

Table 1. Evolution of spatiotemporal parameters during the learning process.

	Propulsion			Start-up		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Cycle time (s)	1.22 (0.22)	1.37 (0.28)	1.22 (0.23)	1.91 (0.3)	1.99 (0.33)	1.81 (0.28)
Push time (s)	0.65 (0.10)	0.65 (0.11)	0.62 (0.10)	1.45 (0.25)	1.36 (0.18)	1.30 (0.15)
Free-wheeling time (s)	0.57 (0.13)	0.72 (0.20)	0.60 (0.16)	0.46 (0.12)	0.62 (0.19)	0.51 (0.17)
Push time (% CT)	54 (5)	49 (6)	52 (5)	76 (4)	69 (5)	72 (6)
Free-wheeling time (% CT)	46 (5)	51 (6)	48 (5)	24 (4)	31 (5)	28 (6)
Cycle distance (m)	0.85 (0.19)	1.18 (0.29)	1.26 (0.30)	0.64 (0.16)	0.91 (0.24)	0.94 (0.29)
Mean velocity (m/s)	0.70 (0.11)	0.86 (0.13)	1.02 (0.12)	0.33 (0.06)	0.45 (0.07)	0.51 (0.10)
Intra-cycle velocity (m/s)	0.17 (0.04)	0.21 (0.07)	0.24 (0.09)	0.60 (0.10)	0.77 (0.12)	0.88 (0.14)
Contact angle – Left (°)	94 (9)	109 (17)	113 (12)	93 (7)	106 (17)	108 (16)
Contact angle – Right (°)	93 (9)	107 (16)	112 (13)	90 (7)	104 (18)	107 (17)
Release angle – Left (°)	30 (6)	32 (7)	29 (5)	34 (7)	33 (6)	30 (6)
Release angle – Right (°)	31 (6)	31 (6)	28 (5)	35 (6)	32 (7)	28 (5)
Propulsion angle – Left (°)	64 (10)	77 (20)	84 (15)	59 (10)	73 (19)	79 (18)
Propulsion angle – Right (°)	62 (10)	77 (20)	84 (16)	59 (9)	72 (20)	78 (19)

Hand pattern

Within the training program, the contact angle noticeably increased between T1 and T2 for both propulsion (94°–109°) and startup (93°–106°) and continued to slightly increase between T2 (109°–113° and 106°–108°, respectively) and T3 (Table 1). The release angle was quite similar between both tasks (30°–29° and 34°–30°) and was not affected by the training program. Consequently, the propulsion angle drastically increased from 63° at T1 to 84° at T3 for propulsion and from 59° at T1 to 79° at T3 for startup. At each step of the learning process, the propulsion angle was slightly lower (about 5°) for startup than for propulsion.

Concerning the hand pattern (Table 2), most of the subjects started propelling with an arcing pattern (AR), except two subjects who directly started with a SL pattern. At the end of the first block of locomotion (5 min), four subjects had already evolved toward a SC pattern, whereas half of the subjects kept an arcing pattern. At the end of the first measurement session (15 min), six subjects kept an arcing pattern to propel the MWC whereas three others had already adopted a stable semi-circular hand pattern. At the end of the training program (T3), one subject returned from a single loop to an arcing pattern (S07) and another one from a semi-circular to a single loop pattern (S12). Results were globally the same for startup.

Table 2. Evolution of the handrim patterns during the learning process.

	Propulsion			Start-up		
Subject	T1	T2	T3	T1	T2	T3
S01	AR/SC	SC	SC	AR	SC	SC
S02	AR	AR	AR	AR	AR	AR
S03	AR	AR	SL	AR	AR	SL
S04	AR	AR/SL	SC	AR	AR/SL	SL
S05	AR/SL	AR/SL	AR/SL/DL	AR	AR/SL	AR/SL
S06	AR	AR/SL	AR/SL/DL	AR	AR/SL	AR
S07	AR/SL	SL	AR	AR/SL	AR/SL	AR
S08	AR	AR	AR	AR	AR	AR
S09	AR/SL	AR/SL/DL	AR/SL/DL	AR/SL	AR/SL	AR/SL
S10	AR	AR	AR	AR	AR	AR
S11	AR	AR	AR	AR	AR	AR
S12	SL/SC	DL/SC	SL	SL/SC	DL/SC	AR/SL
S13	AR/SL/SC	AR/SC	SC	AR	AR/SC	SC
S14	AR/SL	AR/SL	SL	AR/SL	AR/SL	SL
S15	AR/SL	SL	SL	AR	AR/SL	AR/SL
S16	AR	AR	AR	AR	AR	AR
S17	AR	SC	SC	AR/SC	SC	SC
S18	SL/SC	SL	SL	AR	SL	SL

AR: arcing; DL: double loop; SC: semi-circular; SL: single loop.

Handrim kinetics

Regarding the handrim forces and torques, peak and mean values of both total push force (F_{tot}) and propelling torque (T_{prop}) increased noticeably between T1 and T3 (Table 3), for both propulsion and startup. The mechanical work of the propelling torque also increased noticeably between T1 and T3 for both propulsion and startup. However, the tangential component (F_{tan}) of the handrim forces showed only a moderate increase between T1 and T3. Due to the large increase of the total handrim force and the moderate increase of the tangential component, a decrease of the mean FEF was observed during propulsion throughout the training program. Conversely, FEF increased for startup within the program.

Global propulsive force, rolling resistance, and fore-aft stability

As a direct result of the increase of the propelling torques, a noticeable increase of the propulsive force was observed between T1 and T3 for both propulsion and startup (Table 3).

Despite the changes in mechanical actions applied by the subjects on the FRET-2, the mean rolling resistance remained globally constant within the training program for both tasks (Table 3), with slightly higher values during startup than during propulsion.

Finally, a higher mean IS was found for startup than for propulsion all along the training program (Table 3), indicating a more forward distribution of the ground reaction force. However, when investigating the time course of this index during the tasks, a noticeable increase of the maximal value and a decrease of the minimal value for both startup and propulsion could be observed. Hence, the range of the instantaneous stability index drastically increased between T1 and T3 but this evolution differed among subjects. Indeed, some subjects quickly adapted their stability during the first 15 min between T1 and T2, whereas others mostly adjusted between T2 and T3 (Figure 2). At the end of the program, subjects used almost all the range of stability (from −1 to +1) during the startup cycle, although the mean value appeared balanced.

Table 3. Evolution of the kinetic and stability parameters during the learning process.

	Propulsion			Start-up		
	T_1	T_2	T_3	T_1	T_2	T_3
Peak left propelling torque (Nm)	−12.0 (3.1)	−14.7 (4.2)	−16.4 (4.2)	−15.9 (3.3)	−20.3 (3.7)	−22.6 (4.3)
Peak right propelling torque (Nm)	−11.9 (3.0)	−14.8 (4.5)	−16.5 (4.3)	−15.9 (2.6)	−19.8 (3.6)	−22.1 (4.0)
Mean left propelling torque (Nm)	−5.7 (1.2)	−6.6 (1.6)	−7.3 (1.5)	−9.1 (2.3)	−11.5 (1.9)	−12.9 (2.5)
Mean right propelling torque (Nm)	−5.7 (1.2)	−6.7 (1.8)	−7.5 (2.0)	−9.1 (1.6)	−11.3 (1.86)	−12.8 (2.4)
Mechanical work of the left propelling torque (J)	8.2 (2.5)	12.1 (5.3)	14.6 (5.2)	12.4 (3.4)	19.2 (5.9)	23.3 (7.7)
Mechanical work of the right propelling torque (J)	8.1 (2.5)	12.2 (6.2)	14.9 (5.8)	12.1 (3.3)	18.6 (5.8)	22.8 (6.8)
Peak left handrim total force (N)	54.6 (14.8)	66.1 (16.8)	72.8 (17.0)	72.9 (15.2)	86.0 (16.3)	91.2 (16.7)
Peak right handrim total force (N)	56.4 (16.0)	69.8 (20.0)	76.7 (20.4)	75.0 (14.0)	88.2 (19.4)	95.5 (20.3)
Mean left handrim total force (N)	29.1 (6.6)	34.2 (7.3)	36.3 (6.9)	43.8 (10.6)	49.5 (9.1)	51.0 (10.4)
Mean right handrim total force (N)	30.3 (7.0)	35.6 (8.7)	38.6 (8.8)	44.6 (9.2)	51.6 (10.8)	53.5 (10.8)
Mean left handrim tangential force (N)	20.5 (5.3)	21.6 (6.3)	23.1 (5.6)	29.5 (6.6)	35.2 (5.9)	40.0 (8.2)
Mean right handrim tangential force (N)	20.1 (4.6)	21.9 (7.4)	23.6 (6.1)	31.1 (5.3)	36.5 (8.3)	41.3 (8.9)
Mean left FEF (%)	51 (7)	46 (9)	44 (7)	57 (9)	61 (7)	67 (6)
Mean right FEF (%)	48 (6)	44 (9)	43 (6)	59 (8)	61 (9)	66 (8)
Peak propulsive force (N)	76.4 (19.8)	94.4 (38.0	105.0 (26.8)	99.2 (18.4)	126.0 (22.8)	141.3 (27.1)
Mean propulsive force (N)	19.7 (4.0)	21.1 (6.0)	24.8 (5.6)	44.0 (9.2)	50.8 (8.4)	59.4 (9.5)
Mean force of rolling resistance (N)	9.2 (0.4)	9.4 (0.5)	9.5 (0.5)	10.8 (0.6)	10.9 (0.7)	10.8 (0.9)
Mean stability index (no unit)	−0.31 (0.15)	−0.27 (0.14)	−0.24 (0.16)	−0.05 (0.12)	0.02 (0.13)	0.05 (0.16)
Minimum stability index (no unit)	−0.80 (0.24)	−0.84 (0.21)	−0.92 (0.24)	−0.76 (0.26)	−0.82 (0.23)	−0.91 (0.23)
Maximum stability index (no unit)	0.25 (0.11)	0.42 (0.18)	0.47 (0.20)	0.46 (0.12)	0.70 (0.17)	0.80 (0.26)

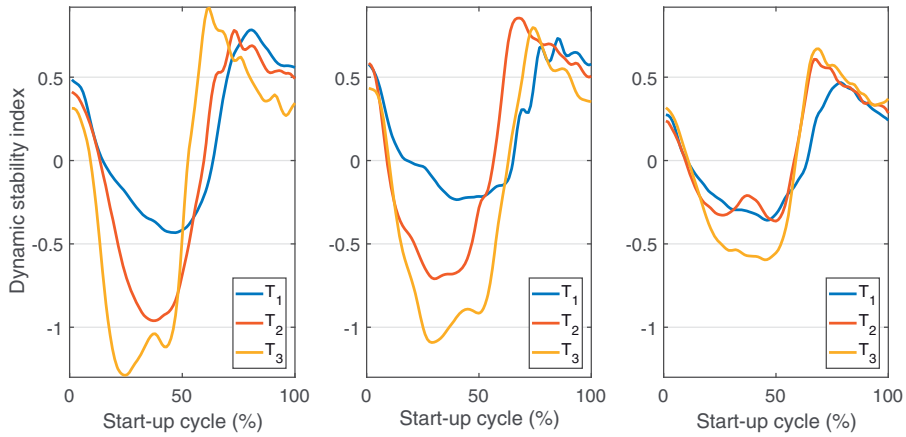


Figure 2. Typical evolutions of fore-aft stability during start-up for 3 different subjects of the protocol. For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.

Discussion

Spatiotemporal parameters

For propulsion, the push time remained constant between T1 and T2 and slightly decreased between T2 and T3. This trend can be interpreted as coming from the changes in both MWC linear velocity and propulsion angle, which increased concomitantly between T1 and T2. This resulted in a constant push time despite the increase of the hand velocity, which was inferred from the increase of the wheel angular velocity. Between T2 and T3, the increase of the propulsion angle was limited whereas the mean MWC linear velocity increased noticeably, which logically resulted in a decrease of the push time. For startup, the increase of the hand velocity was such that despite an increase of the propulsion angle between T1 and T2, the push time continuously decreased.

For both propulsion and startup, the free-wheeling time increased between T1 and T2 then returned to the initial values at T3. In the meantime, the standard deviation of the free-wheeling time was also higher, potentially due to the variation in hand patterns between the subjects. Subsequently to the evolutions of push and free-wheeling duration, the cycle time increased between T1 and T2 and then decreased between T2 and T3.

Compared to the results of Vegter et al. [11], cycle time, push time and free-wheeling time were noticeably higher in this study. The difference in push time can be explained by the method used to define the push phase [28]: it was based on the propelling torque for Vegter et al. [11] and on the total force in this study. Basically, in our population, this difference ranged between 0.05 and 0.10 s. The differences in push and cycle time can also be explained by the protocol. Indeed, the study of Vegter et al. [11] was performed on a treadmill. This has the benefit to allow control of the required power output, but with an imposed and controlled velocity of 1.11 m/s. This velocity was noticeably higher than the self-selected velocity chosen by our subjects for overground locomotion. The recent publication of Chenier et al. [12] on the comparison between overground and treadmill MWC propulsion suggested that the velocity imposed in the study of Vegter et al. [11] could be greater than the one subjects would have intuitively selected. Hence, treadmill and overground experiments should be seen as complementary. Considering the above remarks, it is difficult to precisely compare time parameters between studies performed on a treadmill and overground. However, it can be assumed that actual overground conditions are more ecological than experiments performed on a treadmill.

Hand patterns

Regarding the hands, the angular sector covered by the hands on the handrim during each cycle (i.e., propulsion angle) increased with practice by the mean of a more backward grip of the rim while maintaining a constant release angle. This evolution was similar to that described in [11], even if the propulsion angles were noticeably higher in this study (from 10° to 20°). This difference can once again be explained by both the difference in push phase identification and the use of a treadmill compared to overground locomotion. Indeed, the difference could partly be explained by the urgency of grasping the handrim earlier during the free-wheeling phase, for safety purposes, when propelling on a treadmill [12]. This spontaneous increase of the push duration is in accordance with the general recommendations for efficient MWC propulsion [29].

Although arcing hand pattern is associated with the behavior of novice wheelchair users, only a minority of subjects kept an arcing strategy throughout the learning protocol. Most users spontaneously evolved toward SC or SL patterns, which have been shown to be energetically more efficient [22,30]. Besides, even if semi-circular patterns were generally associated to expert MWC users [22], this strategy was adopted by some subjects in this study after only a few minutes of practice (<15 min).

Handrim kinetics

As it was observed by Vegter et al. [11], subjects rapidly increased the force they applied on the handrims during propulsion, thus creating a higher propelling torque. In our study, this trend was observed in both startup and propulsion tasks and it explained the concomitant increase of intra-cycle variations of the linear velocity. Compared to Vegter et al. [11], mean total forces during propulsion were lower in this study whereas peak values were globally similar. The higher mean value of total forces in Vegter et al. [11] could be explained by the higher velocity but also by the lower push time in their experiments.

The mean FEF showed a constant increase for startup, but a decrease for propulsion throughout the learning process. This result can be explained by the greater handrim angular velocity – due to the increase of the MWC linear velocity – during propulsion than during startup cycles, making it difficult for the subjects to grasp the handrim at the beginning of the push phase. This behavior generally resulted in a negative instantaneous tangential

force [28], and thus in a negative FEF value. For startup, conversely, subjects were able to optimize their push phase because the wheels, and thus the handrims, were motionless at the beginning of each cycle.

Mean FEF values found in this study were lower than previous values found for propulsion [11,31]. However, different computation methods have been used in these studies. Indeed, Lenton et al. [31] calculated the tangential component of the handrim from the ratio between the propelling torque and the handrim radius. This method tends to over-estimate the tangential force since it neglects the local torque applied by the hand at the contact point [32]. In addition, the mean FEF can be calculated either by the ratio between the mean values of tangential and total forces, or by the mean of the instantaneous FEF ratio. The latter method was chosen in the present study but tends to under-estimate the mean FEF. Indeed, at the beginning of the push phase, the tangential force can be negative and the total force low, resulting in a high negative value of FEF. These methodological differences may explain the variations of FEF between studies and limit the comparison of this parameter.

Global propulsive force, rolling resistance and fore-aft stability

As a direct consequence of the increase of handrim propelling torques, the propulsive force increased throughout the training program followed by the subjects in this study, for both propulsion and startup tasks. Due to changes in forces applied on handrims, changes in rolling resistance throughout the training program could have been expected. However, for each tested subject, rolling resistance remained stable between T1, T2, and T3 for both propulsion and startup tasks. However, even if there was no change in the mean rolling resistance, the instantaneous intra-task values of this parameter were altered. Also, a difference of $+10\%$ was found in the mean rolling resistance from propulsion to startup, resulting from the subject's mechanical actions on the FRET-2 (handrim, seat, footrest, and backrest). This result demonstrates the necessity of being cautious when calculating the mechanical power from mean velocity and rolling resistance, because both parameters evolved during the tasks. This method was however commonly applied in previous studies [33,34]. Fortunately, its effect seems to be limited with respect to the evaluated factors and conclusions should thus not be challenged.

The stability index was also influenced by practice. Indeed, if the mean values were not noticeably altered, the range of instantaneous values demonstrated that with practice subjects did use the whole range of stability (from -1 to $+1$) and even started to manage startup and propulsion with slight tipping hazards. Indeed, the tipping hazard drastically increased, backwards during the push phase and forwards during the free-wheeling phase. The changes in forces exerted on the seat and the backrest during locomotion were responsible for this change in fore-aft stability. Finally, it revealed that subjects spontaneously favored mobility at the expense of stability.

Limitations

The main limitation of this study was that it has been conducted among a population of able-bodied subjects with no prior MWC use in order to eliminate any bias of MWC experience. Thus, transferring the findings of this study to genuine MWC users should be done cautiously, especially for subjects with pathologies impacting motor control. Indeed, strategies spontaneously adopted by such users may be guided by different objectives than those of able-bodied subjects. Moreover, conclusions about the evolution of upper limbs loading with practice cannot directly be inferred only from the results of handrim kinetics. It requires an inverse dynamic analysis, in order to take into account the motion of the upper extremities, and this kind of analysis revealed different behaviors depending on subjects [35]. Finally, startup and propulsion are common tasks in the daily use of a MWC, but skill acquisition and locomotion evolution with practice should also be studied in other specific tasks, such as U-turns or wheelies [36].

Conclusion

The subjects who participated in this study rapidly modified their behavior on the MWC during locomotion, through a self-learning process. Indeed, they reached higher MWC linear velocities, thanks to a higher propulsive force. The increase in the force they applied on the handrim was concomitant with an increase in the anteroposterior force on the frame that altered the fore-aft stability of the MWC. This behavior raised the issue of safety on the MWC, since it appeared that users gained confidence very quickly. A conventional solution would be to recommend moving the seat forwards with respect to the rear wheels [37]. However, this adjustment will induce a higher rolling resistance and limit users' mobility, which in turn would require a higher load on users' upper limbs [38]. An alternative solution could be to lower the seat and the backrest in order to limit the effect on MWC fore-aft stability of the anteroposterior force applied by the subject [16]. Furthermore, the environment must be considered before such adjustments are made since it can lead to an increase of the shoulder load during ramp ascent [39], for instance. Another solution could be to keep the same MWC settings but to add anti-tipping wheels, which would provide an adequate compromise between user's mobility and MWC fore-aft stability.

Disclosure statement

The authors report no conflict of interest.

ORCID

Samuel Hybois http://orcid.org/0000-0003-3838-2860
Joseph Bascou http://orcid.org/0000-0001-5290-8158
Hélène Pillet http://orcid.org/0000-0002-0263-5910
Christophe Sauret http://orcid.org/0000-0002-6196-2698

References

[1] Kemp BJ, Bateham AL, Mulroy SJ, et al. Effects of reduction in shoulder pain on quality of life and community activities among people living long-term with SCI paraplegia: a randomized control trial. J Spinal Cord Med. 2011;34:278–284.
[2] Gorce P, Louis N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. Clin Biomech. 2012;27:7–15.
[3] van der Woude LHV, Bouw A, van Wegen J, et al. Seat height: effects on submaximal hand rim wheelchair

performance during spinal cord injury rehabilitation. J Rehabil Med. 2009;41:143–149.
[4] Rankin JW, Kwarciak AM, Richter WM, et al. The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: A simulation study. Clin Biomech. 2012;27: 879–886.
[5] Rodgers MM, Keyser RE, Gardner ER, et al. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev. 2000;37:283–295.
[6] De Groot S, Veeger DHEJ, Hollander AP, et al. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. Med Sci Sports Exerc. 2002;34:756–766.
[7] Goosey-Tolfrey VL, West M, Lenton JP, et al. Influence of varied tempo music on wheelchair mechanical efficiency following 3-week practice. Int J Sports Med. 2011;32: 126–131.
[8] Yao WX, Cordova A, De Sola W, et al. The effect of variable practice on wheelchair propulsive efficiency and propulsive timing. Eur J Phys Rehabil Med. 2012;48:209–216.
[9] de Groot S, de Bruin M, Noomen SP, et al. Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23:434–441.
[10] Vegter RJK, Lamoth CJ, de Groot S, et al. Inter-individual differences in the initial 80 minutes of motor learning of handrim wheelchair propulsion. PLoS One. 2014;9:e89729.
[11] Vegter RJK, de Groot S, Lamoth CJ, et al. Initial skill acquisition of handrim wheelchair propulsion: a new perspective. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014;22:104–113.
[12] Chénier F, Champagne A, Desroches G, et al. Unmatched speed perceptions between overground and treadmill manual wheelchair propulsion in long-term manual wheelchair users. Gait Posture. 2018;61:398–402.
[13] Sauret C, Vaslin P, Dumas R, et al. Computation of the mechanical power of a manual wheelchair user in actual conditions: preliminary results. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2012;15:173–174.
[14] Freixes O, Fernández SA, Gatti MA, et al. Wheelchair axle position effect on start-up propulsion performance of persons with tetraplegia. J Rehabil Res Dev. 2010;47:661–668.
[15] Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, et al. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81:608–613.
[16] Sauret C, Vaslin P, Lavaste F, et al. Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. Med Eng Phys. 2013;35:289–297.
[17] Sauret C, Vaslin P, Bascou J, et al. Proposal of an index for evaluating pitch instability during actual locomotion with a manual wheelchair. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2013;16:130–131.
[18] Vegter RJK, Hartog J, de Groot S, et al. Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion. J Neuro Eng Rehabil. 2015;12:26.
[19] Dabonneville M, Vaslin P, Kauffmann P, et al. A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. Technol Disabil 2005;17:63–76.
[20] Sauret C, Dabonneville M, Couétard Y, et al. Zeroing of six-component handrim dynamometer for biomechanical studies of manual wheelchair locomotion. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2014;17:416–422.
[21] Sauret C, Couetard Y, Vaslin P. Dynamic calibration of a wheelchair six-component wheel dynamometer rolling on the floor. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 2011;14: 67–69.
[22] Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, et al. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83:718–723.
[23] Cooper RA, DiGiovine CP, Boninger ML, et al. Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics. J Rehabil Res Dev 2002;39:323–336.
[24] Legnani G, Casolo F, Righettini P, et al. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics — I. Theory. Mech Mach Theor. 1996;31:573–587.
[25] Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, et al. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80:910–915.
[26] Dallmeijer AJ, van der Woude LHV, Veeger DHEJ, et al. Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. Am J Phys Med Rehabil. 1998;77:213–221.
[27] Lin C-J, Lin P-C, Su F-C, et al. Biomechanics of wheelchair propulsion. J Mech Med Biol. 2009;9:229–242.
[28] Kwarciak AM, Sisto SA, Yarossi M, et al. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. Arch Phys Med Rehabil. 2009;90:20–26.
[29] Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury – a clinical practice guideline for health-care professionals. J Spinal Cord Med 2005;28:434–470.
[30] Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, et al. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. J Biomech. 2016;49:1554–1561.
[31] Lenton JP, van der Woude LH V, Fowler NE, et al. Hand-rim forces and gross mechanical efficiency at various frequencies of wheelchair propulsion. Int J Sports Med. 2013;34: 158–164.
[32] Sabick MB, Zhao KD, An KN. A comparison of methods to compute the point of force application in handrim wheelchair propulsion: a technical note. J Rehabil Res Dev. 2001; 38:57–68.
[33] de Groot S, Vegter RJK, van der Woude LHV. Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique. Med Eng Phys. 2013;35:1476–1482.
[34] Mason BS, Lemstra M, van der Woude LHV, et al. Influence of wheel configuration on wheelchair basketball performance: wheel stiffness, tyre type and tyre orientation. Med Eng Phys. 2015;37:392–399.
[35] Hybois S, Siegel A, Bascou J, et al. Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training. Disabil Rehabil Assist Technol. 2017;19:1–10.
[36] Kirby RL, Smith C, Seaman R, et al. The manual wheelchair wheelie: a review of our current understanding of an important motor skill. Disabil Rehabil Assist Technol. 2006; 1:119–127.

[37] Hong E-K, Pearlman J, Salatin B, et al. Design and development of a lightweight, durable, adjustable composite backrest mounting. Assist Technol. 2011;23:24–35.
[38] Mulroy SJ, Newsam CJ, Gutierrez DD, et al. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 1. A kinetic analysis. J Spinal Cord Med. 2005;28:214–221.
[39] Kotajarvi BR, Sabick M, Basford J, et al. The effect of wheelchair seat position on peak shoulder joint moments during propulsion up an incline. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84:E30.

2 Communications orales

2.1 Congrès de l'European Society of Biomechanics (ESB), Séville, juillet 2017

UNLOCK THE STERNOCLAVICULAR JOINT SIGNIFICANTLY AFFECTS SHOULDER KINETICS IN MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION

Samuel Hybois[1], Joseph Bascou[1,2], François Lavaste[1,2], Hélène Pillet[1], Christophe Sauret[1]

1. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France; 2. Centre d'Etudes et de Recherche pour l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Woippy, France

Introduction

Propulsion with a manual wheelchair (MWC) is a constraining task for the upper limbs. It results that many users experience upper limbs pain or injuries, especially located at the shoulder. To understand how musculoskeletal disorders may occur, musculoskeletal modelling is an efficient approach, but it requires some hypotheses, especially when describing the kinematic chain of the upper limbs. In the literature, numerous models had considered the scapula either fixed [1] in the thorax or only tilting from angles predicted from a regression equation based on humerus elevation [2]. If some studies already showed the change in orientation of the scapula during MWC propulsion [3], few models seem to have considered the translation of the scapula, potentially altering both reconstructed kinematics from multi-body kinematics optimization (MBO) and intersegmental loads by modifying the moment arms.
The purpose of this study was to investigate the influence of unlocking the sternoclavicular joint, allowing glenohumeral joint translation, on shoulder kinetics during MWC start-up and propulsion.

Methods

Three able-bodied subjects, initiated with MWC locomotion, participated to this study. They were asked to propel an instrumented MWC (measuring both handrims forces and torques) in a motion analysis laboratory equipped with a 13 cameras optoelectronic motion capture system (Vicon System, Oxford Metrics, Oxford, UK). 30 reflective markers were fixed on the subject skin [4] allowing the joint kinematics to be obtained through a 3D linked-segment model [1] using MBO implemented in OpenSim software. Shoulder net moments were obtained using an inverse dynamics process, and expressed in the thorax orthonormal coordinate system, centered on the humeral head centre, to allow clinical interpretation.
For each subject, one start-up and one propulsion cycle were analyzed with two distinct models: first, using [1] where the scapula is fixed in the thorax frame; second, by releasing the sternoclavicular joint of the same model through two degrees of freedom (protraction-retraction and elevation-depression).

Results

Expressed in the thorax reference frame, acromion markers exhibited fore-aft translations ranging from 1.4 to 4.4 cm. Using the unlocked sternoclavicular joint model, this displacement resulted in protraction-retraction angles ranging from -13.4° to 7.6° for the whole dataset. Looking at kinetics results (Fig.1), during the push phase of the start-ups, the highest flexion and total shoulder moment were calculated. They were all higher when the clavicle was locked (+16% for both). On the contrary, they were overall lower when the clavicle was locked for steady-state propulsion cycles (+12% and +6%, respectively). For all subjects and for both tasks, the positive work per push was smaller when computed with the locked clavicle model (ranging from +6% to +61%).

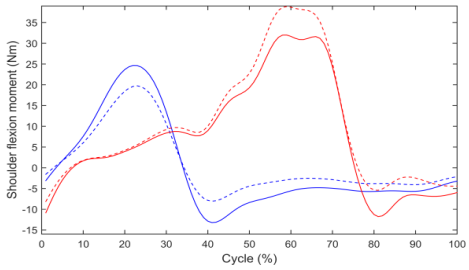


Figure 1: Shoulder flexion moment for one subject, during propulsion (blue) and start-up (red), computed with locked (plain line) and unlocked clavicle (dashed).

Discussion

The non-negligible translation of the acromion in the thorax frame, allowed by unlocking the sterno-clavicular joint, led to significant changes in the scapula kinematics. This has also significantly impacted the shoulder moments, but in a different way depending on the task performed. Besides, these changes in both shoulder kinematics and kinetics may dramatically affect muscle activation computation assessed through static optimization because intersegmental loads, muscle moment arms and muscle force-velocity curves would all be modified.
Finally, this study underlines the need of considering the clavicle protraction with MBO when studying manual wheelchair activities. Recent models with ellipsoid mobilizer [5] would be beneficial for studying this locomotion.

References

1. Saul et al, Comput Methods Biomech Biomed Eng, 18:1445-1458, 2015.
2. Holzbaur et al, Annals of Biomedical Engineering, 33(6):829-840, 2005.
3. Koontz et al, International Journal of Industrial Ergonomics, 33:237-248, 2004.
4. Hybois et al, Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, *in press*, 2017
5. Seth et al, PLoS ONE, 11(1):e0141028, 2016.

2.2 Congrès de la Société de Biomécanique (SB), Reims, novembre 2017

,

COMPUTER METHODS IN BIOMECHANICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2017
VOL. 20, NO. S1, S107–S108
https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382884

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

OPEN ACCESS Check for updates

Effects of ellipsoid parameters on scapula motion during manual wheelchair propulsion based on multibody kinematics optimization. A preliminary study

S. Hybois[a], A. Lombart[a,b], P. Puchaud[a,b], J. Bascou[b], F. Lavaste[a], H. Pillet[a] and C. Sauret[a]

[a]Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France; [b]Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

KEYWORDS Musculoskeletal; shoulder; scapulothoracic; wheelchair; kinematics

1. Introduction

Recording the motion of the scapula during manual wheelchair (MWC) propulsion is of particular interest but remains a challenge due to the soft tissue artefact. For that purpose, several authors recommend the use of multibody kinematics optimization (MKO) (Naaim et al., 2017) but the way to adapt the generic model to the subject (scaling) is not as trivial as it can appear (Duprey et al., 2017). In the description of the upper limbs, the main challenge is to accurately model the shoulder complex, including sterno-clavicular, scapulothoracic, acromioclavicular and gleno-humeral joints. In the field of MWC propulsion research, several upper extremity models have been used. The simplest had modelled the shoulder complex as a ball joint between the thorax and the humerus located on the glenoid centre. A more complex model implemented regression equations allowing sternoclavicular and scapulothoracic coupled coordinates (Holzbaur et al., 2005). Finally, others authors had proposed to guide the motion of the scapula on an ellipsoid to represent the scapulothoracic joint (Van der Helm 1994; Seth et al., 2016). However, the personalization of the ellipsoid parameters is not obvious.

The aim of this work was to evaluate the influence of the ellipsoid parameters (centre location and radii) on kinematics reconstructed using MKO during MWC propulsion.

2. Methods

2.1 Experimental data

One able-bodied subject (22 y.o, 1.75m, 62 kg) participated in this preliminary study. During the experiment, the subject was asked to perform several propulsion cycles on a MWC ergometer. 36 reflective markers were placed on the upper limbs, and their 3D locations were recorded at 100 Hz by an 8-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system, hardware: T40 cameras; Nexus software; Oxford Metrics, UK).

2.2 Musculoskeletal model

A three-dimensional linked-segment model of the upper limbs was used to compute biomechanical parameters. The model included hand, forearm bones, humerus, clavicle, scapula and thorax. The latter were derived from the generic scapulothoracic joint model (Seth et al., 2016), which was symmetrised using a custom routine. This model was scaled to the subject using the algorithm implemented in OpenSim software (Delp et al., 2007), and the location of the acromio-clavicular contact point was scaled with a custom program.

2.3 Data processing

Joint kinematics was obtained for a steady-state propulsion cycle, using an inverse kinematics algorithm implemented in OpenSim software. The impact of the estimation of scapulothoracic joint parameters was evaluated with a full factorial design with 6 parameters on two levels. Parameters were the 3 radii of the ellipsoid and the 3 coordinates of its centre in the thorax frame; and were alternately defined at 80% and 120% of the initial values obtained from the default scaling step.

For each of the 64 resulting models, the overall root mean squared error (RMSE) between reconstructed and experimental markers was computed, and compared to the value obtained with the initial default scaled model.

3. Results and discussion

The results showed that among the 64 models, only eight induced a lower error between the reconstructed and the experimental position of the scapula markers with respect to the default scaled model. As depicted in Figure 1, most of the modified models induced a lower RMSE during a propulsion cycle for the arm (number of such case: 34), forearm (33) and hand (51), reaching up to a 5% improved reconstruction for the arm. A lower number of markers

CONTACT S. Hybois samuel.hybois@ensam.eu

© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

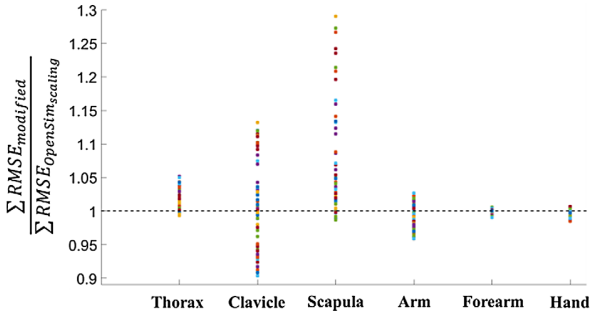


Figure 1. Distribution of the ratio between the markers RMSE obtained for the 64 models and with the default scaled model. Results were presented for each segment. Value lower than 1 means improvement through the modified model

improved the kinematics reconstruction of the thorax (12) and clavicle (25), but the clavicle markers reconstruction reached 9% of improvement depending on the ellipsoid parameters chosen. Among the combinations that enhanced the scapula markers, several ellipsoid parameters led to a better RMSE for multiple body segments, with two distinct situations: either improving thorax/scapula only, or improving all the segments except the thorax.

The impact of ellipsoid parameters on generalized coordinates is shown on Figure 2, for two selected degrees of freedom of the scapula, namely abduction and elevation. The ellipsoid parameters from the OpenSim default scaling (plain blue line) were obviously within the standard deviation of the 64 modified parameters (light blue space), whereas the parameters that optimized the global marker RMSE (red dashed line) displayed a different behaviour along the propulsion cycle.

Since many models resulted in higher RMSE than the default model (Figure 1), it could be assumed that the default scaling method implemented in OpenSim provided a reasonable kinematics reconstruction. However, by slightly changing ellipsoid parameters, it was shown that RMSE could be reduced. With the hypothesis that a lower marker error denotes a better kinematic chain, this result implied that ellipsoid parameters are key elements that should be subject-specifically defined.

The differences in kinematics can be explained from geometric interpretation of ellipsoid parameters: the ellipsoid that minimized the global marker RMSE placed the scapulothoracic joint centre more downwards and backwards in the thorax, which explained why the resulting scapula elevation is higher (Figure 2). Moreover, for some degrees of freedom, like scapula abduction, the standard deviation resulting from the different models was reduced around the middle of the propulsion cycle, whereas it increased at the beginning or the end of the propulsion cycle. This could be explained by the scapula motion that exhibit a lower amplitude in the middle of the propulsion cycle, while it reaches greater angles when the arm moves backwards to allow the rim grasp.

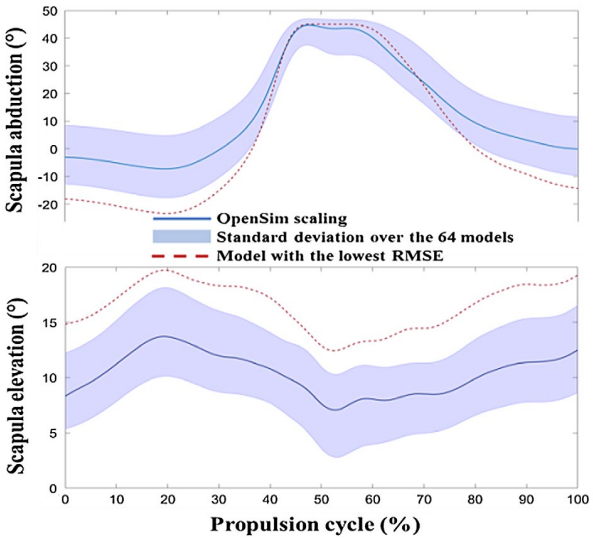


Figure 2. Impact of ellipsoid parameters on scapula angles during MWC propulsion

4. Conclusions

A full factorial design showed that scapular ellipsoid parameters can result in significant improvement in the kinematics reconstruction during MWC propulsion. In this perspective, subject-specific imaging methods coupled to optimization algorithms could be of great interest. This study could also be extended with the clavicle length which was already showed as critical (Duprey et al., 2017).

References

Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering. 54(11):1940–50.

Duprey S, Naaim A, Moissenet F, Begon M, Chèze L. 2017. Kinematic Models of the Upper Limb Joints for Multibody Kinematics Optimisation: An Overview. Journal of Biomechanics.

Holzbaur KRS, Murray WM, Delp SL. 2005. A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. Annals of Biomedical Engineering. 33(6):829–40.

Naaim A, Moissenet F, Duprey S, Begon M, Chèze L. 2017. Effect of Various Upper Limb Multibody Models on Soft Tissue Artefact Correction: A Case Study. Journal of Biomechanics.

Seth A, Matias R, Veloso AP, Delp SL. 2016. A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. PLOS ONE. 11(1).

Van der Helm FCT. 1994. A Finite Element Musculoskeletal Model of the Shoulder Mechanism. Journal of Biomechanics. 27(5):551–555.

COMPUTER METHODS IN BIOMECHANICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2017
VOL. 20, NO. S1, S171–S172
https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382917

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

OPEN ACCESS Check for updates

Tracking the scapula motion through multibody kinematics optimisation to study manual wheelchair propulsion

P. Puchaud[a,b], S. Hybois[a], A. Siegel[a], J. Bascou[b], H. Pillet[a] and C. Sauret[a]

[a]Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France; [b]Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

KEYWORDS Shoulder; kinematic chain; scapulothoracic; wheelchair; sequential kinematics

1. Introduction

Propelling a manual wheelchair (MWC) is a strenuous form of locomotion for the musculoskeletal system resulting in 30 to 70 % of the MWC users suffering from musculoskeletal disorders, particularly at the shoulder complex. Consequently, studying its biomechanics with non-invasive techniques is a major concern. Studying its kinematic is the first step for further analysis. Yet, this is a challenging task because soft tissue artefact (STA) especially occurs over the scapula. Sequential kinematics of the scapula can be asses by means of a scapula locator (SCL) placed on the scapula in several static poses. Using this technique, some authors showed that scapula exhibited a non-negligible motion during MWC propulsion (Koontz et al. 2004). However, this technique is difficult to use to follow continuous motion at real velocity. Nonetheless, multiple calibration methods (de Groot and Brand 2001), have been used in the scapula plane but they were not suitable for the study of MWC where the motion can occur in the three planes. Other authors reported the use of a technical cluster composed of three markers placed on the acromion or on the scapula spine. This technique seemed to be efficient for tracking the scapula orientation but failed for the translation in segmental optimisation, resulting in acromio-clavicular dislocation (Naaim et al. 2017). To avoid this phenomenon, some authors recommend the use of multibody kinematic optimisation (MKO) (Duprey et al. 2016), giving a key role to the kinematic chain model. Different models have been proposed for the shoulder complex joints, i.e. sternoclavicular (SC), scapulothoracic (ST), acromioclavicular (AC) and glenohumeral (GH) joints. But, none of these models were validated for the study of MWC propulsion.

The aim of the study was to evaluate the relevance of using a spinal marker cluster to track the scapula position through different kinematic chains with MKO to study manual wheelchair propulsion.

2. Methods

2.1. Experimental data

Ten able-bodied subjects were recruited for two or three motion capture sessions resulting in 23 data sets. Reflective markers were placed on the upper limbs and torso, and their 3D locations were recorded at 100 Hz using a 13-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK). Specifically, a marker cluster was placed on the scapula spine. Each data-set was composed of 4 sequential kinematics acquisitions corresponding to: beginning of the push phase (BPP), hand at top of the handrim (HTH), end of push phase (EPP), and another acquisition with an arm elevation at 30° in the scapula plane (EVS). During each acquisition, an experimenter placed a SCL based on three palpated anatomical landmarks: Angulus Acromialis (AA), Trigonum Scapulae and Margo Medialis.

2.2. Musculoskeletal models

Three 3D linked-segment models of the upper limbs were used and their respective degrees of freedom (DoF) are reported in Table 1. The models included hand, forearm bones, humerus, clavicle, scapula and thorax.

The first model was derived from Holzbaur's model geometries (Holzbaur et al. 2005) with free clavicles and scapulae. The second model was adapted also from the Holzbaur's model, which presented a regression motion equation allowing the scapula to move with respect to the humerus orientation. The third one was derived from the generic scapulothoracic joint model where the scapula can glide along a contact ellipsoid (Seth et al. 2016).

These models, which shared the same initial geometry and markers placement, were scaled to each subject anthropometry with the algorithm implemented in the OpenSim software (Delp et al. 2007), and the location of the AC

CONTACT P. Puchaud puchaud.pierre@gmail.com; C. Sauret christophe.sauret@ensam.eu

© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Table 1. DoF at the shoulder joints for the 3 models.

Model	SC	AC	ST	GH
1	2	3	×	3
2	regression	regression	×	3
3	2	constrained	4	3

contact point of the 3rd model was scaled with a custom routine. The scaling reference pose was chosen as the HTH.

2.3. Data treatment

The SCL markers were placed on the scapula body of the models based on a priori knowledge of the palpated anatomical landmarks. Then, the markers of the spinal cluster have been precisely placed from the global frame location to the scapula local frame for the reference HTH pose. Afterwards, a MKO was performed using the inverse kinematics tool of OpenSim with the spinal cluster and the acromial marker for the scapula segment on all acquisitions using the three models. Position and orientation of measured and reconstructed SCL reference frames were compared considering the AA landmark as the origin. The root mean squared error (RMSE) between measured and reconstructed SCL frame was calculated both for translation and orientation.

3. Results and discussion

RMSE for the translation are reported in Figure 1. Across the 3 poses simulating MWC push, RMSE were equivalent or lower for the model 3 with respect to models 1 and 2. For the EVS pose, model 2 exhibited the lowest RMSE value. As for translation, when considering the 3 MWC poses, model 3 resulted in lower angle RMSE (Figure 1). Model 2 showed equivalent results for poses BPP but failed for EPP. For EVS pose, all the models showed similar angle RMSE.

Since there was no constraint on the tilt rotation of the scapula, model 1 showed the largest errors. Model 2 appears the most efficient to describe elevation in the scapula plane, for the translation. This result is not surprising because this model was specifically intended for this motion. During the EPP pose, it was less efficient due to the large external rotation of the scapula. Finally, the model 3 associated with a spinal marker cluster seemed to be more reliable when focusing on MWC propulsion.

However, none of these models appears fully satisfactory. This study showed the effect of the kinematic chain in term of DoFs. However, the kinematic chain is also defined by the segment length. Particularly, the clavicle length was demonstrated as crucial for the efficiency of upper limbs MKO (Duprey et al. 2016). However, to date, personalisation procedures remain a great challenge. For that purpose, medical images or optimisation techniques should be useful, for the definition of both the clavicle length, and the dimensions and the position of the contact ellipsoid.

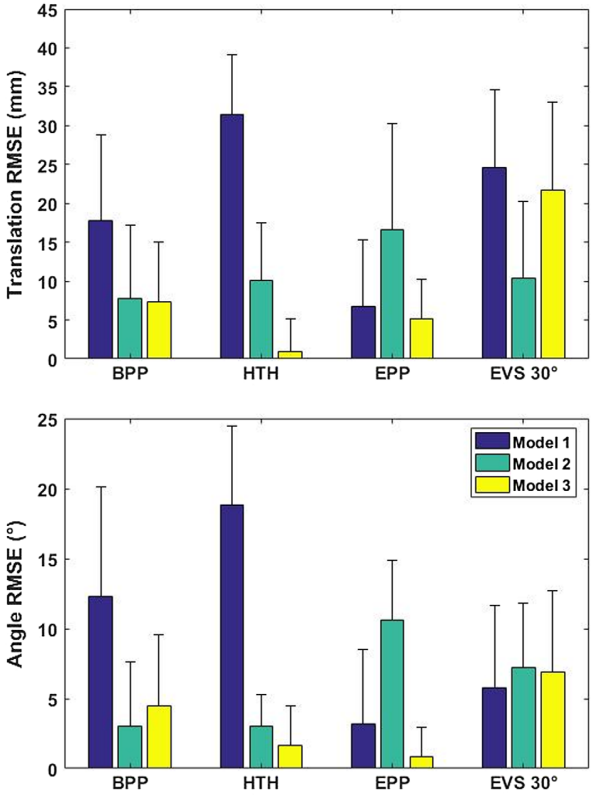


Figure 1. RMSE for translation and orientation between measured and reconstructed SCL frame.

4. Conclusions

The musculoskeletal models with an ellipsoid joint appear to be more efficient to track the scapula motion with a spinal cluster through MKO to study MWC propulsion. However, further research for the personalisation of the kinematic chain remains to be performed.

References

Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng. 54:1940–1950.

Duprey S, Naaim A, Moissenet F, Begon M, Chèze L. 2016. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: an overview. J Biomech.

de Groot JH, Brand R. 2001. A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. Clin Biomech Bristol Avon. 16:735–743.

Holzbaur KRS, Murray WM, Delp SL. 2005. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. Ann Biomed Eng. 33:829–840.

Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, Souza AL, Fay BT. 2004. Scapular range of motion in a quasi-wheelchair push. Int J Ind Ergon. 33:237–248.

Naaim A, Moissenet F, Duprey S, Begon M, Chèze L. 2017. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: A case study. J Biomech.

Seth A, Matias R, Veloso AP, Delp SL. 2016. A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. PLOS ONE. 11:e0141028.

2.3 XV International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, Manchester, juillet 2018

Evaluation of scapula kinematics assessment during wheelchair sports activities

Introduction

Manual wheelchair (MWC) locomotion can lead to upper limbs injuries, especially when associated with a specific sport, such as wheelchair tennis or wheelchair basketball [1] for which overhead movements are recurrent. To understand such pathologies, shoulder kinematics assessment is critical but difficult to investigate with conventional motion analysis techniques, due to large soft tissue artefacts. A reference method, using a scapula locator device (SL) positioned on specific anatomical landmarks, has been proposed [2]. However, it has been shown to be operator-dependent and required the subject to perform the motion with a restricted range. As an alternative, some studies used a technical cluster (TC) composed of reflective markers placed on the spine of the scapula [2]. This method has been validated for functional movements, but not in ecological situations.

Research Question

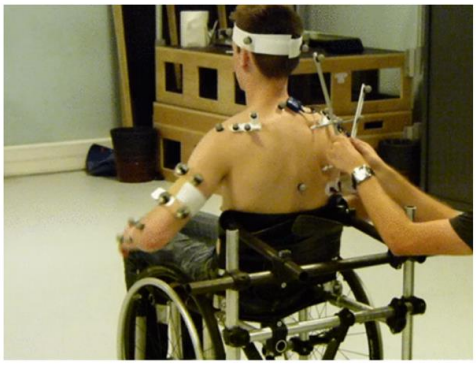
Is the assessment of the motion of the scapula with a technical cluster reliable when investigating shoulder kinematics during MWC sports activities?

Methods

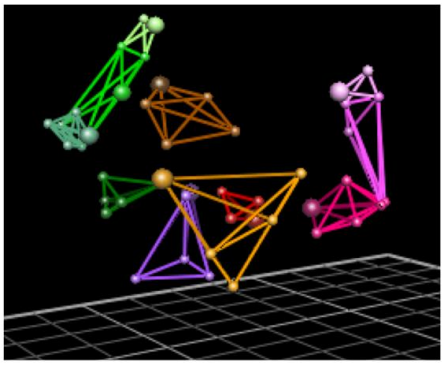
Ten subjects with various levels of disabilities participated in this preliminary study, the protocol of which received ethical approvals. During the experiments, subjects were equipped with reflective markers on the upper limbs, including a TC on the spine of the scapula, and asked to sit on a MWC ergometer and to simulate MWC propulsions, tennis serves and basketball shoots (Fig 1).

During each acquisition, a SL device was maintained by an experimenter on 3 anatomical landmarks of the scapula. Location of all markers and SL were collected simultaneously with an optoelectronic motion capture system composed of 8 cameras (Vicon system) at 100 Hz. For each acquisition, subjects started in a static position to allow calibration between the SL and TC positions. Then specific motions were performed, namely MWC propulsion, tennis serve and basketball shooting, at a lower velocity than usual for these tasks, to facilitate the scapula tracking by the experimenter who had to maintain the SL device in contact with the anatomical landmarks.

Anatomical frames of the thorax and scapula were built according to ISB recommendations [3]. The orientation of the scapula was then computed from the TC, the position of the SL device being inferred from the rigid body transformation matrix obtained during the static pose. Scapula angles were obtained using a y-x'-z" mobile-axis Euler sequence. Scapula orientation estimations were then compared to the reference



1a.



1b.

Fig 1a. Experimental session with the scapula locator device maintained on anatomical landmarks
Fig 1b. 3D reconstruction of a tennis serve, with the marker set of this study

values from the SL. Since MKO proved to prevent from bone penetration and joint dislocation and was believed to reduce soft-tissue artefacts, a further step to validate the use of a scapula TC was to reconstruct the kinematics with a custom musculoskeletal model of the upper limbs extended from [4], using multi-body kinematics optimisation (MKO) to track markers on the upper extremities (including the TC). Scapula orientation was inferred from this reconstruction.

Results

The scapula orientation obtained from the SL device for the different activities is reported on Fig.2. Basketball shooting involved the highest amplitude of scapula motion among the three activities. MWC propulsion and basketball shooting involved mainly internal/external rotation of the scapula, while tennis serves displayed mainly downward/upward rotation. Tennis serve gesture also resulted in the highest variability between subjects.

The estimation of the scapula orientation from the TC showed variations with respect to the SL device. The angular differences ranged from 1.4° (upward/downward rotation for the tennis serve) to 3.9° (anteroposterior tilt in MWC propulsion). The average distance between measured and reconstructed scapula markers was overall similar between activities and ranged from 4.5mm to 13.2 mm. Scapula orientation computed with MKO unexpectedly showed larger errors with the reference method than the estimation from the TC. The maximal angular error between the MKO method and the scapula cluster was 12° for MWC propulsion, 34° for the tennis serve and 20° for basketball shooting.

Discussion

The amplitude of scapula motion for the MWC locomotion was consistent with the literature [5]. For the tennis serve, the significant variability could be explained by the complexity of this motion and the specific strategies

	MWC propulsion	Tennis serve	Basketball shooting
Downward/upward rotation	**-10.7**° (2.3°) / **3.0**° (4.1°)	**-14.7**° (7.8°) / **21.5**° (13.1°)	**-31.1**° (14.7°) / **7.6**° (7.4°)
	1.6° (1.0°)	**2.6° (1.1°)**	**2.1° (1.3°)**
Internal/external rotation	**-25.8**° (2.0°) / **8.9**° (3.1°)	**16.0**° (20.2°) / **45.8**° (25.7°)	**-17.9**° (7.5°) / **46.0**° (6.7°)
	1.6° (0.8°)	**1.6° (0.7°)**	**1.4° (0.8°)**
Anterior/posterior tilt	**26.3**° (3.5°) / **39.3**° (3.3°)	**-14.4**° (4.6°) / **3.7**° (6.2°)	**-12.7**° (5.9°) / **2.3**° (2.0°)
	3.9° (2.2°)	**2.6° (1.0°)**	**2.4° (1.0°)**

Fig 2. Scapula orientations with respect to thorax averaged over the 10 subjects, for each activity (standard deviations between brackets), and angular root mean square differences between TC and SL estimations (in red)

chosen by each subject. To estimate scapula orientation, the TC method seemed to be efficient with respect to the SL device, because of moderate angular differences (Fig 2), that were in accordance with results from the literature in other activities [2, 6]. The potentiality of musculoskeletal modelling and MKO to improve scapula kinematics was limited by the generic dimensions of the kinematic chain, though scaled to subjects' anthropometry, which had favoured certain orientations of the scapula. The personalisation of the scapulothoracic ellipsoid parameters (centre, radii and orientation) and the clavicle length will be the next challenge to overcome this issue.

References

1 Ferrarra, Paraplegia 1990; 28:335-341
2 Van Andel, Gait Posture 2009; 29(1):123-28
3 Wu, J Biomech 2005; 38:981-992
4 Seth, PLos ONE 2016; 11(1):e014102
5 Raina, Hum Mov Sci 2012; 31(2):397-407
6 Meskers, J Biomech 2006; 40(4):941-46

2.4 Congrès de l'International Society of Physical Medicine and Rehabilitation (ISPRM), Paris, juillet 2018

,

Investigating the effects of manual wheelchair adjustments on locomotion stability through multi-factorial numerical simulations

HYBOIS Samuel[a], BASCOU Joseph[a,b], LAVASTE François[a,b], PILLET Hélène[a] , SAURET Christophe[a]

[a] Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, 151 bd de l'Hôpital, 75013 Paris (France)

[b] Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, 47 rue de l'Échat, 94048 Créteil (France)

Introduction

Manual wheelchair (MWC) enables people with certain disabilities to recover mobility at the expense of higher energy expenditure for the upper limbs. To reduce the risk of musculoskeletal disorders, MWC configuration has to be adapted to the user, meanwhile considering MWC stability to reduce the risk of fall. The aim of this study was to investigate the effect of various adjustments on MWC stability during locomotion.

Material and methods

A numerical representation of the MWC was developed, allowing several tasks of daily life (start-up, propulsion, turning, etc.) to be simulated from various MWC configurations. The inputs of the model were the mechanical actions of the user on both the frame and the two handrims, and the kinematics, which enabled the computation of ground reaction forces on the wheels. Subsequently, the proportion of the normal component on both the rear and front wheels allowed calculating a locomotion index of stability, which revealed either backwards, balanced or frontwards loading of the MWC.

Results

Simulation allowed investigating multiple adjustments, altering the rear wheel axle position with respect to the seat (-10 to + 10 cm) and the wheelbase (20 to 50 cm). The different combinations

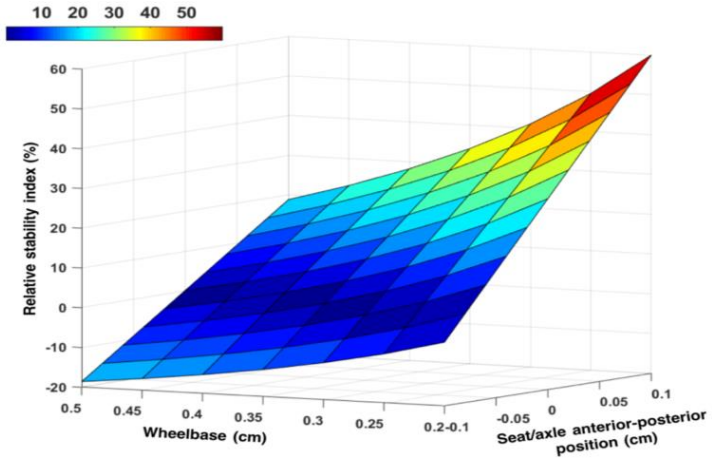


Fig 1. Relative stability index during a turning maneuver for different MWC configurations. Dark blue (0%) represents the most stable position, while positive (resp. negative) values account for forwards (resp. backwards) loading

from these two parameters resulted in important changes in stability, ranging from -18% backward to +59% forward with respect to the balance position (Fig.1).

Discussion – conclusion

MWC settings are multiple and interdependent, and affect both mobility and stability. Multi-factorial simulations could then help to design suitable MWC configurations for users. In this study, we focused on stability but other parameters could have been studied because trade-offs have to be made between stability, mobility and energy expenditure. For that purpose, optimization procedures could be used to assist clinician in finding the most suitable MWC settings.

2.5 6th International Rehabmove Congress, Groningen, décembre 2018

,

Numerical simulations for improving wheeled mobility of manual wheelchair users among a set of daily-life activities

Hybois S[a,*], Bascou J[b], Lavaste F[a,b], Pillet H[a], Sauret C[a]

[a] *Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, 151 bd de l'Hôpital, 75013 Paris (France)*
[b] *Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides*

**Corresponding author: Hybois Samuel; samuel.hybois@ensam.eu*

Abstract: Manual wheelchair (MWC) locomotion is an exhausting task for the upper limbs. Hence, reducing energy loss can improve users' mobility. The purpose of this study was to investigate how numerical optimization could allow decreasing the energy loss (swiveling and rolling resistance) by numerically adjusting MWC settings, including seat height and anterior-posterior position, seat and backrest angles, and wheelbase. One participant performed a set of daily-life MWC maneuvers, including start-up, straight propulsion or u-turns using an instrumented wheelchair allowing handrims, seat, backrest and footrest forces and torques to be measured. These mechanical actions were used as inputs of a mechanical model to assess instantaneous values of rolling and swiveling resistances. This numerical model was parameterized with several settings, including fore-aft and vertical positions of the seat, wheelbase and seat/backrest angles. For each trial and each task, a numerical optimization procedure was designed and implemented in Matlab to find the configuration minimizing energy loss while ensuring no-tipping of the MWC. Numerical optimization allowed the total energy loss to be decreased. Optimal settings were different according to the trial and the task that was performed. This mobility improvement was reached at the expense of the overall stability. MWC settings optimization through numerical optimization allows defining a MWC configuration that would improve users' mobility by decreasing energy loss by rolling and swiveling resistance. This preliminary investigation should be completed with a musculoskeletal model of the upper limbs to generate optimal wheelchair locomotion taking into account shoulder loading.

Keywords: wheelchair, mobility, optimization.

Introduction

As manual wheelchair (MWC) locomotion is a strenuous task for the upper limbs (Mercer et al., 2006), it is believed that adjusting settings could be a helpful strategy to reduce the articular loading. Some studies have tackled this question experimentally by testing multiple wheelchair configurations and analyze the adaptations in the biomechanics of the locomotion, either for sports (van der Slikke et al., 2018) or daily-life applications. However, it is difficult to test the influence of several parameters simultaneously due to the high number of resulting configurations. Another approach to find optimal MWC configurations is to use numerical simulation. In this study, our main goal was to use optimization procedures to numerically investigate whether changes in several wheelchair settings (seat position, seat height, wheelbase, seat/backrest angles, and camber angle) could reduce the energy loss during a

locomotion cycle, thus improving mobility. To fulfill this objective, we 1) developed a mechanical model of MWC to compute the ground reaction forces applied on the wheels, 2) collected experimental data (kinematics and kinetics) in various daily-life MWC tasks, 3) performed optimization procedures on the previously mentioned settings in the aim of minimizing energy losses due to rolling and turning resistance.

Methods

Mechanical model of the MWC

The MWC mechanical model was built, as an extension of previous work (Sauret et al., 2013) by expending the equations of motion, with several assumptions: translation and rotation were performed on a flat and horizontal surface, rear and front wheels rolled without sliding, the user was modelled as an overall set of mechanical actions, applied by the hands on both handrims and by the body on the frame of the MWC (seat, backrest, footrest), and finally rolling and swiveling resistances were not neglected for rear and front wheels. The resulting set of equations enabled to compute the instantaneous values of the normal and transversal components of the ground reaction forces, as functions of both the MWC parameters (settings, masses, inertias, etc.) and the mechanical actions exerted by the user. The normal components of these reactions were then used to compute the energy loss by rolling and swiveling resistances.

Experimental data

One participant performed a set of daily-life MWC maneuvers, including start-up, straight propulsion or u-turns using an instrumented wheelchair (Dabonneville et al., 2005; Sauret et al., 2013; Hybois et al., 2018) allowing handrim, seat, backrest and footrest forces and torques to be measured.

Optimization procedure

With the assumption that mechanical actions remained unchanged when settings were modified, the MWC model allowed us to numerically alter some settings of the MWC and compute the resulting energy losses. The settings allowed to be modified in the optimization procedure were seat anterior (x_s) and vertical (y_s) positions, wheelbase (w_b), seat (θ_s) and backrest (θ_b) angles, camber angle (θ_c). These six parameters were the variables of our optimization procedure. The objective function was the total energy loss by rolling and swiveling resistances per cycle, formulated as a time integration over the whole task. We added constraints to increase the feasibility of the solutions. A path constraint enforced the stability index (distribution between front and rear normal components of the wheel/floor reaction forces) to remain in a no-tipping range at any moment. Another constraint was added, to guarantee that the MWC configuration at each iteration of the optimization was physiological, i.e. allowing a grip of the handrims and contact of the feet on the footrest while seated. This optimization procedure was applied to several cycles of daily-life tasks: steady-state propulsion, start-up and turning maneuver.

Results

The optimization procedure allowed to reduce the energy loss for most cycles in each task, at various scales. With respect to the default stable MWC configuration, the optimal settings led to a reduction of energy loss per cycle of 25 ± 5 % for propulsion, 22 ± 9 % for start-up and 14 ± 7 % for turning maneuvers. However, as shown on Fig.1, the optimal settings could vary for a single task, depending on the cycle, which underlined the sensitivity of the method to experimental data.

However, some trends can be observed for some settings. Mobility seems to be improved for backwards positions of the seat x_s and for the highest values of wheelbase w_b.

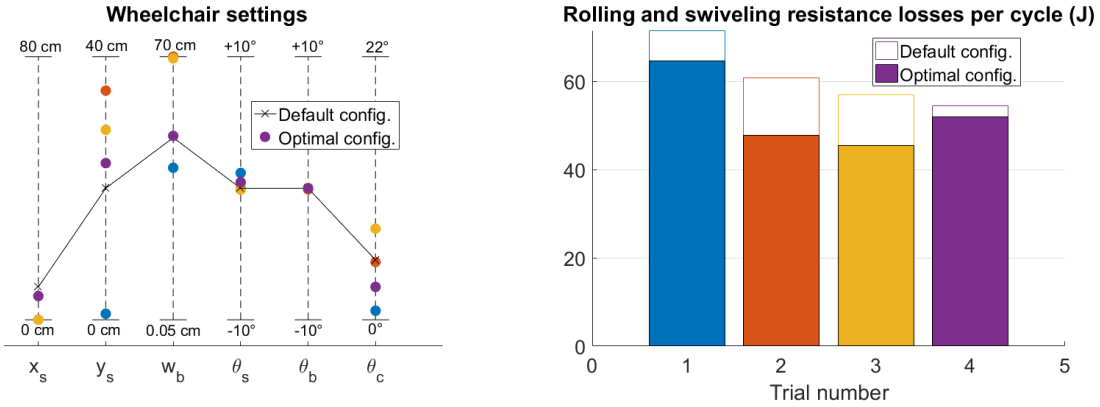


Figure 1. Optimal wheelchair settings and reduction of energy loss for a typical subject, for the turning task. Each color is associated with a single trial.

Conclusion and discussion

The numerical approach developed in this study showed its ability to minimize energy loss during MWC locomotion tasks. A method based on this simulations could improve wheeled mobility and be a first step towards an additional tool for occupational therapists when prescribing a wheelchair. However, there are still many improvements to be done. Indeed, for the same task, optimal settings vary from one cycle to another, hindering general recommendations to be made. This is due to the sensitivity of the methods to experimental inputs. The next step of this work would be to overcome these limitations, either by considering average cycles for each task, or by replacing experimental data by simulated ones, using optimal control strategies. Other optimization objectives, such as minimizing shoulder loads or maximizing MWC velocity could also be investigated.

References

Dabonneville M et al. (2005) A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. Technology and Disability. 17:63-76

Hybois S et al. (2018) Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology. 13:40-46

Mercer JL et al. (2006) Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. Journal of Rehabilitation Research and Development. 41:395-402

Sauret C et al. (2013) Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. Medical Engineering and Physics. 35:289-297

van der Slikke RMA et al. (2018) Wheelchair mobility performance enhancement by changing wheelchair properties; what is the effect of grip, seat height and mass? International Journal of Sports Physiology and Performance. 13(8):1050-58

Bibliographie

Ackermann, M., Leonardi, F., Costa, H. R., and Fleury, A. T. (2014). Modeling and optimal control formulation for manual wheelchair locomotion : The influence of mass and slope on performance. In *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 1079–1084. IEEE.

Ackermann, M. and van den Bogert, A. J. (2010). Optimality principles for model-based prediction of human gait. *Journal of Biomechanics*, 43(6) :1055–1060.

Assi, A., Sauret, C., Massaad, A., Bakouny, Z., Pillet, H., Skalli, W., and Ghanem, I. (2016). Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & posture*, 48 :30–35.

Bascou, J. (2012). *Analyse biomécanique pour la compréhension et l'amélioration du fauteuil roulant dans son application au tennis de haut niveau.* PhD thesis, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.

Bascou, J., Pillet, H., Kollia, K., Sauret, C., Thoreux, P., and Lavaste, F. (2014). Turning resistance of a manual wheelchair : a theoretical study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(sup1) :94–95.

Bascou, J., Sauret, C., Hybois, S., and Pillet, H. (2018). Effet du carrossage en fauteuil roulant : une approche numérique. *Science & Sports*, 33 :S22.

Bascou, J., Sauret, C., Lavaste, F., and Pillet, H. (2017). Is bearing resistance negligible during wheelchair locomotion ? Design and validation of a testing device. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 19(3) :165–176.

Blache, Y. and Begon, M. (2017). Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.*

Boninger, M. L., Baldwin, M., Cooper, R. A., Koontz, A., and Chan, L. (2000). Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(5) :608–13.

Boninger, M. L., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., and Souza, A. L. (2003). Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(11) :1615–1620.

Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M., and Fay, B. T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(5) :718–23.

Bourgain, M., Hybois, S., Thoreux, P., Rouillon, O., Rouch, P., and Sauret, C. (2018). Effect of shoulder model complexity in upper-body kinematics analysis of the golf swing. *Journal of Biomechanics*, 75 :154–158.

Breteler, M. D., Spoor, C. W., and Van der Helm, F. C. (1999). Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *Journal of biomechanics*, 32(11) :1191–7.

Brochard, S., Lempereur, M., and Rémy-Néris, O. (2011). Accuracy and reliability of three methods of recording scapular motion using reflective skin markers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 225(1) :100–5.

Brown, C. (2018). *Predictive Forward Dynamic Simulation of Manual Wheelchair Propulsion.* Ms thesis, University of Waterloo (Ontario, Canada).

Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., and Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 21(2) :186–196.

Cerquiglini, S., Figura, F., Marchetti, M., and Ricci, B. (1981). Biomechanics of wheelchair propulsion. *Proceedings of the Seventh International Congress of Biomechanics*, 3A :410–419.

Charlton, I. W. and Johnson, G. R. (2006). A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 220(8) :801–812.

Chen, Y., Devivo, M. J., and Jackson, A. B. (2005). Pressure ulcer prevalence in people with spinal cord injury : age-period-duration effects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(6) :1208–13.

Chénier, F., Bigras, P., and Aissaoui, R. (2015). A new dynamic model of the wheelchair propulsion on straight and curvilinear level-ground paths. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(10) :1031–1043.

Clauser, C. E., McConville, J. T., and Young, J. W. (1969). Weight, volume and center of mass of segments of the human body. In *Technical Report AMRL-TR-69-70.* Yellow Springs, Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.

Coelho, P. and Nunes, U. (2005). Path-following control of mobile robots in presence of uncertainties. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(2) :252–261.

Collinger, J. L., Boninger, M. L., Koontz, A. M., Price, R., Sisto, S. A., Tolerico, M. L., and Cooper, R. A. (2008). Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion : a multisite study of persons with paraplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(4) :667–76.

Cooper, R. A. (1990). A systems approach to the modeling of racing wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*, 27(2) :151–62.

Cooper, R. A. (1996). A perspective on the ultralight wheelchair revolution. *Technology and Disability*, 5 :383–92.

Cooper, R. A. (2009). SMARTWheel : From concept to clinical practice. *Prosthetics and orthotics international*, 33(3) :198–209.

Cooper, R. A., Boninger, M. L., Shimada, S. D., and Lawrence, B. M. (1999). Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 78(5) :435–46.

Cooper, R. A., Robertson, R. N., VanSickle, D. P., Boninger, M. L., and Shimada, S. D. (1997). Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments : a technical note. *Journal of rehabilitation research and development*, 34(2) :162–70.

Coulomb, C. A. (1785). Théorie des machines simples. In *Mémoires de Mathématique et de Physique de l'Académie des Sciences, t. 10*, pages 161–331.

Crowninshield, R. D. (1978). Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Forces. *Journal of Biomechanical Engineering*, 100(2) :88.

Crowninshield, R. D. and Brand, R. A. (1981a). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11) :793–801.

Crowninshield, R. D. and Brand, R. A. (1981b). The prediction of forces in joint structures ; distribution of intersegmental resultants. *Exercise and sport sciences reviews*, 9 :159–81.

Cuerva, V. I., Ackermann, M., and Leonardi, F. (2017). The influence of speed and slope angle on wheelchair propulsion patterns : an optimal control study. In *Procceedings of the 24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering*. ABCM.

Curtis, K. A., Drysdale, G. A., Lanza, R., Kolber, M., Vitolo, R. S., and West, R. (1999). Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(4) :453–457.

Dabonneville, M., Kauffmann, P., Vaslin, P., de Saint Rémy, N., Couétard, Y., and Cid, M. (2005). A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability*, 17(2) :63–76.

Dallmeijer, A. J., van der Woude, L. H., Veeger, H. E., and Hollander, A. P. (1998). Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 77(3) :213–21.

de Groot, J. H. and Brand, R. (2001). A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clinical Biomechanics*, 16(9) :735–43.

De La Cruz, C., Bastos, T. F., and Carelli, R. (2011). Adaptive motion control law of a robotic wheelchair. *Control Engineering Practice*, 19(2) :113–125.

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9) :1223–30.

de Vries, W., Veeger, H., Cutti, A., Baten, C., and van der Helm, F. (2010). Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems. *Journal of Biomechanics*, 43(10) :1983–1988.

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., and Thelen, D. G. (2007). OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11) :1940–50.

Desroches, G., Aissaoui, R., and Bourbonnais, D. (2006). Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(7) :871.

Desroches, G., Aissaoui, R., and Bourbonnais, D. (2008a). Relationship Between Resultant Force at the Pushrim and the Net Shoulder Joint Moments During Manual Wheelchair Propulsion in Elderly Persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(6) :1155–1161.

Desroches, G., Aissaoui, R., and Bourbonnais, D. (2008b). The Effect of Resultant Force at the Pushrim on Shoulder Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion : A Simulation Study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(4) :1423–1431.

DiGiovine, C. P., Rosen, L., Berner, T., Betz, K., Roesler, T., and Schmeler, M. (2012). RESNA Position on the Application of Ultralight Manual Wheelchairs. Technical report, Rehabilitation Engineering & Assistive Technology Society of North America.

Doriot, N. and Chèze, L. (2004). A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 51(1) :21–7.

Dubowsky, S. R., Rasmussen, J., Sisto, S. A., and Langrana, N. A. (2008). Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *Journal of Biomechanics*, 41(14) :2981–2988.

Dumas, R., Aissaoui, R., and de Guise, J. A. (2004). A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7(3) :159–66.

Dumas, R., Chèze, L., and Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics*, 40(3) :543–53.

Duprey, S., Billuart, F., Sah, S., Ohl, X., Robert, T., Skalli, W., and Wang, X. (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. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5) :396–402.

Duprey, S., Cheze, L., and Dumas, R. (2010). Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of biomechanics*, 43(14) :2858–62.

Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M., and Chèze, L. (2017). Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation : An overview. *Journal of biomechanics*, 62 :87–94.

Eicholtz, M. R., Caspall, J. J., Dao, P. V., Sprigle, S., and Ferri, A. (2012). Test method for empirically determining inertial properties of manual wheelchairs. *Journal of rehabilitation research and development*, 49(1) :51–62.

El Habachi, A., Duprey, S., Chèze, L., and Dumas, R. (2013). Global sensitivity analysis of the kinematics obtained with a multi-body optimisation using a parallel mechanism of the shoulder. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16 Suppl 1 :61–2.

El Habachi, A., Duprey, S., Cheze, L., and Dumas, R. (2015). A parallel mechanism of the shoulder—application to multi-body optimisation. *Multibody System Dynamics*, 33(4) :439–451.

Eng, J. J. and Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking : what information can be gained from a three-dimensional model ? *Journal of biomechanics*, 28(6) :753–8.

Engström, B. (2009). *L'assise ergonomique. Un véritable défi pour les utilisateurs de fauteuil roulant manuel*. Format Editions, Grenoble.

Eydieux, N., Hybois, S., Siegel, A., Bascou, J., Vaslin, P., Pillet, H., Fodé, P., and Sauret, C. (2019). Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice : spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, pages 1–9.

Ezati, M., Ghannadi, B., and McPhee, J. (2019). A review of simulation methods for human movement dynamics with emphasis on gait. *Multibody System Dynamics*.

Fallot, C. (2016). *Quantification of mechanical energy losses during wheelchair activity*. Master thesis, Université Paris Descartes.

Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P., and Thevenon, A. (2004). The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *Journal of rehabilitation research and development*, 41(3B) :421–8.

Faupin, A., Guillon, B., and Lepoutre, F.-X. (2011). Contraintes et règles usuelles pour le choix et les réglages d'un FRM. In *Le fauteuil roulant manuel : choix et réglages*, pages 241–249.

Finlayson, M. and van Denend, T. (2003). Experiencing the loss of mobility : perspectives of older adults with MS. *Disability and Rehabilitation*, 25(20) :1168–1180.

Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E., and Rodgers, M. M. (2004). The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *Journal of rehabilitation research and development*, 41(3B) :385–95.

Frank, T. G. and Abel, E. W. (1989). Measurement of the turning, rolling and obstacle resistance of wheelchair castor wheels. *Journal of biomedical engineering*, 11(6) :462–6.

Gagnon, B., Noreau, L., and Vincent, C. (2005a). Reliability of the seated postural control measure for adult wheelchair users. *Disability and rehabilitation*, 27(24) :1479–91.

Gagnon, B., Vincent, C., and Noreau, L. (2005b). Adaptation of a seated postural control measure for adult wheelchair users. *Disability and rehabilitation*, 27(16) :951–9.

Garner, B. and Pandy, M. G. (2000). The Obstacle-Set Method for Representing Muscle Paths in Musculoskeletal Models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3(1) :1–30.

Garner, B. A. and Pandy, M. G. (2001). Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 4(2) :93–126.

Gellman, H., Sie, I., and Waters, R. L. (1988). Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clinical orthopaedics and related research*, (233) :132–5.

Gentile, A., Messina, A., and Trentadue, A. (1996). Dynamic Behaviour of a Mobile Robot Vehicle with a Two Caster and Two Driving Wheel Configuration. *Vehicle System Dynamics*, 25(2) :89–112.

Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A., Pérez-Rizo, E., Pérez-Nombela, S., and Crespo-Ruiz, B. (2010a). Shoulder joint kinetics during wheelchair propulsion on a treadmill at two different speeds in spinal cord injury patients. *Spinal cord*, 48(4) :290–6.

Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A., Pérez-Rizo, E., Pérez-Nombela, S., and Pablo Rodríguez-Rodríguez, L. (2010b). Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *Journal of biomechanics*, 43(13) :2508–15.

Gil-Agudo, A., Mozos, M. S., Ruiz, B. C., Del-Ama, A. J., Pérez-Rizo, E., Segura-Fragoso, A., and Jiménez-Díaz, F. (2016). Shoulder kinetics and ultrasonography changes after performing a high-intensity task in spinal cord injury subjects and healthy controls. *Spinal Cord*, 54(4) :277–282.

Gil-Agudo, A., Solas-Mozos, M., Crespo-Ruiz, B., del Ama Eng, A. J., Parez-Rizo, E., Segura-Fragoso, A., and Jimanez-Daaz, F. (2014). Echographic and Kinetic Changes in the Shoulder Joint after Manual Wheelchair Propulsion Under Two Different Workload Settings. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2.

Giner-Pascual, M., Alcanyis-Alberola, M., Millan González, L., Aguilar-Rodríguez, M., and Querol, F. (2011). Shoulder pain in cases of spinal injury : influence of the position of the wheelchair seat. *International Journal of Rehabilitation Research*, 34(4) :282–9.

Gorce, P. and Louis, N. (2012). Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users : influence of wheelchair settings. *Clinical Biomechanics*, 27(1) :7–15.

Groce, N. (2002). *From Charity to Disability Rights. Global Initiatives of Rehabilitation International,1922-2002*. Rehabilitation International, New York.

Guo, L.-Y., Su, F.-C., and An, K.-N. (2002). Optimum Propulsion Technique in Different Wheelchair Handrim Diameter. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 22(1) :1–10.

Guo, L.-Y., Su, F.-C., and An, K.-N. (2006). Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion : Mechanical energy and power flow analysis. *Clinical Biomechanics*, 21(2) :107–115.

Guo, L.-Y., Su, F.-C., Wu, H.-W., and An, K.-N. (2003). Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(2) :106–14.

Hajizadeh, M., Michaud, B., and Begon, M. (2019). The effect of intracortical bone pin on shoulder kinematics during dynamic activities. *International Biomechanics*, 6(1) :47–53.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843) :136–195.

Hinrichs, R. N. (1985). Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements : An extension of the data of Chandler et al. (1975). *Journal of Biomechanics*, 18(8) :621–624.

Hofstad, M. and Patterson, P. E. (1994). Modelling the propulsion characteristics of a standard wheelchair. *Journal of rehabilitation research and development*, 31(2) :129–37.

Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M., and Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering*, 33(6) :829–40.

Huang, Y.-C., Guo, L.-Y., Tsai, C.-Y., and Su, F.-C. (2013). Mechanical energy and power flow analysis of wheelchair use with different camber settings. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(4) :403–412.

Hughes, C. J., Weimar, W. H., Sheth, P. N., and Brubaker, C. E. (1992). Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 73(3) :263–9.

Hybois, S. (2016). *Effet d'un apprentissage autonome de la locomotion en FRM sur les efforts à l'épaule*. Master thesis, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech.

Hybois, S., Bascou, J., Lavaste, F., Pillet, H., and Sauret, C. (2017a). Sternoclavicular joint unlocking significantly affects shoulder kinetics in manual wheelchair propulsion. In *23rd Congress of the European Society of Biomechanics*, Sevilla, Spain.

Hybois, S., Lombart, A., Puchaud, P., Bascou, J., Lavaste, F., Pillet, H., and Sauret, C. (2017b). Effects of ellipsoid parameters on scapula motion during manual wheelchair propulsion based on multibody kinematics optimization. A preliminary study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(sup1) :107–108.

Hybois, S., Puchaud, P., Bourgain, M., Lombart, A., Bascou, J., Lavaste, F., Fodé, P., Pillet, H., and Sauret, C. (2019). Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics

and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 69 :153–160.

Hybois, S., Siegel, A., Bascou, J., Eydieux, N., Vaslin, P., Pillet, H., Fodé, P., and Sauret, C. (2018). Shoulder kinetics during start-up and propulsion with a manual wheelchair within the initial phase of uninstructed training. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 13(1) :40–46.

Johnson, B. W. and Aylor, J. H. (1985). Dynamic Modeling of an Electric Wheelchair. *IEEE Transactions on Industry Applications*, IA-21(5) :1284–1293.

Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., and Sennett, B. (2001). Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics : A Validation Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2) :184.

Kauzlarich, J. J., Bruning, T., and Thacker, J. G. (1984). Wheelchair caster shimmy and turning resistance. *Journal of rehabilitation research and development*, 21(2) :15–29.

Kauzlarich, J. J. and Thacker, J. G. (1985). Wheelchair tire rolling resistance and fatigue. *Journal of rehabilitation research and development*, 22(3) :25–41.

Kelly, M. (2017). An Introduction to Trajectory Optimization : How to Do Your Own Direct Collocation. *SIAM Review*, 59(4) :849–904.

Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L., and Fay, B. T. (2002). Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*, 39(6) :635–49.

Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L., and Fay, B. T. (2004). Scapular range of motion in a quasi-wheelchair push. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33(3) :237–248.

Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Yang, Y., Impink, B. G., and van der Woude, L. H. V. (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4) :447.

Kotajarvi, B. R., Sabick, M. B., An, K.-N., Zhao, K. D., Kaufman, K. R., and Basford, J. R. (2004). The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of rehabilitation research and development*, 41(3B) :403–14.

Kulig, K., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Newsam, C. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L., and Perry, J. (1998). Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. *Clinical orthopaedics and related research*, (354) :132–43.

Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., and Begon, M. (2015). Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, 33(4) :413–438.

Leary, M., Gruijters, J., Mazur, M., Subic, A., Burton, M., and Fuss, F. (2012). A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics. *Medical Engineering & Physics*, 34(9) :1278–1286.

Lepoutre, F.-X. (2011). Le fauteuil roulant manuel : approche pluridisciplinaire pour l'aide au choix et aux réglages. In *Le fauteuil roulant manuel : choix et réglages*, pages 9–13.

Lombart, A., Siegel, A., Villa, C., Bascou, J., Pillet, H., and Sauret, C. (2017). Evaluation of a scapula spinal marker cluster to track the scapula kinematics during manual wheelchair propulsion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :121–122.

Louis, N. (2010). *Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courante : indices d'évaluation ergonomique*. PhD thesis, Université du Sud Toulon Var.

Lu, T. W. and O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics*, 32(2) :129–34.

Martins, M. A., Ackermann, M., and Leonardi, F. (2018). Effects of a closed-loop partial power assistance on manual wheelchair locomotion. *IFAC-PapersOnLine*, 51(27) :350–354.

Mason, B., van der Woude, L., Tolfrey, K., and Goosey-Tolfrey, V. (2012). The Effects of Rear-Wheel Camber on Maximal Effort Mobility Performance in Wheelchair Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 33(03) :199–204.

Mâsse, L. C., Lamontagne, M., and O'Riain, M. D. (1992). Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of rehabilitation research and development*, 29(3) :12–28.

Masson, G., Bégin, M.-A., Lopez Poncelas, M., Pelletier, S.-K., Lessard, J.-L., Laroche, J., Berrigan, F., Langelier, E., Smeesters, C., and Rancourt, D. (2016). Contribution of limb momentum to power transfer in athletic wheelchair pushing. *Journal of Biomechanics*, 49(13) :2577–2583.

Matsui, K., Shimada, K., and Andrew, P. D. (2006). Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 11(2) :180–4.

Maurer, C. L. and Sprigle, S. (2004). Effect of seat inclination on seated pressures of individuals with spinal cord injury. *Physical therapy*, 84(3) :255–61.

McConville, J. T., Churchill, T., Kaleps, I., Clauser, C., and Cuzzi, J. (1980). Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. In *Wright-Patterson Air Force Base*. Yellow Springs, Ohio.

McGlinchey-Berroth, R., Morrow, L., Ahlquist, M., Sarkarati, M., and Minaker, K. L. (1995). Late-life spinal cord injury and aging with a long term injury : characteristics of two emerging populations. *The journal of spinal cord medicine*, 18(3) :183–93.

Medola, F. O., Elui, V. M. C., Santana, C. d. S., and Fortulan, C. A. (2014). Aspects of manual wheelchair configuration affecting mobility : a review. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(2) :313–8.

Mejis, P. J., Van Oers, C. A., and Veeger, H. E. (1989). The effect of seat height on the physiological response and propulsion technique in wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Science*, 2 :104–107.

Mercer, J. L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., and Cooper, R. (2006). Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics*, 21(8) :781–789.

Moon, Y., Jayaraman, C., Hsu, I., Rice, I., Hsiao-Wecksler, E., and Sosnoff, J. (2013). Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. *Clinical Biomechanics*, 28(9-10) :967–972.

Morrow, D. A., Guo, L. Y., Zhao, K. D., Su, F. C., and An, K. N. (2003a). A 2-D model of wheelchair propulsion. *Disability & Rehabilitation*, 25(4-5) :192–196.

Morrow, D. A., Guo, L. Y., Zhao, K. D., Su, F. C., and An, K. N. (2003b). A 2-D model of wheelchair propulsion. *Disability and rehabilitation*, 25(4-5) :192–6.

Morrow, M. M., Kaufman, K. R., and An, K.-N. (2011). Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift. *Clinical Biomechanics*, 26(4) :352–357.

Morrow, M. M., Rankin, J. W., Neptune, R. R., and Kaufman, K. R. (2014). A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 47(14) :3459–3465.

Morrow, M. M. B., Kaufman, K. R., and An, K.-N. (2010). Shoulder model validation and joint contact forces during wheelchair activities. *Journal of Biomechanics*, 43(13) :2487–2492.

Mulroy, S. J., Newsam, C. J., Gutierrez, D., Requejo, P., Gronley, J. K., Lighthall Haubert, L., and Perry, J. (2005). Effect of Fore-Aft Seat Position on Shoulder Demands During Wheelchair Propulsion : Part 1. A Kinetic Analysis. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 28(3) :214–221.

Munaretto, J. M., McNitt-Gray, J. L., Flashner, H., and Requejo, P. S. (2012). Simulated effect of reaction force redirection on the upper extremity mechanical demand imposed during manual wheelchair propulsion. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(3) :255–62.

Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., and Chèze, L. (2017). Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction : A case study. *Journal of biomechanics*, 62 :102–109.

Netter, F. (2011). *Atlas d'anatomie humaine*. Elsevier Masson, Philadelphia.

Odle, B., Forrest, G., Reinbolt, J., and Dyson-Hudson, T. (2011). Development of an OpenSim Shoulder Model for Manual Wheelchair Users With Tetraplegia. In *Volume 2 : Biomedical and Biotechnology Engineering ; Nanoengineering for Medicine and Biology*, pages 541–542. ASME.

Odle, B., Reinbolt, J., Forrest, G., and Dyson-Hudson, T. (2019). Construction and evaluation of a model for wheelchair propulsion in an individual with tetraplegia. *Medical & biological engineering & computing*, 57(2) :519–532.

O'Reilly, O. M., Sena, M. P., Feeley, B. T., and Lotz, J. C. (2013). On representations for joint moments using a joint coordinate system. *Journal of biomechanical engineering*, 135(11) :114504.

Pallarès-López, R., Costa Alvim, F., Febrer-Nafría, M., Luporini Menegaldo, L., and Font-Llagunes, J. M. (2019). Assessment of residual reduction procedures for high-speed tasks. *Gait & Posture*, 73 :116–119.

Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine (2005). Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury - A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 28(5) :434–470.

Park, U. J. and Jang, S. H. (2011). The influence of backrest inclination on buttock pressure. *Annals of rehabilitation medicine*, 35(6) :897–906.

Penrod, D., Davy, D., and Singh, D. (1974). An optimization approach to tendon force analysis. *Journal of Biomechanics*, 7(2) :123–129.

Perdios, A., Sawatzky, B. J., and Sheel, A. W. (2007). Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. *Journal of rehabilitation research and development*, 44(3) :459–66.

Price, R., Ashwell, Z. R., Chang, M. W., Boninger, M. L., Koontz, A. M., and Sisto, S. A. (2007). Upper-Limb Joint Power and Its Distribution in Spinal Cord Injured Wheelchair Users : Steady-State Self-Selected Speed Versus Maximal Acceleration Trials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(4) :456–463.

Prinold, J. A. I., Shaheen, A. F., and Bull, A. M. J. (2011). Skin-fixed scapula trackers : a comparison of two dynamic methods across a range of calibration positions. *Journal of biomechanics*, 44(10) :2004–7.

Puchaud, P. (2017). Kinematic and muscular modeling of the upper limbs - application to the use of a manual wheelchair. Technical report, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France.

Puchaud, P., Hybois, S., Lombart, A., Bascou, J., Pillet, H., Fodé, P., and Sauret, C. (2019). On the influence of the shoulder kinematic chain on joint kinematics and musculotendon lengths during wheelchair propulsion estimated from multibody kinematics optimization. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(10) :101005.

Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., and Pontonnier, C. (2018a). Evaluation of geometrically calibrated segment lengths : preliminary results on inter-hip, femur and shank cases. In *3DAHM 2018 - XV International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*, Salford, United Kingdom.

Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., and Pontonnier, C. (2018b). Preliminary comparison of EOS-derived and geometrically calibrated segment lengths : inter-hip and femur cases. In *WCB 2018 - 8th World Congress of Biomechanics*, Dublin, Ireland.

Ragnarsson, K. T. (2012). Medical rehabilitation of people with spinal cord injury during 40 years of academic physiatric practice. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 91(3) :231–42.

Rajagopal, A., Dembia, C. L., DeMers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., and Delp, S. L. (2016). Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(10) :2068–2079.

Rankin, J. W., Kwarciak, A. M., Mark Richter, W., and Neptune, R. R. (2010). The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 43(14) :2771–2779.

Rankin, J. W., Richter, W. M., and Neptune, R. R. (2011). Individual Muscle Contributions to Push and Recovery Subtasks during Wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 44(7) :1246–1252.

Requejo, P. S., Furumasu, J., and Mulroy, S. J. (2015). Evidence-Based Strategies for Preserving Mobility for Elderly and Aging Manual Wheelchair Users. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 31(1) :26–41.

Richter, W. M. (2001). The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics : a quasi-static model-based approach. *Medical engineering & physics*, 23(10) :707–12.

Rodgers, M. M., Gayle, G. W., Figoni, S. F., Kobayashi, M., Lieh, J., and Glaser, R. M. (1994). Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(1) :85–93.

Rodgers, M. M., Keyser, R. E., Gardner, E. R., Russell, P. J., and Gorman, P. H. (2000). Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(3) :283–95.

Rodgers, M. M., McQuade, K. J., Rasch, E. K., Keyser, R. E., and Finley, M. A. (2003). Upper-limb fatigue-related joint power shifts in experienced wheelchair users and nonwheelchair users. *Journal of rehabilitation research and development*, 40(1) :27–37.

Rodgers, M. M., Tummarakota, S., and Lieh, J. (1998). Three-Dimensional Dynamic Analysis of Wheelchair Propulsion. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(1) :80–92.

Roques, C. F. (1997). Histoire du fauteuil roulant. In Pelissier, J., Jacquot, J. M., and Bernard, P. L., editors, *Le fauteuil roulant*, pages 1–7. Paris, France.

Rozendaal, L. A. and Veeger, D. E. (2000). Force direction in manual wheel chair propulsion : balance between effect and cost. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 15 Suppl 1 :S39–41.

Saillant, F. and Fougeyrollas, P. (2007). L'icône du handicap. *Reliance*, 25(3) :81.

Saul, K. R., Hu, X., Goehler, C. M., Vidt, M. E., Daly, M., Velisar, A., and Murray, W. M. (2015). Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(13) :1445–58.

Sauret, C. (2010). *Cinétique et énergétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel.* PhD thesis, Université Blaise Pascal - Clermont Ferrand II.

Sauret, C., Bascou, J., de Saint Rémy, N., Pillet, H., Vaslin, P., and Lavaste, F. (2012). Assessment of field rolling resistance of manual wheelchairs. *Journal of rehabilitation research and development*, 49(1) :63–74.

Sauret, C., Couetard, Y., and Vaslin, P. (2011a). Dynamic calibration of a wheelchair six-component wheel dynamometer rolling on the floor. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(sup1) :67–69.

Sauret, C., Dabonneville, M., Couétard, Y., de Saint Rémy, N., Kauffmann, P., Cid, M., and Vaslin, P. (2011b). Dynamic calibration of six-component wheel dynamometers for biomechanical studies of manual wheelchair locomotion. In *Conference : ASSISTH'2011 : 2° Conférence Internationale sur l'Accessibilité et les Systèmes de Suppléance aux Personnes en Situations de Handicap*.

Sauret, C., Pillet, H., Skalli, W., and Sangeux, M. (2016). On the use of knee functional calibration to determine the medio-lateral axis of the femur in gait analysis : Comparison with EOS biplanar radiographs as reference. *Gait & posture*, 50 :180–184.

Sauret, C., Vaslin, P., Bascou, J., Pillet, H., and Lavaste, F. (2013a). Proposal of an index for evaluating pitch instability during actual locomotion with a manual wheelchair. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16 Suppl 1 :130–1.

Sauret, C., Vaslin, P., Lavaste, F., de Saint Remy, N., and Cid, M. (2013b). Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. *Medical engineering & physics*, 35(3) :289–297.

Schultz, G. and Mombaur, K. (2010). Modeling and Optimal Control of Human-Like Running. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(5) :783–792.

Sedgwick, M., Frank, A., Kemp, P., and Gage, P. (2005). Improving Services for Wheelchair Users and Carers. Good Practice Guide : Learning from the Wheelchair Services Collaborative. Technical report, NHS, Department of Health, London.

Seireg, A. and Arvikar, R. (1975). The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*, 8(2) :89–102.

Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., and Delp, S. L. (2018). OpenSim : Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology*, 14(7) :e1006223.

Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., Delp, S. L., Harlaar, J., and Sciascia, A. (2016). A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLOS ONE*, 11(1) :e0141028.

Seth, A., Sherman, M., Eastman, P., and Delp, S. (2010). Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. *Nonlinear Dynamics*, 62(1-2) :291–303.

Shaheen, A. F., Alexander, C. M., and Bull, A. M. J. (2011a). Effects of attachment position and shoulder orientation during calibration on the accuracy of the acromial tracker. *Journal of biomechanics*, 44(7) :1410–3.

Shaheen, A. F., Alexander, C. M., and Bull, A. M. J. (2011b). Tracking the scapula using the scapula locator with and without feedback from pressure-sensors : A comparative study. *Journal of biomechanics*, 44(8) :1633–6.

Shields, M. (2004). Use of wheelchairs and other mobility support devices. *Health reports*, 15(3) :37–41.

Shung, J. B., Stout, G., Tomizuka, M., and Auslander, D. M. (1983). Dynamic Modeling of a Wheelchair on a Slope. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 105(2) :101.

Sie, I. H., Waters, R. L., Adkins, R. H., and Gellman, H. (1992). Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 73(1) :44–8.

Silva, L. C. A., Dedini, F. G., Corrêa, F. C., Eckert, J. J., and Becker, M. (2016). Measurement of wheelchair contact force with a low cost bench test. *Medical engineering & physics*, 38(2) :163–70.

Slavens, B. A., Graf, A., Krzak, J., Vogel, L., and Harris, G. F. (2011). Upper extremity wheelchair kinematics in children with spinal cord injury. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2011 :8158–61.

Slowik, J. S., McNitt-Gray, J. L., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., and Neptune, R. R. (2016a). Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups : A simulation study. *Clinical Biomechanics*, 33 :34–41.

Slowik, J. S. and Neptune, R. R. (2013). A theoretical analysis of the influence of wheelchair seat position on upper extremity demand. *Clinical Biomechanics*, 28(4) :378–385.

Slowik, J. S., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., and Neptune, R. R. (2016b). The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. *Journal of biomechanics*, 49(9) :1554–1561.

Smith, E. M., Giesbrecht, E. M., Mortenson, W. B., and Miller, W. C. (2016). Prevalence of Wheelchair and Scooter Use Among Community-Dwelling Canadians. *Physical Therapy*, 96(8) :1135–1142.

Söderkvist, I. and Wedin, P. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12) :1473–7.

Steinmetz, E. (2002). Americans with Disabilities : 2002. In *US Census Bureau Current Population Report 2002*, pages 70–107.

Teran, E. and Ueda, J. (2017). Influence of rolling resistance on manual wheelchair dynamics and mechanical efficiency. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 1(1) :55–73.

Valente, G., Pitto, L., Stagni, R., and Taddei, F. (2015). Effect of lower-limb joint models on subject-specific musculoskeletal models and simulations of daily motor activities. *Journal of biomechanics*, 48(16) :4198–205.

van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D., and Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & Posture*, 29(1) :123–8.

van der Helm, F. C. T. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5) :551555–553569.

van der Woude, L. H. V., Bouw, A., van Wegen, J., van As, H., Veeger, D., and de Groot, S. (2009). Seat height : effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *Journal of rehabilitation medicine*, 41(3) :143–9.

van Drongelen, S., van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., and Veeger, D. H. (2005a). Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7) :1434–1440.

van Drongelen, S., van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., and Veeger, D. H. (2005b). Mechanical Load on the Upper Extremity During Wheelchair Activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(6) :1214–1220.

van Drongelen, S., van der Woude, L. H. V., and Veeger, H. E. J. (2011). Load on the shoulder complex during wheelchair propulsion and weight relief lifting. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(5) :452–7.

Vasavada, A. N., Li, S., and Delp, S. L. (1998). Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine*, 23(4) :412–22.

Vaslin, P., Ben Touhami, H., Zhao, J., Sauret, C., Bascou, J., Fodé, P., and Lavaste, F. (2014). 2-D geometric model of wheelchair adjustment. In *5th International State-of-the-Art Congress on Rehabilitation : Mobility, Exercise & Sports*.

Veeger, D., van der Woude, L. H., and Rozendal, R. H. (1989). The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*, 26(2) :37–46.

Veeger, H., Rozendaal, L., and van der Helm, F. (2002). Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 17(3) :211–218.

Veeger, H. E., Van der Helm, F. C., Van der Woude, L. H., Pronk, G. M., and Rozendal, R. H. (1991a). Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 24(7) :615–29.

Veeger, H. E., van der Woude, L. H., and Rozendal, R. H. (1991b). Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 1(4) :270–80.

Vegter, R. J. K., Hartog, J., de Groot, S., Lamoth, C. J., Bekker, M. J., van der Scheer, J. W., van der Woude, L. H. V., and Veeger, D. H. E. J. (2015). Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12 :26.

Vignier, N., Ravaud, J., Winance, M., Lepoutre, F., and Ville, I. (2008). Demographics of wheelchair users in France : Results of national community-based handicaps-incapacités-dépendance surveys. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(3) :231–239.

Ville, I., Ravaud, J.-F., and Mahut, D. (2011). Les utilisateurs du fauteuil roulant en France. In *Le fauteuil roulant manuel : choix et réglages*, pages 59–68.

Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., and Bergmann, G. (2011). Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured in vivo. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(10) :982–9.

Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement (2nd ed.)*. Wiley, New York.

Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement (3rd ed.)*. Wiley, Hoboken.

Wu, G., van der Helm, F. C., (DirkJan) Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., and Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981–992.

Yang, Y.-S., Koontz, A. M., Yeh, S.-J., and Chang, J.-J. (2012). Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(4) :654–9.

Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, 17(4) :359–411.

Zajac, F. E. (1993). Muscle coordination of movement : a perspective. *Journal of biomechanics*, 26 Suppl 1 :109–24.

Zajac, F. E. and Gordon, M. E. (1989). Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and sport sciences reviews*, 17 :187–230.

Zatsiorsky, V. M., Seluyanov, V. N., and Chugunova, L. G. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In *Contemporary Problems of Biomechanics*, pages 272–291. USA : CRC Press.

Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel

RESUME : L'étude de la biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant manuel (FRM) a pour objectif de limiter le risque d'apparitions de blessures du membre supérieur, en optimisant la facilité à se déplacer. De nombreuses études ont montré qu'un ajustement des réglages du FRM avait un impact sur la mobilité. Néanmoins, les modèles utilisés dans la littérature pour représenter les interactions « sujet-FRM » et « FRM-environnement » possédaient plusieurs limitations. Ainsi, l'objectif premier de la thèse était la mise en place d'un modèle musculo-squelettique du membre supérieur permettant de modéliser l'interaction entre le sujet et le FRM, en utilisant des méthodes expérimentales adaptées pour appliquer ce modèle. Le second objectif était de construire un modèle mécanique du FRM en mouvement permettant de calculer les forces de réaction entre le sol et les roues du FRM. Le dernier objectif était d'appliquer une procédure d'optimisation numérique des réglages du FRM incluant les modèles développés durant la thèse. Le modèle musculo-squelettique développé a permis d'analyser la biomécanique du membre supérieur lors de la locomotion en FRM chez les sujets recrutés lors des campagnes de mesures. L'optimisation des réglages du FRM a été mise en place à partir du modèle mécanique du FRM, permettant de confirmer l'influence de plusieurs réglages sur la mobilité en FRM. Enfin, des perspectives d'amélioration de la procédure d'optimisation des réglages ont été explorées, à partir d'algorithmes de génération prédictive du mouvement.
Mots clés : biomécanique, fauteuil roulant, optimisation, modèle musculo-squelettique

Numerical approach for subject-specific optimization of manual wheelchair settings

ABSTRACT : The study of manual wheelchair (MWC) locomotion biomechanics aims at lowering the risk of upper limbs injuries, by optimizing mobility. Several studies have showed that adjusting MWC settings had an impact on MWC mobility. However, the models used in the literature to depict the « user-MWC » and « MWC-floor » interactions had several limitations. Thus, the first aim of this thesis was to develop a musculoskeletal model of the upper limbs allowing to describe the « user-MWC » interaction, by using adapted experimental methods to apply this model. The second aim of the thesis was to implement a mechanical model of the MWC allowing to compute ground reaction forces during locomotion. The final aim of the thesis was to apply a numerical optimisation procedure, including the models developed during the thesis, to optimize MWC settings. The musculoskeletal model developed during the thesis allowed to analyze biomechanics of the upper limbs during MWC locomotion among subjects recruited during experimental sessions. The MWC settings optimization was implemented with the mechanical model developed during the thesis and confirmed the influence of various MWC settings on mobility. Eventually, improvement perspectives for the numerical optimization procedure of MWC settings were explored, based on predictive movement generation with optimal control algorithms.
Keywords: biomechanics, manual wheelchair, optimization, musculoskeletal modeling

Arts et Métiers Sciences et Technologies

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY