



Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel lors de la locomotion sur des pentes dans un environnement simulé

Louise Demestre, Amel Ait Ghezala, Théo Rouvier, Thierry Poulain, Gérald Conreur, Joseph Bascou, Hélène Pillet, Chouki Sentouh, Charles Pontonnier, Christophe Sauret

► To cite this version:

Louise Demestre, Amel Ait Ghezala, Théo Rouvier, Thierry Poulain, Gérald Conreur, et al.. Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel lors de la locomotion sur des pentes dans un environnement simulé. Conférence Handicap 2024, Jun 2024, Paris, France. hal-04550571

HAL Id: hal-04550571

<https://inria.hal.science/hal-04550571>

Submitted on 17 Apr 2024

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel lors de la locomotion sur des pentes dans un environnement simulé

Louise Demestre
CERAH

Institution Nationale des Invalides (INI)
Paris, France
louise.demestre@invalides.fr

Amel Ait-Ghezala
LAMIH UMR CNRS 8201

UPHF
Valenciennes, France
amel.aitghezala@uphf.fr

Théo Rouvier
INRIA, CNRS, IRISA

Université de Rennes
Rennes, France
theo.rouvier@ens-rennes.fr

Thierry Poulain
LAMIH UMR CNRS 8201

UPHF
Valenciennes, France
thierry.poulain@uphf.fr

Gerald Conreur
LAMIH UMR CNRS 8201
CNRS

Valenciennes, France
gerald.conreur@uphf.fr

Joseph Bascou
CERAH
Institution Nationale des Invalides (INI)

Paris, France
joseph.bascou@invalides.fr

Helene Pillet
IBHGC
Arts et Métiers Sciences et Technologies

Paris, France
helene.pillet@ensam.eu

Chouki Sentouh
LAMIH UMR CNRS 8201
Université de Valenciennes
Valenciennes, France
chouki.sentouh@uphf.fr

Charles Pontonnier
INRIA, CNRS, IRISA
Université de Rennes
Rennes, France
charles.pontonnier@ens-rennes.fr

Christophe Sauret
CERAH
Institution Nationale des Invalides (INI)
Paris, France
christophe.sauret@invalides.fr

Résumé—L'étude des contraintes physiques induites par les barrières environnementales rencontrées par les utilisateurs de fauteuil roulant manuel lors des déplacements quotidiens est nécessaire pour comprendre et prévenir l'occurrence des troubles musculo-squelettiques associés. Une approche systématique permettant la comparaison entre différentes études au service de la quantification de la difficulté associée à différentes barrières environnementales est donc nécessaire. La présente étude propose ce type d'approche appliqué aux pentes ascendantes. Dix sujets ont réalisé un parcours comportant six pentes d'inclinaison croissante sur un simulateur de fauteuil roulant manuel et au cours desquelles divers paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques couramment analysés dans la littérature ont été déterminés. Une étude de leur corrélation linéaire avec l'inclinaison de la pente à partir du coefficient de Pearson est également proposée. Les résultats ont montré une augmentation du temps de poussée, de l'angle de poussée, du pic de moment propulsifs et des amplitudes de flexion-extension de l'épaule, du coude et du tronc avec l'inclinaison. A l'inverse, une diminution du temps de roue libre et de la vitesse ont été observée avec l'augmentation de l'inclinaison de la pente. Finalement, cette étude peut être utilisée comme une base de comparaison avec de futures études au service de la quantification de la difficulté des barrières environnementales rencontrées par les utilisateurs de fauteuil roulant manuel.

Mots clés—Fauteuil roulant, Biomécanique, Pentes, Simulateur de fauteuil roulant

I. INTRODUCTION

On estime qu'environ 1% de la population mondiale a besoin d'un fauteuil roulant [1]. L'utilisation d'un fauteuil

roulant manuel (FRM) donne à son utilisateur une certaine autonomie lorsque sa pathologie lui permet. Néanmoins, ce maintien de l'autonomie s'accompagne d'une prévalence élevée de troubles musculosquelettiques au niveau des membres supérieurs, et principalement des épaules [2].

Les utilisateurs de fauteuil roulant sont amenés à rencontrer différentes barrières environnementales (pentes, devers, seuils, différents types de sol) lors de leurs trajets quotidiens, pour lesquelles les sollicitations physiques ainsi que la fatigue associées varient [3]. Une meilleure connaissance de la demande physique engendrée par ces barrières environnementales permettrait de mieux conseiller les utilisateurs de fauteuil roulant (rééducation, entraînement au passage des différentes barrières environnementales, conception de trajets adaptés ...). Cet objectif pourrait être atteint en quantifiant la difficulté associée à chacune de ces barrières environnementales.

Les pentes ascendantes sont les barrières environnementales les plus étudiées dans la littérature utilisant les outils de l'analyse biomécanique [3], [4]. Néanmoins, la comparaison de variables spatio-temporelles, cinématiques et dynamique couramment analysées demeure complexe au regard des différentes méthodologies utilisées et du peu d'inclinaisons différentes comparées dans une même étude. Afin de permettre ces comparaisons au service de la quantification des difficultés associées aux différentes barrières environnementales, [3] recommande la description systématique des éléments suivants :

— caractéristiques des barrières environnementales étu-

diées,

- conditions d'approche des barrières environnementales étudiées,
- caractéristiques du fauteuil roulant utilisé,
- modèle biomécanique utilisé,
- incertitudes et erreur de reconstruction du modèle biomécanique.

Par ailleurs, l'analyse est complexifiée lorsque plusieurs caractéristiques de la pente (inclinaison, longueur, largeur de voie, type de sol, etc) varient simultanément entre les conditions évaluées. Isoler une seule modification est malheureusement difficile à obtenir de manière écologique et le recours à un simulateur permet en revanche de générer un environnement parfaitement contrôlé qui permet de répondre à cette problématique. Dans une perspective de comparaison entre différents types de barrières environnementales, le simulateur permet de générer une grande diversité de situations dont toutes les caractéristiques sont connues. De plus, les données de capture de mouvement, souvent utilisées comme données d'entrée des analyses biomécaniques de la locomotion en FRM [3], limitent l'étude à un espace restreint. C'est pourquoi dans le cadre de cette étude nous avons fait le choix d'exploiter un simulateur pour étudier des pentes d'inclinaison différentes, de longueur contrôlée et permettant une capture précise du mouvement.

La présente étude a donc pour objectif de suivre l'approche systématique proposée par [3], appliquée au franchissement de pentes ascendantes dans un environnement de locomotion simulé. Six inclinaisons de pente sont comparées pour permettre une approche plus exhaustive que les précédentes études sur le sujet. Enfin, dans une perspective de quantification des difficultés associées aux différentes barrières environnementales, une étude de la corrélation linéaire entre des variables spatio-temporelles, cinématiques et dynamiques couramment analysées dans la littérature et l'inclinaison de la pente est également proposée. Compte-tenu de l'évolution prévisible du travail mécanique externe dans cette situation, il est ici fait l'hypothèse que les paramètres biomécaniques d'intérêt classiques de la littérature évoluent linéairement avec l'inclinaison de la pente (lorsque celle-ci est exprimée en pourcentage).

II. MATÉRIEL ET MÉTHODES

A. Procédure expérimentale

Une cohorte de 6 femmes et 4 hommes asymptomatiques a participé à l'étude (âge : 26 ± 4 ans, taille : 169 ± 6 cm, masse : 72 ± 15 kg). Les participants avaient tous une expérience d'au moins 2h de pratique du FRM dans l'année précédant l'expérimentation [5]. Cette étude a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes (2021-A01520-41). Tous les participants étaient volontaires et ont signé un formulaire de consentement éclairé préalablement à leur inclusion.

L'expérimentation s'est déroulée sur le simulateur de fauteuil roulant PSCHITT-PMR [6]. Ce simulateur se compose d'un hexapode (statique lors de l'étude présentée), de six écrans embarqués et d'un ergomètre auquel est fixé un fauteuil

roulant instrumenté. Chaque côté du banc du simulateur est équipé de rouleaux entraînés par un moteur brushless de 400 W commandé par un convertisseur de fréquence pour une vitesse angulaire maximale de 10 rad.s^{-1} et un couple maximal de 5 Nm. Le FRM (Invacare Action 4) instrumenté est équipé de deux codeurs incrémentaux (TWK TBI 50-S) fixés au centre de l'axe de rotation de la roue arrière pour mesurer les vitesses de rotation. Deux capteurs de couple (SCAIME D2268-100Nm) sont fixés au centre de l'axe de la main courante pour mesurer le couple propulsif appliqué par l'utilisateur autour de l'axe de rotation des roues. L'environnement virtuel, développé à l'aide du logiciel SCANer studio, fournit une représentation visuelle immersive en trois dimensions (3D) du mouvement virtuel du fauteuil roulant contrôlé par l'utilisateur. Le modèle de contrôle utilisé pour ces expérimentations est celui décrit par [6]. La masse totale et le centre de masse global du système sujet + FRM ont été ajustés à chaque sujet. Les données de sortie du simulateur étaient enregistrées avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

Les réglages du FRM, identiques pour tous les sujets, sont présentés dans le tableau I. L'angle d'assise est défini par rapport à l'horizontale et l'angle du dossier par rapport à la verticale. Les hauteurs d'assise sont définies par rapport au sol. L'avancée de l'assise est définie comme la distance entre l'axe des roues et l'intersection entre le dossier et l'assise. Le carrossage est défini par rapport à la verticale.

TABLE I
RÉGLAGES DU FRM UTILISÉ.

Largeur d'assise	0,45 m
Angle d'assise	1,8 °
Angle du dossier	1,8 °
Hauteur d'assise avant	0,49 m
Hauteur d'assise arrière	0,49 m
Avancée de l'assise	0,04 m
Carrossage	0 °
Empattement	0,50 m
Voie arrière	0,57 m

Des données de capture de mouvement ont été enregistrées à l'aide du système optoélectronique Vicon (6 caméras Vero 1.3 et 7 caméras Vero 2.2, 100 Hz). Les sujets ont été équipés de 37 marqueurs et le FRM de 4 marqueurs. La Fig. 1 ci-dessous présente un sujet équipé de marqueurs installé dans le simulateur.

Un échauffement de 5 minutes, consistant à se propulser en situation réelle à proximité du simulateur, était réalisé préalablement à l'expérimentation. Pour permettre la synchronisation a posteriori des données issues du simulateur et de la capture du mouvement, un coup était donné sur la main courante droite du FRM à l'aide d'un dispositif équipé de marqueurs (appelé par la suite coup de synchronisation) avant le démarrage du scénario de locomotion. Afin de se familiariser avec l'utilisation du simulateur, la phase de locomotion analysée a été précédée d'un scénario de familiarisation permettant au sujet de parcourir diverses barrières environnementales dans



FIGURE 1. Sujet équipé installé dans le simulateur PSCHITT-PMR (écrans, bancs à rouleaux, FRM instrumenté).

l'environnement virtuel (devers, pentes, virages, demi-tour et marche arrière, etc).

Un scénario de locomotion en pente a été réalisé par l'ensemble des sujets sur le simulateur. Ce scénario comportait 13 tronçons de 4 m de large (pour que la largeur de la voie n'ait pas d'influence sur la difficulté) et de 10 m de longueur chacun. Ce scénario était composé d'une alternance de paliers de repos (inclinaison à 0 %) et de pentes d'inclinaison croissante (2 %, 4 %, 6 %, 8 %, 10 % et 12 %). Le participant devait s'arrêter au milieu de chaque palier de repos puis repartir de façon à commencer la pente suivante avec une vitesse initiale. Seul un sujet a marqué un arrêt juste avant la pente 2 %. Les sujets n'ont reçu aucune information sur la manière de se propulser hormis que la vitesse d'exécution du parcours n'était pas recherchée. Le protocole décrit faisait partie d'une étude plus large lors de laquelle les sujets devaient réaliser six scénarii de locomotion différents.

B. Traitement des données

Les données issues du simulateur, acquises à 100 Hz en temps simulé, ont tout d'abord été interpolées à 100 Hz en temps réel (à partir des données de temps universel). Les données du simulateur et les données de capture de mouvement ont ensuite été synchronisées. Pour ce faire, l'instant du coup de synchronisation a été repéré manuellement dans les données de capture de mouvement. Ce même instant a également été repéré manuellement dans les données du simulateur, en repérant un pic au début de l'essai dans les données de couple propulsif de la roue droite du FRM. Les données de capture de mouvement ainsi que les données du simulateur ont été découpées pour commencer à l'instant du coup de synchronisation. L'ensemble des données a ensuite été découpé par tronçons de pente à partir de la position du FRM dans l'environnement virtuel et des caractéristiques du scénario de locomotion.

Les données de capture du mouvement ont été utilisées pour calculer la cinématique articulaire du tronc, de l'épaule, du

coude et du poignet, à l'aide d'une procédure d'optimisation cinématique multicorps implémentée dans la librairie Matlab CusToM [7]. Le modèle ostéo-articulaire comportait 11 segments (tête, partie inférieure de tronc, partie supérieure du tronc, clavicules, humeri, avant-bas et mains) et 26 degrés de liberté. Le modèle utilisé est issu de [8] et suit les recommandations de la société internationale de Biomécanique, sauf pour l'articulation gléno-humérale (GH) (séquence d'angle XZY définie par rapport à la clavicule). La géométrie du modèle générique a été mise à l'échelle du sujet étudié à partir des données de capture du mouvement et de la méthode décrite dans [9]. Une étape de cinématique inverse a ensuite été réalisée pour obtenir les coordonnées articulaires correspondant au mouvement du sujet [10]. L'évolution des coordonnées articulaires a été filtrée avec un filtre passe-bas de Butterworth du 4ème ordre sans décalage de phase et avec une fréquence de coupure de 10 Hz [11]. L'erreur de reconstruction cinématique moyenne (sur l'ensemble des sujets, l'ensemble des pentes et l'ensemble des marqueurs) était de $6,9 \text{ mm} \pm 3,2 \text{ mm}$.

C. Analyse des données

Pour chaque tronçon de pente, les métriques présentées dans le tableau II ont été implémentées.

TABLE II
MÉTRIQUES ANALYSÉES.

Paramètres spatio-temporels	
T_c	Durée de cycle de propulsion (s)
T_p	Durée de phase de poussée (s)
T_{rl}	Durée de phase de roue libre (s)
S	Secteur angulaire en phase de poussée (°)
V	Vitesse moyenne sur toute la pente (m/s)
Paramètre cinétique	
C_{max}	Couple maximal en phase de poussée (Nm)
Paramètres cinématiques (amplitudes articulaires)	
GH_{fe}	GH en flexion-extension (°)
GH_{aa}	GH en abduction-adduction (°)
GH_{ra}	GH en rotation interne-externe (°)
E_{fe}	Coude en flexion-extension (°)
E_{ps}	Coude en pronation-supination (°)
W_{fe}	Poignet en flexion-extension (°)
W_d	Poignet en déviation radiale (°)
T_{fe}	Tronc en flexion-extension (°)

Pour chaque tronçon de pente, la vitesse moyenne V a été calculée sur l'ensemble du tronçon. Pour cela, la norme des vitesses linéaires (du point milieu entre les deux centres des roues arrière) dans les 3 directions de l'espace a été calculée à chaque instant à partir des valeurs de vitesses renvoyées par les codeurs du simulateur. La moyenne sur l'ensemble des instants a été effectuée pour obtenir la vitesse moyenne.

Pour l'ensemble des autres métriques, la moyenne des cycles de propulsion complet par tronçon a été calculée. Les différents cycles ont été repérés à l'aide des couples propulsifs des roues droite et gauche obtenus à partir des capteurs de couple du simulateur. Les instants lors desquels les valeurs de couples étaient supérieures à 1,5 Nm (phases de poussées) ont été repérés pour les deux roues. Les instants de changement de phase (poussée ou roue libre) ont été calculés comme la moyenne des instants obtenus sur les roues droite et gauche.

Seuls les cycles de propulsion complets (phase de poussée et phase de roue libre associées) ont été retenus. Les durées de cycles de propulsion ont été calculées comme la somme des durées des phases de poussée et de roue libre.

Pour C_{max} et S les valeurs ont été identifiées ou calculées pour les roues droite et gauche. La valeur maximale entre les deux roues a ensuite été retenue. Le secteur angulaire parcouru en phase de poussée S a été calculé à l'aide de la méthode des trapèzes appliquée aux vitesses des roues (obtenues à l'aide des codeurs du simulateur) en phase de poussée.

Les amplitudes articulaires de la GH, du coude et du poignet ont été calculées pour les bras droit et gauche. La valeur maximale entre les deux bras a été retenue. L'amplitude articulaire du tronc a été déterminée en calculant l'angle entre la verticale et le segment reliant les vertèbres C7 et T12. L'ensemble des amplitudes articulaires a été calculé comme la différence entre l'angle maximal et l'angle minimal lors de la locomotion sur le tronçon de pente considéré.

Ces méthodes ont amené à l'obtention d'une valeur pour chaque métrique, pour chaque tronçon de pente et pour chaque sujet. Les valeurs présentées dans les résultats sont les moyennes et écart-types sur l'ensemble des sujets et présenté par niveau de pente.

Afin d'évaluer la corrélation linéaire entre l'inclinaison de la pente et l'évolution des différentes métriques présentées ci-dessus, le coefficient de Pearson ρ a également été calculé.

III. RÉSULTATS

L'ensemble des résultats des différentes métriques décrites ci-dessus sont présentés dans le tableau III.

Il a ainsi été observé que le temps de poussée T_p augmentait linéairement avec l'inclinaison de la pente, tandis que le temps de phase de roue libre T_{rl} diminuait linéairement dans le même temps. Ainsi, on ne remarque pas de corrélation particulière entre le temps de cycle T_c et l'inclinaison de la pente. Les écart-types de T_c , T_p et T_{rl} sont plus élevés pour la pente à 2% que pour les autres pentes.

Concernant le couple propulsif maximal C_{max} et l'angle de poussée S , ceux-ci augmentaient avec l'inclinaison de la pente. Une corrélation linéaire très élevée (coefficient de corrélation supérieur à 0,97) entre ces métriques et l'inclinaison de la pente a également pu être notée. La vitesse moyenne V était inversement corrélée avec l'inclinaison de la pente et l'écart-type associé était plus élevé pour la pente à 2% que pour les autres pentes.

Toutes les amplitudes articulaires étudiées variaient peu entre les différentes inclinaisons de pentes (variations inférieures ou du même ordre de grandeur que les écart-types). Les paramètres en question pourraient donc être indépendants de l'inclinaison de la pente, malgré des coefficients de corrélation élevés. Néanmoins, pour la flexion-extension du poignet W_{fe} , du coude E_{fe} et du tronc T_{fe} , une tendance peut tout de même être observée puisque les ratio entre les variations observées et les écart-types sont plus élevés que pour les autres degrés de libertés. Ces degrés de liberté présentent des coefficient

de corrélation élevés (entre 0.90 et 0.98) ce qui montre une corrélation avec l'inclinaison de la pente.

IV. DISCUSSION

La présente étude visait à étudier l'évolution de paramètres biomécaniques classiques en fonction de l'inclinaison de la pente et d'évaluer le niveau de linéarité de ces évolutions qui permettrait de facilement interpoler les résultats à d'autres inclinaisons non-investiguées dans cette étude. Les résultats ont permis de montrer une évolution des paramètres spatio-temporels avec une augmentation du temps de poussée, une réduction du temps de roue libre, une augmentation du secteur angulaire en phase de poussée et une diminution de la vitesse du fauteuil, avec l'inclinaison de la pente. Le couple propulsif maximal était également augmenté avec l'inclinaison de la pente, ainsi que les variables cinématiques d'amplitude articulaire de flexion-extension du poignet, du coude et du tronc. Pour toutes ces métriques, un haut niveau de corrélation linéaire a été trouvé (entre 0,88 et 0,99).

Cependant, cette étude présente un certain nombre de limitations, mais également de perspectives. Tout d'abord, sur le plan statistique, les données étudiées proviennent d'une moyenne effectuée sur seulement 10 sujets. Il est alors délicat d'effectuer un test analytique pour vérifier la normalité des distributions pour chaque métrique et chaque inclinaison, car ce type de test est sensible à la taille de l'échantillon [12]. Il faut donc avoir en tête lors de l'analyse des moyennes et écart-types, que les distributions ne suivent pas forcément une loi normale. L'inclusion de nouveaux participants pourrait permettre de renforcer la fiabilité statistique des résultats présentés. Toujours sur le plan statistique, le nombre d'inclinaisons de pente étudié a également un impact sur l'étude de la corrélation linéaire avec les différentes métriques étudiées. Ainsi, un nombre plus élevé d'inclinaisons de pente (incluant notamment des pentes maximales plus importantes) permettrait de conclure sur la corrélation linéaire ou l'indépendance des métriques avec une faible variation vis-à-vis de l'inclinaison. Il est également discutable d'étudier les liens entre les paramètres observés et l'inclinaison de la pente uniquement à partir d'une corrélation linéaire. L'étude d'autres types de corrélation serait également intéressante au service de la quantification de la difficulté induite par les différentes barrières environnementales.

Les ordres de grandeur observées dans la présente étude sont cohérents avec ceux de la littérature pour T_c , C_{max} , GH_{fe} , GH_{aa} , GH_{ra} , E_{fe} et E_{ps} [3], [4]. Les corrélations linéaires de la présente étude sont également cohérentes avec les observations de la littérature pour T_{rl} , T_p , V ainsi que pour certaines amplitudes articulaires (dont la pertinence est discutable du fait des faibles variations). Des différences peuvent cependant être notées sur T_p et T_{rl} . Plusieurs raisons peuvent expliquer ces différences observées avec la littérature. Tout d'abord, il semblerait que la méthode utilisée pour découper les phases de poussée et de roue libre tende à diminuer T_p au profit de T_{rl} . Cependant, si cela peut altérer la comparaison avec la littérature, cela ne devrait pas altérer les tendances d'augmentation/diminution observées dans cette étude. Par

TABLE III
MOYENNE DES MÉTRIQUES (ÉCARTS-TYPES ENTRE PARENTHÈSES) EN FONCTION DE L'INCLINAISON DE LA PENTE ET COEFFICIENTS DE CORRÉLATION ASSOCIÉS.

Inclinaisons	2%	4%	6%	8%	10%	12%	ρ
Paramètres spatio-temporels							
T_c (s)	0.94 (0.34)	0.87 (0.22)	0.85 (0.17)	0.88 (0.16)	0.85 (0.16)	0.91 (0.15)	-0.31
T_p (s)	0.24 (0.09)	0.24 (0.05)	0.25 (0.06)	0.27 (0.05)	0.29 (0.05)	0.33 (0.06)	0.96
T_{rl} (s)	0.71 (0.29)	0.63 (0.17)	0.60 (0.14)	0.61 (0.13)	0.55 (0.12)	0.58 (0.12)	-0.88
S (°)	110 (27)	117 (26)	119 (27)	126 (27)	133 (24)	135 (25)	0.99
V (m/s)	1.46 (0.38)	1.45 (0.27)	1.43 (0.30)	1.35 (0.28)	1.29 (0.25)	1.15 (0.31)	-0.94
Paramètre cinétique							
C_{max} (Nm)	13.4 (2.4)	16.6 (2.5)	19.7 (3.4)	20.5 (5.1)	24.4 (3.3)	27.2 (3.6)	0.99
Paramètres cinématiques							
GH_{fe} (°)	52.4 (16.4)	58.5 (15.7)	50.3 (19.1)	53.5 (23.8)	55.7 (22.1)	52.9 (25.1)	0-0.05
GH_{aa} (°)	21.8 (7.4)	22.9 (6.3)	22.8 (5.8)	23.4 (6.8)	22.2 (4.5)	22.6 (6.2)	0.26
GH_{ra} (°)	29.2 (11.5)	29.9 (12.8)	32.2 (10.4)	30.7 (11.3)	29.5 (10.1)	33.1 (12.0)	0.58
E_{fe} (°)	43.0 (7.8)	44.8 (6.3)	44.8 (6.7)	47.2 (8.8)	48.3 (9.4)	49.4 (9.1)	0.98
E_{ps} (°)	32.1 (7.4)	30.9 (5.8)	30.2 (5.1)	32.4 (5.8)	32.4 (6.1)	32.5 (6.1)	0.47
W_{fe} (°)	45.4 (6.6)	47.1 (7.4)	49.0 (7.3)	49.3 (6.1)	50.2 (5.6)	49.7 (6.3)	0.90
W_d (°)	35.7 (7.3)	36.8 (6.5)	37.4 (6.2)	38.4 (6.2)	38.5 (6.9)	38.3 (6.7)	0.91
T_{fe} (°)	3.6 (2.0)	3.5 (2.1)	4.4 (3.9)	5.5 (4.5)	6.7 (3.8)	9.2 (4.4)	0.95

ailleurs, la littérature n'est pas non plus homogène sur la méthode pour déterminer les début et fin de phase de poussée et des travaux ont déjà montré leur influence sur le temps de poussée identifié [13].

Concernant le temps de cycle T_c , la majorité des études portant sur des utilisateurs de FRM analysées dans [3] présente un temps de cycle T_c qui diminue avec l'augmentation de la pente, mais l'observation inverse est faite dans les études [4], [14]. [15] a montré que l'apprentissage d'une technique de propulsion semi-circulaire avait une influence sur le temps de cycle. De plus, la technique de propulsion pour un sujet donné peut varier avec l'inclinaison de la pente [4]. Il serait donc intéressant pour une analyse plus approfondie de dissocier les différentes techniques de propulsion lors de l'étude du temps de cycle.

La littérature présente une grande disparité sur les amplitudes articulaires [3]. Ce phénomène peut notamment provenir de l'utilisation de modélisations différentes entre les études. Cela pourrait expliquer les différences d'ordre de grandeur entre la présente étude et la littérature pour les degrés de libertés du poignet (W_{fe} et W_d). Une comparaison plus approfondie des ordres de grandeurs des paramètres cinématiques avec ceux de la littérature nécessiterait donc d'étudier en détail ces différentes modélisations, afin de distinguer si les différences observées proviennent de ces différences ou d'autres phénomènes.

La configuration du FRM positionnait l'axe des roues derrière l'intersection entre le dossier et l'assise. Plusieurs sujets ont fait remarquer que cette position rendait plus difficile la tâche à effectuer. Ainsi, les sujets devaient aller chercher les mains courantes loin derrière eux pour se propulser. On peut donc supposer que pour gagner en efficacité, les sujets avaient tendance à relâcher les mains courantes le plus tard possible. En effet, [16] a montré que l'avancée de l'assise avait une influence sur les sollicitations de l'épaule. Ce phénomène pourrait expliquer des valeurs de S plus élevées que dans la littérature ainsi qu'une corrélation contradictoire avec la

majorité des études de la littérature, et ce malgré des temps de phases de poussées réduites du fait de la méthode de découpage des phases utilisée. Cela pourrait également être à l'origine des plus grandes amplitudes articulaires du poignet trouvée dans cette étude que dans la littérature [3]. Une étude avec d'autres réglages du FRM permettrait d'étudier cette hypothèse, ainsi que l'interaction entre la pente et les caractéristiques géométriques du FRM.

L'utilisation d'un simulateur dans la présente étude a permis d'analyser six niveaux de pente parfaitement contrôlés sur un parcours de seulement 130 m de long, ce qui aurait été impossible en environnement réel. Néanmoins, le recours à un simulateur pose tout de même quelques limites. Tout d'abord, dans cette étude, l'hexapode sur lequel était installé le FRM restait statique et ne s'inclinait donc pas dans les pentes. Ce phénomène avait tendance à réduire l'immersion et pouvait également impacter la biomécanique du sujet. Notamment, on remarque que les ordres de grandeur obtenus pour l'amplitude articulaire du tronc sont plus faibles que ceux obtenus dans la littérature [3]. En effet, l'inclinaison du tronc permet notamment la stabilité sur un plan incliné, qui n'était pas nécessaire dans notre étude. De plus, les vitesses observées dans la littérature sont toujours plus faibles que dans la présente étude, ce qui pourrait également provenir du paramétrage du modèle implémenté dans le simulateur. Enfin, le simulateur utilisé était équipé d'un ergomètre à rouleaux, technologie courante dans les simulateurs de fauteuil roulant [17]. Le recours à des tapis roulants est également possible [3], [17], mais contraint la vitesse d'exécution des utilisateurs. Par ailleurs, [18] a montré que l'utilisation d'un ergomètre avait une influence sur certaines métriques couramment utilisées comme par exemple une réduction de la durée de phase de poussée, qui a en effet été observée dans la présente étude (même si nous supposons que la méthode d'identification des début et fin de phases puisse être en partie à l'origine de ces différences).

Par ailleurs, l'instrumentation du FRM ne permettait pas de mesurer les six composantes des actions mécaniques exer-

cées par le sujet sur les mains courantes. Une approche par dynamique inverse pour déterminer les couples articulaires ainsi que la répartition des efforts musculaires n'était donc pas possible, ce qui aurait pu être intéressant au regard des recommandations de [3]. Le recours à la mesure de l'activité électrique musculaire aurait également été intéressante mais aurait nécessité plus de temps expérimental. Il aurait également été intéressant d'ajouter une évaluation subjective de la difficulté ressentie pour chacun des six niveaux de pente. Cependant, le recours à une évolution croissante de la difficulté des pentes est un biais majeur pour une telle analyse. Le développement de plusieurs scénarii avec une répartition aléatoire des différentes pentes pourrait permettre d'éviter ce biais.

Enfin, il a été montré qu'il existait des différences cinématiques et physiologiques entre les utilisateurs de fauteuil roulant et les personnes asymptomatiques lors de l'utilisation d'un FRM sur ergomètre [19] et lors d'ascension de pentes [20]. L'inclusion basée sur une pratique de 2h minimum du fauteuil roulant a permis de limiter ce phénomène. Néanmoins, l'étude d'une cohorte avec des utilisateurs quotidiens de FRM permettrait de complètement s'affranchir de ces limitations.

V. CONCLUSION

Cette étude a présenté une démarche d'analyse de la locomotion en FRM sur des pentes au service de la quantification des difficultés associées à différentes barrières environnementales. Les résultats obtenus dans cette étude présentent l'évolution de paramètres spatio-temporels, cinétiques et cinématiques dans un objectif de comparaison à des résultats similaires obtenus sur d'autres barrières environnementales. Une étude suivant une approche similaire mais appliquée à des utilisateurs de FRM et comportant plus de sujets permettrait de confirmer les résultats obtenus. Ces derniers, couplés à ceux obtenus sur d'autres barrières environnementales, constitueraient une base pour la quantification des difficultés associées à différentes barrières environnementales.

RÉFÉRENCES

- [1] (2008) Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings. [Online]. Available : <https://www.who.int/publications/i/item/9789241547482>
- [2] A. Liampas, P. Neophytou, M. Sokratous, G. Varrassi, C. Ioannou, G. M. Hadjigeorgiou, and P. Zis, "Musculoskeletal pain due to wheelchair use : A systematic review and meta-analysis," *Pain and Therapy*, vol. 10, pp. 973–984, 2021.
- [3] T. Rouvier, A. Louessard, E. Simonetti, S. Hybois, J. Bascou, C. Pontonnier, H. Pillet, and C. Sauret, "Manual wheelchair biomechanics while overcoming various environmental barriers : A systematic review," *PLoS ONE*, vol. 17, no. 6, 2022.
- [4] C. Marchiori, D. H. Gagnon, and D. Pradon, "Quantification of the risk of musculoskeletal disorders of the upper limb using fuzzy logic : A study of manual wheelchair propulsion," *Sensors*, vol. 23, no. 21, 2023. [Online]. Available : <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/21/8659>
- [5] N. Eydieux, S. Hybois, A. Siegel, J. Bascou, P. Vaslin, H. Pillet, P. Fodé, and C. Sauret, " : Changes in wheelchair biomechanics within the first 120minutes of practice : spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability," *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 2019.
- [6] A. Ait-Ghezala, C. Sentouh, T. Bentaieb, P. Pudlo, T. Poulain, and G. Conreur, "Haptic interface design for a novel wheelchair simulator using linear time-varying mpc framework," in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Seattle, WA, USA, 2023, pp. 172–178.
- [7] A. Muller, C. Pontonnier, P. Puchaud, and G. Dumont, "CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation," *Journal of Open Source Software, Open Journals*, vol. 4, no. 33, pp. 1–3, 2019.
- [8] K. R. Holzbaur, W. M. Murray, and S. L. Delp, "A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 6, pp. 829–840, 2005.
- [9] P. Puchaud, C. Sauret, A. Muller, N. Bideau, G. Dumont, H. Pillet, and C. Pontonnier, "Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 23, no. 3, pp. 114–125, 2020.
- [10] C. Livet, T. Rouvier, C. Sauret, H. Pillet, G. Dumont, and C. Pontonnier, "A penalty method for constrained multibody kinematics optimisation using a levenberg–marquardt algorithm," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 26, no. 7, pp. 864–875, 2023.
- [11] S. A. Skogstad, M. Høvin, S. Holm, A. R. Jensenius, and K. Nymoen, "Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications," in *New Interfaces For Musical Expression*, 2013. [Online]. Available : <https://www.researchgate.net/publication/247159959>
- [12] N. Khatun, "Applications of normality test in statistical analysis," *Open Journal of Statistics*, vol. 11, pp. 113–122, 2021.
- [13] A. M. Kwarciak, S. A. Sisto, M. Yarossi, R. Price, E. Komaroff, and M. L. Boninger, "Redefining the manual wheelchair stroke cycle : Identification and impact of nonpropulsive pushrim contact," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 90, no. 1, pp. 20–26, 2009. [Online]. Available : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999308015463>
- [14] P. S. Requejo, S. E. Lee, S. J. Mulroy, L. L. Haubert, E. L. Bontrager, J. K. Gronley, and J. Perry, "Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques," *The Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 31, no. 5, pp. 558–577, 2008.
- [15] L. Qi, J. Wakeling, S. Grange, and M. Ferguson-Pell, "Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 3, pp. 559–566, 2014.
- [16] S. J. Mulroy, C. J. Newsam, D. Gutierrez, P. Requejo, J. K. Gronley, L. Lighthall Haubert, and J. Perry, "Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion : Part 1. a kinetic analysis," *The Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 28, no. 3, pp. 214–221, 2005.
- [17] S. Arlati, V. Colombo, G. Ferrigno, R. Sacchetti, and M. Sacco, "Virtual reality-based wheelchair simulators : A scoping review," *Assistive Technology*, vol. 32, no. 6, pp. 294–305, 2020.
- [18] R. de Klerk, V. Velhorst, D. H. Veeger, L. H. V. van der Woude, and R. J. K. Vegter, "Physiological and biomechanical comparison of overground, treadmill, and ergometer handrim wheelchair propulsion in able-bodied subjects under standardized conditions," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 3, 2020.
- [19] D. Brown, R. Knowlton, J. Hamill, T. L. Schneider, and R. K. Hetzler, "Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry," *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 60, no. 3, pp. 179–182, 1990.
- [20] A. Symonds, C. Holloway, T. Suzuki, P. Smitham, A. Gall, and S. Taylor, "Identifying key experience-related differences in over-ground manual wheelchair propulsion biomechanics," *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, vol. 3, 2016.