



Amel Ait Ghezala

Doctorat en Automatique

À propos de moi

Passionnée par la science, je souhaite, par mon travail, avoir un impact positif sur les personnes souffrant de handicaps moteurs afin de faciliter leur quotidien.

Adresse

18 Rue du Grand Bruille, Valenciennes France.

Tel

+33 609937805

Email

AmelAitghezala@gmail.com

Langues

Darija

algerien ★★★★★

Français ★★★★★

Berbère ★★★★★

English ★★★★★

Arabic ★★★★★



Scan me



Formations académiques

Nov 2020-Oct 2024 **Doctorat en Automatique**

LAMIH-UPHF

Thèse : Assistance haptique à la propulsion en fauteuil roulant manuel basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur.

2017 - 2019

Master en Automatique et Systèmes

USTHB

Projet final : Contrôle basé sur la fusion des données EMG IMU pour une orthèse de membre inférieur.

2015 - 2017

Licence en Automatique et en Génie Électrique

USTHB

Projet final: Conception et mise en œuvre d'une canne intelligente pour les personnes malvoyantes avec détection d'obstacles.

Expérience Professionnelle

2024-2025

LAMIH-UPHF

Post-doc chercheuse

Conception d'une nouvelle stratégie d'assistance adaptative pour la propulsion en fauteuil roulant manuel FRM, en tenant compte de l'action de l'utilisateur et le niveau d'assistance optimal nécessaire calculé à l'aide d'une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur

2023-2024

LAMIH-UPHF

ATER

Spécialité: Automatique et Informatique Industrielle

2021-2023

LAMIH-UPHF

Doctorante chercheuse

Développement d'une interface haptique pour piloter un simulateur de fauteuil roulant | Conception des architectures d'assistance pour fauteuil roulant.

2023

LAMIH-UPHF

Co-encadrante

Encadrement d'un projet de licence en automatique

2019-2020

Faculty of Electronics and Computer Science, USTHB Enseignante vacataire

Chargée de TD et TP des modules d'optimisation, d'identification et de contrôle optimal.

2019-2020

Faculty of Electronics and Computer Science, USTHB Enseignante vacataire

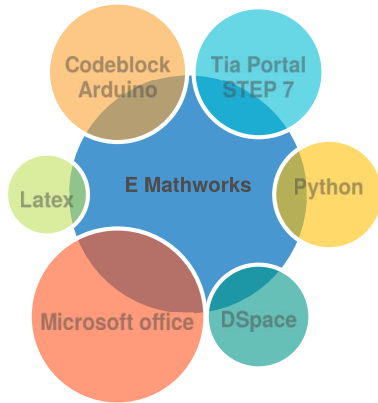
Chargée de TP du module intitulé Initiation au logiciel MATLAB et Algorithme

2019	Military polytechnic school Stage de 9 mois sur le développement d'une solution de contrôle basée sur les signaux EMG et inertiels pour contrôler le mouvement d'une orthèse de membre inférieur.	Stagiaire
2017	Military polytechnic school/USTHB Conception et mise en œuvre d'une canne intelligente pour malvoyants avec détection d'obstacles.	Stagiaire
2016	Center for Development of Advanced Technologies (CDAT) L'objectif de ce stage était de concevoir et de contrôler un suiveur solaire.	Stagiaire
2016	SPE (SONELGAZ Algerian Power Company) L'objectif de ce stage était de découvrir l'automatisation de la chaîne de production d'électricité.	Stagiaire

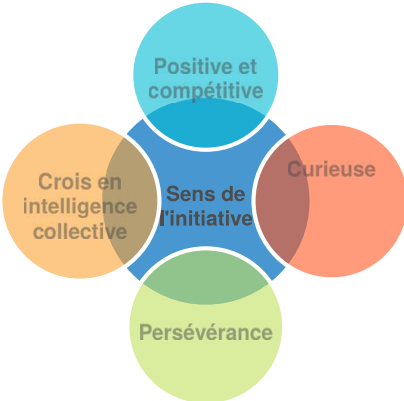
Formations professionnels

07/2018	Formation sur les réseaux intelligents Présenter la formation universitaire d'été sur " <i>SMART GRID</i> " organisée par la Fondation Algéro-Américaine.	USTHB
2016 - 2018	Formation BERLITZ en anglais technique Niveau 1-Niveau 4	BERLITZ

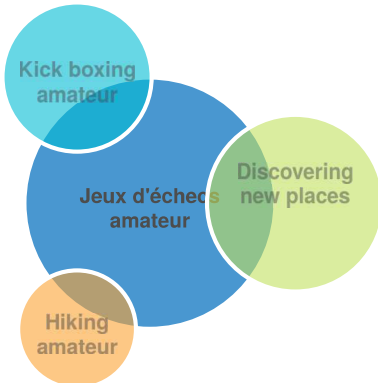
Logiciels programmation



Compétences Personnelles



Hobbies



Accomplissement

- 03/2022 **Prix du meilleur posteur scientifique** [Valenciennes](#)
Présentation orale intitulée "Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur".
- 11/2019 **Prix du meilleur article scientifique dans la catégorie junior** [Ain naadja Military Hospital](#)
Présentation orale intitulée "Electromyography Based Identification and Prediction of the Knee Joint Continuous Movement".
- 04/2018 **Prix du meilleur poster** [USTHB](#)
Communication (JPFEI'18) intitulée "Conception et mise en œuvre d'une canne intelligente pour les personnes malvoyantes avec détection d'obstacles".

Expérience de bénévolat

- Since 2022 **Bureau des doctorants** [Membre active](#)
Contribuer à l'animation de la vie estudiantine des doctorants du LAMIH
- 2018 **AIESEC IN ALGERIA** [Président du comité d'organisation](#)
OCP du projet Discover Algeria, un projet national de 6 semaines visant à présenter la culture algérienne à de jeunes étrangers participants d'Italie, d'Espagne et de Chine.
- 2017-2018 **AIESEC IN ALGERIA** [Chef d'équipe](#)
Chef d'équipe dans le département B2B.
- 07/2018 **Représentant du SPA CRAPC Expertise**
Représentant de la filiale SPA CRAPC Expertise du Centre de Recherche Scientifique et Technique en Analyse Physico-Chimique lors de l'exposition nationale des produits de la recherche à la SAFEX.
- 2017-2018 **Junior Achievement Alumni** [Chef d'équipe](#)
Chef de projet dans le département des opérations.

THÈSE DE DOCTORAT

pour obtenir le titre de

Docteur en Automatique, productique

de l'Université Polytechnique Hauts-De-France
et de l'INSA Hauts-De-France

École doctorale : ÉCOLE DOCTORALE POLYTECHNIQUE
HAUTS-DE-FRANCE (ED PHF N°635)

**Unité de recherche : LABORATOIRE D'AUTOMATIQUE, DE
MÉCANIQUE ET D'INFORMATIQUE INDUSTRIELLES ET HUMAINES**
(LAMIH-UMR CNRS 8201)

Présentée et soutenue par

Amel AIT GHEZALA-SADOUDI

Le 28/10/2024, à Valenciennes

**Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil
roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des
capacités biomécaniques de l'utilisateur**

Composition du jury :

Mme Marie BABEL, Professeure des universités, INSA de Rennes - Présidente

M. Lounis ADOUANE, Professeur des universités, Université de Technologie de Compiègne (UTC) - Rapporteur

M. Rodolfo ORJUELA, Professeur des universités, Université de Haute Alsace (UHA) - Rapporteur

M. Yann MORERE, Maître de conférences, HDR, Université de Lorraine - Examineur

M. Joseph BASCOU, Maître de conférences, Chef du CERAH - Invité

M. Chouki SENTOUH, Maître de conférences, HDR, Université Polytechnique Hauts-de-France, INSA Hauts de France - Co-directeur de thèse

M. Philippe PUDLO, Professeur des universités, Université Polytechnique Hauts de France- Co-directeur de thèse

Résumé : Le fauteuil roulant manuel (FRM) est couramment utilisé par les personnes à mobilité réduite, mais son usage quotidien peut entraîner des troubles musculo-squelettiques (TMS) en raison des mouvements répétitifs de propulsion. De plus, les contraintes d’accessibilité dans les environnements urbains limitent souvent la mobilité des utilisateurs, malgré les progrès législatifs en matière d’inclusion. Bien que les fauteuils roulants électriques (FRE) réduisent l’effort physique, ils comportent des inconvénients tels qu’une autonomie limitée et une réduction de l’activité physique, ce qui peut être néfaste sur le long terme. Le fauteuil roulant manuel avec assistance électrique (FRM-AE) apparaît comme une solution intermédiaire, car il fournit une assistance tout en maintenant l’activité physique des membres supérieurs. Cependant, les systèmes d’assistance actuels ne s’adaptent pas efficacement aux capacités des utilisateurs ni aux contraintes du terrain. Le défi principal réside dans la conception d’un système d’assistance capable de prendre en compte l’interaction entre l’utilisateur, le FRM-AE et le sol, en offrant un contrôle précis et sécurisé. Un autre défi important est la validation en temps réel de la fonctionnalité et de la robustesse du système à travers divers scénarios et topographies. Les tests utilisateurs avec une cohorte suffisante sont essentiels pour évaluer l’efficacité et l’acceptabilité de ces systèmes. Cependant, les essais en environnement extérieur sont longs à mettre en œuvre et peuvent comporter des risques. Le recours à un simulateur de FRM se présente comme une solution efficace pour surmonter ces obstacles.

Cette thèse se divise en deux volets principaux. Le premier consiste à développer une interface haptique et dynamique intégrée à un simulateur de FRM, capable de simuler divers scénarios de locomotion. Cette interface comprend un modèle dynamique de l’interaction entre l’utilisateur, le FRM et le sol, ainsi qu’un contrôleur haptique. Ce modèle permet de reproduire des mouvements en ligne droite, en virage, en pente ou en dévers. Le contrôleur haptique, basé sur une commande optimale à paramètres variables (LPV), permet de suivre les trajectoires du modèle de référence tout en générant des résistances haptiques adaptées à chaque mouvement. L’interface transmet également des données cinématiques et dynamiques à une plateforme hexapode, fournissant ainsi un retour sensoriel en temps réel. Cette interface a été validée par des tests sur 30 sujets sains et 2 utilisateurs de FRM à mobilité réduite, conduisant à l’intégration d’un système d’assistance prenant en compte les contraintes du sol et les capacités des utilisateurs.

La deuxième partie de la thèse est consacrée à la conception d’un système d’assistance centré sur les capacités de l’utilisateur et les contraintes du sol. Trois stratégies d’assistance ont été développées. La première quantifie un indice de difficulté d’accessibilité et l’intègre à un paramètre de niveau d’assistance pour moduler l’amplitude du couple d’assistance fourni par le moteur. Pour générer ce couple d’assistance, une commande optimale linéaire à paramètre variant (LPV) est conçue. La deuxième approche, intègre ce paramètre dans l’algorithme de la commande optimale via une fonction de coût adaptative pour ajuster la commande en fonction des actions de l’utilisateur et des contraintes du terrain. La troisième stratégie repose sur une assistance adaptative avec un paramètre de niveau d’assistance optimal qui caractérise le rendement entre le couple appliqué par l’utilisateur et le couple requis pour réaliser une action (tel que franchir une pente), une fois obtenu, le paramètre de niveau d’assistance est intégré à l’algorithme de la commande optimale. Ces trois approches ont été évaluées à la fois objectivement et subjectivement avec 13 utilisateurs pour comparer leurs performances respectives. Les validations expérimentales, menées à l’aide du simulateur de FRM dynamique PSCHITT-PMR-LAMIH, ont démontré l’efficacité des solutions développées, notamment en termes d’amélioration de la sécurité et du confort, validant ainsi l’ensemble des stratégies proposées.

Mots clés : Interface haptique, commande optimale robuste, commande en temps réel, simulateur de FRM, assistance adaptative, assistance centrée sur l’utilisateur, modèle d’interaction Utilisateur-FRM-sol, modèle de l’utilisateur, estimation paramétrique en ligne, tests utilisateurs.

Haptic assistance for manual wheelchair propulsion based on an assessment of the user's biomechanical capabilities

Abstract : The manual wheelchair (MWC) is commonly used by individuals with reduced mobility, but its daily use can lead to musculoskeletal disorders (MSDs) due to the repetitive propulsion movements. Moreover, accessibility challenges in urban environments often limit users' mobility, despite legislative progress in terms of inclusion. While electric wheelchairs (EWs) reduce physical effort, they have drawbacks such as limited autonomy and decreased physical activity, which can be harmful in the long term. The manual wheelchair with electric assistance (MWC-EA) emerges as an intermediate solution, providing assistance while maintaining upper body physical activity. However, current assistance systems do not effectively adapt to users' abilities or terrain constraints. The main challenge lies in designing an assistance system capable of considering the interaction between the user, the MWC-EA, and the ground, providing precise and secure control. Another significant challenge is real-time validation of the system's functionality and robustness across various scenarios and topographies. User testing with a sufficiently large cohort is essential to evaluate the effectiveness and acceptability of these systems. However, outdoor trials are time-consuming to implement and may involve risks. The use of an MWC simulator offers an efficient solution to overcome these obstacles.

This thesis is divided into two main parts. The first involves developing a haptic and dynamic interface integrated into an MWC simulator, capable of simulating various locomotion scenarios. This interface includes a dynamic model of the interaction between the user, the MWC, and the ground, as well as a haptic controller. This model allows for reproducing movements such as straight-line motion, turning, uphill, or sloping. The haptic controller, based on a Linear Parameter-Varying (LPV) optimal control approach, enables the reference model's trajectories to be followed while generating haptic resistances adapted to each movement. The interface also transmits kinematic and dynamic data to a hexapod platform, providing real-time sensory feedback. This interface was validated through tests on 30 healthy subjects and 2 individuals with reduced mobility, leading to the integration of an assistance system that accounts for both ground constraints and user abilities.

The second part of the thesis focuses on designing an assistance system centered on the user's capabilities and ground constraints. Three assistance strategies were developed. The first quantifies an accessibility difficulty index and integrates it into an assistance level parameter to modulate motor torque. The second incorporates this parameter into the optimization algorithm via an adaptive cost function to adjust control according to the user's actions and terrain constraints. The third strategy relies on adaptive assistance with an optimal assistance level parameter, allowing real-time adjustment of effort based on the user's needs. These three approaches were evaluated both objectively and subjectively with 13 users to compare their respective performances. Experimental validations, conducted using the PSCHITT-PMR-LAMIH dynamic MWC simulator, demonstrated the effectiveness of the developed solutions, particularly in terms of improving safety and comfort, thus validating the proposed strategies.

Keywords : Haptic interface, robust optimal control, real-time control, manual wheelchair simulator, adaptive haptic assistance, user-centered assistance, user-wheelchair interaction model, user model, online parametric estimation, user tests validation.

Liste des publications

1. Revues scientifiques avec comité de lecture

- A. A. Ait Ghezala, C. Sentouh, Member, IEEE, P. Pudlo, T. Poulain, G. Conreur, T. Bentaleb. “User-Centered Haptic and Dynamic Interface with Robust Linear Parameter Varying (LPV) Control for Manual Wheelchair Simulators” *IEEE Journals and Transactions on CST*, 2024 (Under revision).

2. Conférences internationales avec publications

- A. A. Ait-Ghezala, C. Sentouh, T. Bentaleb, P. Pudlo, T. Poulain, et al. “Haptic Interface Design for a Novel Wheelchair Simulator using Linear Time-Varying MPC Framework.” *2023 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Jun 2023, Seattle (USA), Washington, United States, pp.172-178, [10.1109/AIM46323.2023.10196197](https://doi.org/10.1109/AIM46323.2023.10196197). [hal-04481276](https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-04481276).
- B. Amel Ait-Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo, Gérard Conreur, Thierry Poulain. Haptic Wheelchair Simulator : Design with Experimental Validation. Driving Simulation Conference Europe 2023 VR, Sep 2023, Antibes (06), France. [hal-04631738](https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-04631738).
- C. T. Bentaleb, A. Ait Ghezala, C. Sentouh, P. Pudlo. “Numerical Simulator for Manual Wheelchair Propulsion based on a MPC Approach.” *4th IFAC Workshop on Cyber-Physical and Human Systems (CPHS 2022)*, Dec 2022, Houston (Texas), USA, pp.154-159, [10.1016/j.ifacol.2023.01.119](https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2023.01.119). [hal-04481301](https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-04481301).
- D. A. Ait-Ghezala, C. Sentouh, P. Pudlo. “Direct Model-Reference Adaptive Control for Wheelchair Simulator Control via a Haptic Interface.” *15th IFAC Symposium on Analysis, Design and Evaluation of Human Machine Systems (HMS 2022)*, San José, USA, 12-15 September 2022, Vol. 55, Issue 29, pp.49-54, ISSN 2405-8963, <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2022.10.230>.

3. Conférences nationales avec publications

- A. Louise Demestre, Amel Ait Ghezala, Théo Rouvier, Thierry Poulain, Gérard 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⟩](#).

4. Autres communications

- A. Amel Ait Ghezala, Toufik Bentaleb, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo. “Simulateur numérique pour la propulsion d’un fauteuil roulant manuel basé sur une approche MPC.” *Journée Régionale des Doctorants en Automatique*, Université du Littoral Côte d’Opale (ULCO), Boulogne sur Mer, 08 juillet 2024.
- B. Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo. “Assistance Haptique pour la Propulsion en Fauteuil Roulant Manuel (FRM) basée sur une Évaluation des Capacités Biomécaniques de l’Usager.” *Mardi des chercheurs*, Valenciennes, 13 juin 2023 (Prix du meilleur poster).
- C. Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo. “Contrôle prédictif pour un système LPV appliqué à un simulateur de fauteuil roulant.” *Journée Régionale des Doctorants en Automatique*, Douai, 14 juin 2022.
- D. Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo. “Contrôle adaptatif par modèle de référence pour le contrôle d’un simulateur de fauteuil roulant via une interface haptique.” *Journée du Comité Technique Automatique et Transport Terrestre*, Valenciennes, 6 et 7 Avril 2022.
- E. Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo. “Assistance Haptique pour la Propulsion en Fauteuil Roulant Manuel (FRM) basée sur une Évaluation des Capacités Biomécaniques de l’Usager.” *Journée de la recherche au féminin*, Valenciennes, octobre 2021.

Recommandation de Amel Ait Ghezala au Prix de Thèse de l'IFRATH 2025

Depuis plusieurs années, le LAMIH mène des recherches ayant pour objet l'amélioration de l'accessibilité aux transports en commun et à la ville pour les personnes en situation handicap usagers d'un fauteuil roulant manuel.

Dans le cadre du projet ANR CapaCITIES, qui vise à quantifier le coût biomécanique des déplacements urbains en fauteuil roulant pour l'accessibilité des villes de demain, le LAMIH, au travers de son département Automatique, s'est engagé à développer un simulateur de fauteuil roulant manuel.

Le LAMIH a recruté sur ce projet collaboratif multipartenaire Amel Ait Ghezala en thèse de doctorat pour développer une interface haptique pour piloter la plateforme expérimentale de fauteuil roulant PSCHITT-PMR.

Les expérimentations menées sur ce simulateur aux termes de ces travaux de recherche ont démontré la qualité du rendu haptique obtenu et ont permis d'envisager le développement et l'expérimentation en environnement contrôlé de nouveaux modes d'assistance électrique.

Amel Ait Ghezala a alors été recrutée en ATER pour adresser particulièrement ce point, qui a visé à concevoir une nouvelle stratégie d'assistance adaptative pour la propulsion en fauteuil roulant manuel, en tenant compte de l'action de l'utilisateur et le niveau d'assistance optimal nécessaire calculé à l'aide d'une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur. Une nouvelle fois, les expérimentations menées ont démontré la qualité des évolutions opérées.

Ces travaux de recherche, qui ont amené Amel Ait Ghezala à soutenir sa thèse de doctorat le 28 octobre 2024, ont été valorisés à plusieurs reprises dans des conférences internationales reconnues, à Handicap 2024, et font l'objet d'une révision dans un journal international et d'articles en attente de soumission.

Amel Ait Ghezala poursuit cette recherche aujourd'hui en tant qu'ingénieur de recherche au LAMIH sur le projet CPER RITMEA, particulièrement dans le cadre de l'axe 5 WP2 portant sur les fauteuils roulants connectés.

Je ne peux donc que recommander Amel Ait Ghezala au Prix de Thèse de l'IFRATH 2025, c'est pour moi une évidence. Il y a bien sûr la thèse, qui est de qualité, sa valorisation, qui est quantifiable et à ses débuts, ses retombées sociétales, qui sont indéniables, mais il y a aussi la personne qui trop rarement l'on rencontre. En effet, Amel Ait Ghezala a depuis son entrée dans le supérieur réalisé des projets visant à favoriser l'inclusion des personnes en situation de

handicap dans la société, la thèse s'inscrivant dans une continuité. Aussi, lui attribuer ce prix viendrait en premier critère mettre en lumière son travail de recherche mené dans le cadre de sa thèse de doctorat, mais aussi viendrait féliciter cet engagement de longue date, qui se poursuit actuellement tant sa détermination est forte.

Fait à Valenciennes, le mercredi 5 février 2025



Philippe Pudlo
Professeur des Universités

**DOCTORAT DE
L'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS DE FRANCE**

ATTESTATION DE REUSSITE

Abdelhakim Artiba, atteste que le diplôme de doctorat de l'Université Polytechnique Hauts de France, préparé au sein de l'École Doctorale « Polytechnique Hauts-de-France », dans la spécialité « Automatique, productique », a été décerné à

Madame Amel AIT GHEZALA

Née le 24 février 1994 à Mascara (Algérie)

Au titre de l'année universitaire 2023-2024

Titre des travaux : Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur

Date de soutenance : 28 octobre 2024

Lieu de soutenance : l'Amphitheatre IEMN Université Polytechnique Hauts-de-France Campus Mont Houy 59313 Valenciennes cedex 9

Composition du jury :

Mme Marie BABEL, Professeure des universités, INSA de Rennes - Présidente

M. Lounis ADOUANE, Professeur des universités, Université de Technologie de Compiègne (UTC) - Rapporteur

M. Rodolfo ORJUELA, Professeur des universités, Université de Haute Alsace (UHA) - Rapporteur

M. Yann MORERE, Maître de conférences, Université de Lorraine - Examinateur

M. Philippe PUDLO, Professeur des universités, Université Polytechnique Hauts de France - Co-directeur

M. Chouki SENTOUH, Professeur des universités, Université Polytechnique Hauts-de-France - Co-directeur

Fait à Valenciennes, le 4 novembre 2024

Abdelhakim Artiba

Président de l'Université Polytechnique Hauts de France



DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS DE FRANCE
RAPPORT DE SOUTENANCE

Nom et prénom du doctorant : AIT GHEZALA SADOUDI Amel





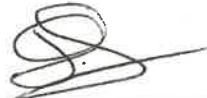

Titre de la thèse : Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur

École Doctorale : Ecole Doctorale Polytechnique Hauts-de-France

Date de la soutenance : 28 octobre 2024

Président du jury : Marie Babel (A COMPLÉTER)

Membres du jury (y compris les encadrants) :

Nom	Signature	Nom	Signature
Philippe PUDLO		Chouki SENTOUH	
Lounis ADOUANE		Rodolfo ORJUELA	
Marie BABEL		Yann MORERE	

Les membres du jury attestent avoir pris connaissance de l'intégralité du rapport. La Direction de la thèse atteste ne pas avoir pris part à la décision. Si le rapport comporte plusieurs pages ou s'il est rédigé sur un document distinct, il devra être paraphé sur chaque page et signé par le Président du jury.

Me Amel Ait Ghezala-Sadoudi a réalisé une présentation claire et très didactique de ses contributions portant sur l'identification, l'optimisation, la commande haptique et l'évaluation avec des expérimentateurs d'un simulateur de fauteuil roulant manuel avec assistance à la propulsion.

Son exposé, bien illustré, a mis en valeur son positionnement scientifique convaincant et la complexité des travaux théoriques et expérimentaux présentés, menés en collaboration étroite et efficace avec les partenaires du projet dans lequel s'inscrivent ces travaux. Lors des échanges avec le jury, elle a su répondre de façon précise aux questions multiples et variées du jury, démontrant ainsi sa maîtrise et son recul sur le domaine étudié. Les échanges riches et nombreux reflètent l'intérêt porté par le jury pour ce travail. À toutes les questions, Amel Ait Ghezal-Sadoudi a apporté un regard critique scientifique très apprécié. Le jury a souligné l'importance des résultats de ces recherches pour des applications prometteuses dans le domaine des technologies d'assistance aux personnes en situation de handicap.

Pour toutes ces raisons, le jury, à l'unanimité, décerne à Mme Amel Ait Ghezala-Sadoudi le grade de Docteur en "Automatique, productique" de l'Université Polytechnique Hauts de France.

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS DE FRANCE
PROCÈS-VERBAL DE SOUTENANCE DE THÈSE

Nom et Prénom : AIT GHEZALA SADOUDI Amel
Diplôme : Automatique, productique
Titre de la thèse : Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur
Sous la Direction de : Philippe PUDLO et Chouki SENTOUH
École Doctorale : Ecole Doctorale Polytechnique Hauts-de-France
Lieu de soutenance : Université Polytechnique Hauts-de-France Campus Mont Houy 59313 Valenciennes cedex 9
Date et heure : 28 octobre 2024 à 10h00
Soutenance ☒ PUBLIQUE ☐ À HUIS-CLOS
Cotutelle de thèse : ☐ OUI ☒ NON

Président du jury : Marie Babel (À COMPLÉTER)


Le jury prononce :

- ☒ l'admission du candidat au titre de docteur de l'Université Polytechnique Hauts de France
☐ l'ajournement du candidat

A l'issue de la soutenance Madame AIT GHEZALA SADOUDI Amel a prêté serment :

☒ Oui ☐ Non

**La Direction de la thèse ne signe en aucun cas le procès-verbal de soutenance.
Pour être valides, les documents de soutenance ne doivent pas être modifiés.**

Civilité, NOM, Prénom	Fonction	Titre	Visio conférence	Signature
M. Lounis ADOUANE	Rapporteur	Professeur des universités	NON	
M. Rodolfo ORJUELA	Rapporteur	Professeur des universités	NON	
Mme Marie BABEL	Examinatrice	Professeure des universités	NON	
M. Yann MORERE	Examineur	Maître de conférences	NON	

* Article 18 de l'arrêté du 25 mai 2016 fixant le cadre national de la formation et les modalités conduisant à la délivrance du diplôme national de doctorat : « Les membres du jury désignent parmi eux un président. Le président doit être un professeur ou assimilé ou un enseignant de rang équivalent. »

* En application de l'article L612-7 du code de l'éducation, les établissements d'enseignement supérieur et de recherche mettent en œuvre, dans le cadre des soutenances de leurs doctorantes et doctorants, une prestation de serment d'intégrité scientifique.

* Article 19bis de l'arrêté du 26 août 2022 de la formation doctorale modifiant l'arrêté du 25 mai 2016 : « A l'issue de la soutenance et en cas d'admission, le docteur prête serment, individuellement, en s'engageant à respecter les principes et exigences de l'intégrité scientifique dans la suite de sa carrière professionnelle, quel qu'en soit le secteur ou le domaine d'activité. »

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS DE FRANCE
RAPPORT DE SOUTENANCE

Nom et prénom du doctorant : AIT GHEZALA SADOUDI Amel



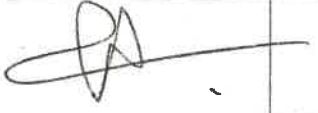

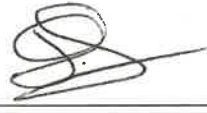
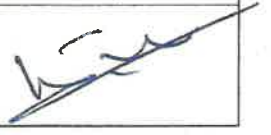
Titre de la thèse : Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur

École Doctorale : Ecole Doctorale Polytechnique Hauts-de-France

Date de la soutenance : 28 octobre 2024

Président du jury :Marie Babel..... (A COMPLÉTER)

Membres du jury (y compris les encadrants) :

Nom	Signature	Nom	Signature
Philippe PUDLO		Chouki SENTOUH	
Lounis ADOUANE		Rodolfo ORJUELA	
Marie BABEL		Yann MORERE	

Les membres du jury attestent avoir pris connaissance de l'intégralité du rapport. La Direction de la thèse atteste ne pas avoir pris part à la décision. Si le rapport comporte plusieurs pages ou s'il est rédigé sur un document distinct, il devra être paraphé sur chaque page et signé par le Président du jury.

Me Amel Ait Ghezala-Sadoudi a réalisé une présentation claire et très didactique de ses contributions portant sur l'identification, l'optimisation, la commande haptique et l'évaluation avec des expérimentateurs d'un simulateur de fauteuil roulant manuel avec assistance à la propulsion.

Son exposé, bien illustré, a mis en valeur son positionnement scientifique convaincant et la complexité des travaux théoriques et expérimentaux présentés, menés en collaboration étroite et efficace avec les partenaires du projet dans lequel s'inscrivent ces travaux. Lors des échanges avec le jury, elle a su répondre de façon précise aux questions multiples et variées du jury, démontrant ainsi sa maîtrise et son recul sur le domaine étudié. Les échanges riches et nombreux reflètent l'intérêt porté par le jury pour ce travail. À toutes les questions, Amel Ait Ghezal-Sadoudi a apporté un regard critique scientifique très apprécié. Le jury a souligné l'importance des résultats de ces recherches pour des applications prometteuses dans le domaine des technologies d'assistance aux personnes en situation de handicap.

Pour toutes ces raisons, le jury, à l'unanimité, décerne à Mme Amel Ait Ghezala-Sadoudi le grade de Docteur en "Automatique, productique" de l'Université Polytechnique Hauts de France.

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE HAUTS DE FRANCE
PROCÈS-VERBAL DE SOUTENANCE DE THÈSE

Nom et Prénom : AIT GHEZALA SADOUDI Amel
Diplôme : Automatique, productique
Titre de la thèse : Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur
Sous la Direction de : Philippe PUDLO et Chouki SENTOUH
École Doctorale : Ecole Doctorale Polytechnique Hauts-de-France
Lieu de soutenance : Université Polytechnique Hauts-de-France Campus Mont Houy 59313 Valenciennes cedex 9
Date et heure : 28 octobre 2024 à 10h00
Soutenance ☒ PUBLIQUE ☐ À HUIS-CLOS
Cotutelle de thèse : ☐ OUI ☒ NON

Président du jury : Marie Babel (À COMPLÉTER)



Le jury prononce :

- ☒ l'admission du candidat au titre de docteur de l'Université Polytechnique Hauts de France
☐ l'ajournement du candidat

A l'issue de la soutenance Madame AIT GHEZALA SADOUDI Amel a prêté serment :

☒ Oui ☐ Non

**La Direction de la thèse ne signe en aucun cas le procès-verbal de soutenance.
Pour être valides, les documents de soutenance ne doivent pas être modifiés.**

Civilité, NOM, Prénom	Fonction	Titre	Visio conférence	Signature
M. Lounis ADOUANE	Rapporteur	Professeur des universités	NON	
M. Rodolfo ORJUELA	Rapporteur	Professeur des universités	NON	
Mme Marie BABEL	Examinatrice	Professeure des universités	NON	
M. Yann MORERE	Examineur	Maître de conférences	NON	

* Article 18 de l'arrêté du 25 mai 2016 fixant le cadre national de la formation et les modalités conduisant à la délivrance du diplôme national de doctorat : « Les membres du jury désignent parmi eux un président. Le président doit être un professeur ou assimilé ou un enseignant de rang équivalent. »

* En application de l'article L612-7 du code de l'éducation, les établissements d'enseignement supérieur et de recherche mettent en œuvre, dans le cadre des soutenances de leurs doctorantes et doctorants, une prestation de serment d'intégrité scientifique.

* Article 19bis de l'arrêté du 26 août 2022 de la formation doctorale modifiant l'arrêté du 25 mai 2016 : « A l'issue de la soutenance et en cas d'admission, le docteur prête serment, individuellement, en s'engageant à respecter les principes et exigences de l'intégrité scientifique dans la suite de sa carrière professionnelle, quel qu'en soit le secteur ou le domaine d'activité. »

Lounis ADOUANE

Professeur des Universités

Université de Technologie de Compiègne

Heudiasyc (UMR CNRS/UTC 7253)

57 avenue de Landshut

60203 Compiègne Cedex, France

Email: lounis.adouane@utc.fr

Rapport sur le mémoire de thèse intitulé
**« Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel basée sur une
évaluation des capacités biomécanique de l'utilisateur »**

Par Amel AIT GHEZALA

en vue de l'obtention du grade de Docteur de l'Université Polytechnique

Hauts-De-France (UPHF) et de l'INSA Hauts-De-France

Spécialité : Automatique, productique

Rapporteur : Lounis ADOUANE

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont été réalisés au sein du LAMIH (Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, UMR CNRS 8201) sous la direction conjointe de Philippe PUDLO et de Chouki SENTOUH. Les travaux de thèse de Amel AIT GHEZALA se concentrent sur la modélisation et la commande des interactions entre le triptyque : utilisateur, Fauteuil Roulant Manuel à Assistance Électrique (FRM-AE) et l'environnement, dans le but de concevoir un système d'assistance adaptative capable de s'ajuster d'une manière efficiente et fiable à la fois aux capacités de l'utilisateur (à appliquer un effort sur les roues du FRM-AE), et à la configuration de l'environnement (existence d'une pente, un virage et/ou un dévers sur le chemin).

Le manuscrit est rédigé sur 231 pages et contient près de 150 références bibliographiques. Il est composé d'une introduction générale et de six chapitres, dont une conclusion générale avec des perspectives. Ce manuscrit de thèse contient également une annexe intitulée « Bases théoriques de la commande optimale » (14 pages), qui résume les principales techniques et concepts théoriques utilisés dans cette thèse, en lien notamment avec la commande adaptative par modèle de référence ; la commande prédictive, la commande robuste et la commande floue T-S (Takagi-Sugeno). *Il est à noter que le manuscrit contient également plusieurs développements théoriques issus de la littérature au sein des chapitres de contributions (notamment les chapitres 3 à 5).*

Je donne dans ce qui suit un descriptif des points saillants de chaque chapitre avant d'expliciter à la fin de ce rapport un avis synthétique sur le travail global réalisé.

Introduction générale (4 pages)

Cette introduction résume les avantages pour des PMR (Personne à Mobilité Réduite) d'utiliser un FRM-AE par rapport à des FR-E (FR Électrique) et bien évidemment par rapport à de simples FRM (non motorisés), notamment en termes : de simplification de la vie quotidienne des PMR qui doivent se déplacer dans des environnements contraints multiples (e.g., sol avec pente longitudinale ou transversale (dévers)) ; de maintien en bonne santé de ces PMR qui gardent une activité physique régulière de leurs membres supérieurs, tout en prévenant des TMS (Troubles Musculosquelettiques). Il est donc rappelé dans cette introduction l'importance d'avoir un système d'assistance électrique qui tienne compte, le plus fidèlement possible, des capacités/actions effectives de l'utilisateur ainsi que des contraintes liées l'environnement. Les principaux enjeux recherche/applicatifs est d'assurer l'interaction la plus sûre, fluide et robuste (face aux perturbations et aux incertitudes du système) entre la PMR et le FRM-AE, mais également entre le FRM-AE et son environnement (principalement en termes de géométrie du sol). Les travaux de recherche s'inscrivent dans le cadre du projet ANR CapaCITIES, principalement au travers de l'amélioration des capacités du simulateur PSCHITT-PMR¹ disponible au niveau du LAMIH. Cette introduction générale résume par la suite les objectifs scientifiques visés par cette thèse, en donnant à la fin un aperçu de l'organisation générale du manuscrit et en résumant les contenus/contributions de chaque chapitre.

¹ Plateforme de Simulation Collaborative Hybride, Intermodale en Transport Terrestre - Personne à Mobilité Réduite.

Chapitre 1 « État de l'art » (35 pages)

Ce chapitre commence par une description succincte de la structure mécanique d'un FRM et de ses différents types, dont celui disposant d'une assistance électrique. Une analyse cinématique et dynamique de la propulsion d'un fauteuil roulant est par la suite donnée en insistant notamment sur : l'ergonomie et l'efficacité mécanique des mouvements/gestes réalisés par les PMR ; et sur la biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant. Ainsi, les interactions, via des métriques appropriées, entre l'utilisateur et le FRM, ainsi qu'entre le FRM et le sol pour diverses situations de déplacement (ligne droite, virages, pentes et dévers) sont mises en exergue. Ce chapitre expose en outre les principales méthodes d'évaluation d'une propulsion avec un FRM, et cela en mettant en lumière les dispositifs utilisés pour mesurer les forces et les cinématiques en jeu, ainsi que leurs limites en termes de précision et de pertinence dans des conditions réelles. Par la suite, plusieurs types de simulateurs pour FRM sont exposés en focalisant d'une part, sur les avancées qu'ils apportent en termes de quantification et d'évaluation de leur propulsion, et d'autre part, sur leur niveau de réalisme et/ou d'immersivité. Après avoir mis en exergue l'intérêt d'utiliser des simulateurs, basés sur des rouleaux par rapport à ceux utilisant des tapis roulants, notamment en termes d'exhaustivité des situations traitées (e.g., mouvement dans des virages), la comparaison s'est appuyée sur quatre critères d'évaluation : niveau d'interaction avec l'utilisateur ; perception visuelle (e.g., avec écrans de projection ou avec un casque de réalité virtuelle) ; retour haptique et finalement la dynamique du robot parallèle (généralement, correspondant à un hexapode) pour reproduire en temps réel les retours vestibulaires (e.g., accélérations et vitesses linéaires et angulaires) qu'un utilisateur devrait percevoir en fonction des manœuvres en cours. Suite à ce travail comparatif entre les simulateurs, ce chapitre s'est employé à faire une étude bibliographique des systèmes d'assistance électrique pour FRM disponible sur le marché, en discutant d'une manière précise leurs avantages et inconvénients. Enfin, ce chapitre expose l'ambition des travaux menés dans cette thèse qui vise une simulation à la fois haptique, dynamique et immersive, en veillant à ce que l'ensemble (interaction Utilisateur – FRM – Sol) soit le plus réaliste possible (notamment en termes de frottement entre le FRM et le sol), contrôlé en boucle fermée et sans désynchronisation notable pour l'utilisateur du simulateur PSCHITT-PMR. Il est mis en exergue également l'importance d'avoir des systèmes FRA-AE ergonomes, qui soient les plus efficaces énergétiquement et qui puissent gérer d'une manière robuste les perturbations du système, mais également de disposer de systèmes d'assistance électrique qui s'adaptent d'une manière optimale aux capacités effectives de l'utilisateur et aux actions qu'il génère. Par la suite, une vue générale de l'architecture d'assistance proposée dans cette thèse, et appliquée sur la plateforme PSCHITT-PMR, est expliquée dans ses grandes lignes.

Ce chapitre très riche en sujets traités, à la mesure de la complexité de la modélisation, de l'identification, et du contrôle/commande possibles des interactions bidirectionnelles entre Utilisateur – FRM – Sol, permet de bien comprendre les verrous pratiques et théoriques à lever avant d'aboutir à la fois à des simulateurs fiables, et à des systèmes d'assistance électriques plus efficaces. Même si l'ensemble du chapitre reste très cohérent, il aurait été intéressant de connaître quels sont les outils théoriques et/ou pratiques proposés dans la littérature pour faire face aux possible désynchronisation des interactions entre Utilisateur–FRM–Sol dans les simulateurs existants, principale responsable du mal du simulateur, ce qui affecte négativement la qualité globale de l'expérience simulée.

Chapitre 2 « Modélisation de l'interaction Utilisateur-FRM-Sol » (24 pages)

En préambule de ce chapitre, il est rappelé que les principaux modèles géométriques et dynamiques utilisés dans la thèse sont ceux élaborés dans [Nguyen 2018], mais en y intégrant dans la modélisation les dynamiques spécifiques du FRM sur des surfaces en pente et/ou avec dévers. Après avoir introduit les repères référentiels utilisés pour les différentes modélisations, il est précisé que les dynamiques du roulis et du tangage ne sont pas considérées dans cette thèse. *Il aurait été souhaitable d'avoir dans ce chapitre le modèle cinématique du FRM utilisé et ne pas se contenter de mentionner les différentes transformations inter-repères donnant les vitesses relatives des différents corps. Pourquoi ne pas utiliser par exemple les conventions de Denavit-Hartenberg entre roues pour trouver le modèle effectif, ou illustrer le fait que le système étudié est analogue à un robot mobile Unicycle.*

Ce chapitre donne par la suite les principales modélisations cinématiques et dynamiques utilisées dans la littérature, notamment les modélisations des forces de contact roues-sol utilisées, en insistant sur les phénomènes de résistances au roulement et au pivotement pour les déplacements en ligne droite, en virage, en pente et en dévers. Les validations de ces modèles sont faites dans la section suivante, où il est présenté la procédure d'identification et de validation expérimentale du modèle de fauteuil roulant (forces résistives et paramètres dynamiques du FRM) en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt pour les moindres carrés non linéaires, fonction disponible dans une boîte à outil

Matlab. Il est décrit le protocole expérimental utilisé pour cette validation, conçue pour évaluer les performances du fauteuil roulant dans divers scénarios de locomotion, tels que les déplacements en ligne droite et en virage. *Comme l'algorithme de Levenberg-Marquardt dépend fortement des données utilisées, il aurait été souhaitable de préciser le niveau des bruits lié aux mesures relevés. Il a été précisé dans le manuscrit que « les interactions entre les roues et le sol, les variations de frottement, ainsi que les influences des forces externes et des moments n'ont pas été validées avec des données expérimentales », il aurait été utile d'indiquer dans le manuscrit quels ont été les principaux verrous à lever pour réaliser ces expérimentations, et leur importance pour avoir un modèle dynamique précis.* Le chapitre aborde par la suite la validation en boucle fermée du modèle augmenté dans le simulateur PSCHITT-PMR. *Les résultats obtenus démontrent une bonne précision des modèles utilisés, ils demandent néanmoins à être plus commentés et analysés, comme par exemple l'existence d'écarts de prédiction dans certaines parties des figures 2.14 ou 2.17.*

Chapitre 3 « Conception d'une interface de contrôle haptique pour simulateur de FRM » (46 pages)

Ce chapitre commence par une introduction rappelant les objectifs des travaux réalisés, à savoir la conception et l'implémentation d'un contrôleur haptique optimal qui permet au simulateur de suivre avec précision les prédictions du modèle de référence. Il est noté qu'après une phase d'expérimentation comparative entre le simulateur PSCHITT-PMR et une expérimentation sur sol plat, des différences notables existent en termes de vitesses et couples mesures, ce qui motive clairement l'intérêt des travaux présentés ici, afin de reproduire : le plus fidèlement possible le comportement dynamique du modèle de référence, de générer des forces de frottement adaptées à divers scénarios de propulsion, et de rejeter de manière stable et robuste toutes les forces perturbatrices (notamment celles dues à certaines phase du mouvements de la structure parallèle qui impactent les efforts générées au niveau des rouleaux du simulateur). Il est à noter que le contrôle de l'hexapode est réalisé par un système propriétaire (i.e., sans possibilité de modifier ces paramètres de contrôle). *Pour comprendre la logique complète du contrôle, il aurait été utile de caractériser également la robustesse et la précision de ce système eu égard aux consignes fournies, qui pourraient être spécifiées dans le manuscrit. Est-ce que c'est des consignes en vitesse, en accélération ou autre ?* Le modèle non linéaire du système complet Utilisateur-FRM-Banc à rouleaux, est issue de la littérature [Bentaleb 2019]. La contribution en termes de modèle correspond au fait de considérer les incertitudes du modèle utilisé pour la synthèse des stratégies de commande. *Sachant l'importance de cette modélisation pour à la fois représenter les phénomènes physiques en place et surtout pour l'utilisation de ce modèle pour la synthèse des lois de commande, il aurait été utile de mentionner les autres modèles possibles à utiliser issus de la littérature.*

Ce chapitre s'emploie par la suite à préciser la méthode d'identification des paramètres du modèle utilisé, s'appuyant sur la même méthode explicitée au chapitre 2, basée sur l'algorithme de Levenberg-Marquardt. *Sur l'utilisation de cet algorithme, il aurait été intéressant de regrouper toutes les motivations de son application à sa première apparition dans le document, i.e., au chapitre 2.* La validité expérimentale du modèle a été concluante, excepté lors des transitions entre certaines configurations de vitesse, où des différences apparaissent. *Il aurait été utile d'expliquer sommairement, les sources possibles de ces réponses légèrement différentes (retard, temps de montée, cf. par exemple la figure 3.5 pour ce qui est des vitesses angulaires).* Il a été proposé par la suite trois types de commande pour contrôler le système global Utilisateur-FRM-Banc à rouleaux, afin que les expérimentations réalisées avec le simulateur PSCHITT-PMR soient les plus fidèles possibles :

La première, correspond à un contrôle adaptatif par modèle de référence (MRAC), nécessitant une linéarisation locale, qui inclut l'ensemble des incertitudes dues aux frottements, complété par l'intégration d'un algorithme d'optimisation métaheuristique EHO (*Elephant Herding Optimization*) pour l'ajustement optimal des paramètres de la commande en fonction des variations des conditions dynamiques. Cette première stratégie de commande reste assez satisfaisante, en termes de suivi du modèle de référence, et de réponse face aux incertitudes et aux perturbations non modélisées. Néanmoins, dans les phases expérimentales, un *shattering* significatif est observé des paramètres adaptatifs caractérisant les interactions des roues du FRM et le sol, surtout dans les phases transitoires (entre différentes situations de locomotion telles que le passage du sol plat à une pente), induisant des erreurs de suivis. *La linéarisation du système, étape importante de cette commande, aurait mérité plus d'explications notamment au travers de validations expérimentales pour s'assurer de la précision du modèle. Par ailleurs, le choix d'utiliser l'EHO aurait pu être mieux motivé, en quoi cette méthode d'optimisation serait plus performante comparativement par exemple aux algorithmes génétiques ?*

La deuxième stratégie correspond à une commande de type MPC, basée sur un modèle à paramètres variants dans le temps (LPV), en utilisant une estimation en ligne des paramètres du système. Cette stratégie est proposée notamment pour intégrer explicitement les contraintes de

saturation du système étudié (non prises en compte par la première architecture MRAC). Les résultats expérimentaux démontrent que le modèle LPV reproduit fidèlement le comportement observé avec le modèle non linéaire. De plus, l'estimation en ligne du modèle LPV montre une adaptation efficace aux variations de masse, ce qui confirme sa robustesse. Cette dernière approche a été évaluée avec des tests-utilisateurs (sur 13 personnes saines) avec le simulateur PSCHITT-PMR et sur plusieurs scénarios en ligne droite et en virage. Les tests présentés ont été concluants, à la fois d'un point de vue subjectif (réponse à un questionnaire suite à des tests utilisateurs avec et sans simulateur), et d'une manière objective, mais cette dernière souligne des difficultés de suivis précis (e.g., présence de : retards, erreurs dynamiques et statiques) ainsi que des oscillations dues notamment à la difficulté d'avoir un calcul temps réel de la commande MPC, et au caractère périodique de l'application de l'effort des utilisateurs. Ces éléments compromettent donc la robustesse du contrôle proposé.

Finalement, une commande robuste LPV basée sur un modèle flou T-S (Takagi-Sugeno) est proposée. Cette forme floue LPV T-S est utilisée pour décrire le comportement du frottement de contact non linéaire du système. Les paramètres variants du modèle flou T-S sont estimés en temps réel à l'aide d'un algorithme d'identification par les moindres carrés récurrents (RLS). *Pour la validation du modèle du système basée T-S, la figure 3.23 compare la précision de la modélisation par rapport aux sorties respectives du simulateur réel, du modèle non linéaire et du modèle LPV, il est clairement visible que le modèle T-S est analogue à celui basé LPV, d'ailleurs, la figure 3.23 et 3.14 ont exactement les mêmes allures. Dans ce cas de figure, il aurait été intéressant de donner des explications dans le manuscrit pourquoi le choix s'est porté sur la modélisation T-S pour cette troisième commande ?* Le schéma de contrôle proposé est basé sur le concept robuste de l'ensemble invariant H^∞ , synthétisé en s'appuyant sur la théorie de la stabilité de Lyapunov. Les contraintes de saturation des entrées de contrôle et les incertitudes de frottement liées aux changements de poids des utilisateurs sont traitées théoriquement, où les conditions de conception du contrôle sont obtenues en résolvant un problème d'optimisation sous forme matricielles linéaires (LMIs). La preuve de stabilité est faite au sens de Lyapunov. Les résultats des validations expérimentales, obtenus à partir d'une expérience impliquant 15 participants sains, et réalisée sur le simulateur PSCHITT-PMR, ont démontré les bonnes performances de l'approches proposée. Par ailleurs, après une étude comparative (avec des indicateurs objectifs et subjectifs) des trois commandes proposées, il est apparu que la commande robuste LPV T-S surpasse les deux premières commandes proposées. *Sur le caractère périodique de l'application de l'effort de l'utilisateur, et la multitude des lois de commandes investiguées dans ce chapitre, est-ce que la commande des systèmes hybrides (continus-discrets), n'aurait pas pu être investiguée ? Une discussion sur ce type de contrôle aurait été intéressante à avoir dans un chapitre aussi riche en méthodes et résultats expérimentaux obtenus.*

Chapitre 4 « Assistance haptique basée sur un indice d'accessibilité empirique » (30 pages)

Ce chapitre a trait au développement de stratégies d'assistance pour un FRM-AE. Il commence par présenter une méthode empirique de quantification du niveau d'assistance, qui est caractérisée par trois indices de difficulté à l'accessibilité : « puissance mécanique » (décrivant l'efficacité mécanique du déplacement), *cet indice demande à être mieux expliqué dans le corps de la section* ; l'angle de la pente et l'angle du dévers. Il est à noter que ces trois indices sont par la suite regroupés dans un seul et même indice, dénommé « indice d'accessibilité », qui pondère d'une manière linéaire chacun des trois indices élémentaires pour n'avoir qu'une seule indication, qui caractérisera le taux d'assistance à produire sur l'effort nécessaire pour propulser le FRM-AE. L'Algorithme 3 fixe d'une manière absolue les valeurs des pondérations linéaires en fonction de la valeur de la pente et du dévers en cours, trois valeurs de pondérations sont ainsi définies en fonction de l'état du système. *Il aurait été intéressant de commenter les valeurs des intervalles choisis en termes de pentes et de dévers. Y a-t-il un processus d'optimisation pour fixer ces paramètres de pondération ? Il aurait été intéressant d'expliquer davantage les choix faits et discuter l'exhaustivité des cas traités dans cet algorithme.* Ce chapitre s'emploie par la suite à modéliser la dynamique de l'interaction utilisateur-roue. Un modèle dynamique de l'interaction entre l'action de l'utilisateur sur la main courante du FRM-AE, le mouvement de la roue et le sol est proposé. Ce modèle prend en compte le frottement de contact roue-sol, le couple d'assistances et l'activation musculaire, formulée sous forme d'un modèle d'impédance. Il intègre les variations du frottement de contact entre la roue et le sol induits par les irrégularités du terrain. Une commande adaptative basée sur un modèle de référence (MRAM), inspiré de la littérature [Nguyen 2018, Oudainia 2023] permet une estimation en ligne de ses paramètres variants, assurant ainsi un fonctionnement en temps réel du système. Pour la validation expérimentale, une comparaison de l'impédance de la main courante en mode avec et sans assistance est faite. Il est conclu que l'assistance diminue l'impédance de la main-courante perçue par l'utilisateur. *Mais est-ce que cela suffit pour déduire que l'interaction se fait d'une*

manière appropriée ? Une discussion sur le niveau de cette assistance serait intéressante à développer. Une commande optimale à paramètres variants (LPV) a été proposée par la suite dans le cadre d'une architecture d'assistance. Celle-ci utilise la méthode de modélisation Takagi-Sugeno pour exprimer les exigences de conception de la commande et afin de représenter d'une manière polytopique du modèle d'interaction utilisateur-sol, explicité au chapitre 2.

Deux formulations du problème de commande optimale sont proposées et comparées pour maximiser l'efficacité de l'assistance. La stabilité des deux approches en boucle fermée est garantie grâce à l'utilisation d'une optimisation LMI basée sur une analyse de stabilité au sens de Lyapunov. Ceci permet de tenir compte des contraintes de saturation du couple d'assistance et des fonctions de coût classique ou dynamiques. Plus spécifiquement, la première approche utilise une fonction coût multi-objectifs, visant à minimiser l'énergie du couple appliqué par l'utilisateur. La commande d'assistance générée est ensuite multipliée par le paramètre du niveau d'assistance. L'idée est donc de pondérer a posteriori la commande optimale calculée au préalable. *Au vu de la formulation de ce problème d'optimisation, est-ce que cela n'aurait pas tendance à quasiment annihiler l'intervention de l'utilisateur ?* La deuxième approche quant à elle intègre le paramètre du niveau d'assistance directement dans l'algorithme d'optimisation, via la fonction objective, pour produire une commande d'assistance adaptative. Plusieurs résultats expérimentaux ont été par la suite présentés en utilisant le simulateur PSCHITT-PMR. L'objectif est de mettre en exergue les performances des deux types d'assistances, comparativement à un FRM sans assistance et cela tant d'un point de vue objectif que subjectif. Le volet subjectif s'est fait au travers de tests sur des utilisateurs en évaluant la fréquence de propulsion de ces utilisateurs. *Ce critère semble un peu simpliste car on comprend aisément que si on génère une assistance plus importante, cette fréquence va diminuer, mais cela ne nous indique pas pour autant que l'assistance adaptative ressentie est effectivement appropriée pour les utilisateurs.* Pour les critères objectifs, les travaux présentés caractérisent notamment l'énergie fournie par l'utilisateur ainsi que l'efficacité mécanique de déplacement. *Le tableau comparatif obtenu est intéressant mais devrait être davantage analysé. En effet, même si l'énergie produite par l'utilisateur est plus faible (ce qui corrobore le volet subjectif de l'analyse), l'efficacité mécanique calculée n'est pas meilleure pour autant, surtout qu'il est fait dans ce tableau une distinction entre l'efficacité de la roue gauche et celle de droite. Pour simplifier l'analyse, est-ce qu'une moyenne des efficacités n'aurait pas été plus souhaitable ?*

Chapitre 5 « Assistance adaptative basée sur un paramètre optimal du niveau d'assistance » (30 pages)

Ce chapitre développe une approche permettant de quantifier et d'ajuster en temps réel le niveau d'assistance d'un FRM-AE, en utilisant une commande optimale et des évaluations de performance via le simulateur PSCHITT-PMR. Le niveau d'assistance est calculé dynamiquement et intégré dans une fonction coût adaptative, afin de moduler l'assistance en fonction des efforts de propulsion développés par l'utilisateur et des conditions environnementales. En effet, la quantification du paramètre du niveau d'assistance est définie comme un rendement biomécanique correspondant au rapport entre le couple fourni par l'utilisateur (T_h), et le couple total optimal (T_t) nécessaire pour réaliser le mouvement du fauteuil roulant. Ce couple optimal est défini ici comme un couple référence nécessaire pour un fauteuil roulant autonome (FR-A) pour se mouvoir dans un environnement cible. Contrairement à l'approche empirique (introduite au chapitre 2), ce système permet de surveiller le couple de l'utilisateur en temps réel et ajuste dynamiquement l'assistance pour réduire les efforts de l'utilisateur. Il est à noter que la modélisation du FR-A utilisée dans ce chapitre est tirée de la littérature [Hata 2003, Matsui 2015]. Après une modélisation polytopique du FR-A (en utilisant une représentation floue avec T-S) et sa vérification expérimentale concluante, une loi de commande optimale LPV adaptative basée sur le paramètre optimal du niveau d'assistance est proposée. Le problème d'optimisation considère de manière dynamique le rendement instantané, pondéré en fonction du niveau d'assistance selon les conditions rencontrées. Les performances de cette stratégie ont été validées par une série d'évaluations objectives, basées sur des indicateurs tels que la vitesse et l'effort perçu, ainsi que par des retours subjectifs de 13 utilisateurs. Les résultats de cette étude confirment que le système d'assistance adaptative optimal présente de meilleures performances que les systèmes d'assistance classiques, et également celui basé sur des paramètres empiriques (cf. chapitre 4).

Chapitre 6 « Conclusion Générale et Perspectives » (4 pages)

Une conclusion générale finalise ce manuscrit, elle résume les contributions de la thèse ainsi que les limites identifiées dans les différents travaux menés, tout en ouvrant quelques perspectives d'améliorations et d'extensions possibles.

Avis synthétique sur la thèse

Ce manuscrit dénote de la multiplicité des expertises développées par Amel AIT GHEZALA pour mener à bien ses travaux de recherche. Le travail effectué dans cette thèse est conséquent, il allie à la fois théorie et beaucoup d'expérimentations. En effet, plusieurs modélisations, identifications paramétriques et architectures de contrôle/commande ont été mises en œuvre pour valider les objectifs visés par cette thèse. En l'occurrence, avoir un simulateur PSCHITT-PMR très réaliste, permettant une immersion sensorielle et les interactions les plus précises possible des utilisateurs de FRM, afin de réaliser plusieurs types de manœuvres dans des configurations environnementales diverses (e.g., navigation en ligne droite ou en virage, sur des terrains pentus et/ou avec dévers) (chapitre 2 et 3), et d'autre part, pour aboutir à une assistance ergonomique, adaptative et efficiente énergiquement pour un FRM-AE (chapitre 4 et 5). De par la multiplicité des architectures de contrôle/commande élaborées, des comparaisons faites entre elles, et des tests grandeur nature réalisés, dont certains avec un nombre relativement conséquent d'utilisateurs-testeurs, il est indéniable que la valorisation scientifique et applicative de cette thèse est importante. Il est à noter également que ces travaux ont conduit Amel AIT GHEZALA à publier, en tant que premier auteur, dans trois congrès internationaux : IEEE/ASME *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics* (AIM'23), *Driving Simulation Conference Europe* (DSC'22) et *IFAC Symposium on Analysis, Design and Evaluation of Human Machine Systems* (HMS'22). Madame AIT GHEZALA a publié également en tant que second auteur dans un workshop international CPHS'22 (*IFAC Workshop on Cyber-Physical and Human Systems*), et une conférence nationale avec comité de lecture (Handicap 2024), qui a reçu le prix de "Best paper". Plusieurs revues internationales avec comité de lecture ont été soumises ou en cours de soumission, dont une à *IEEE Journals and Transactions on CST*, en cours de révision (après un premier retour).

Toutes ces raisons m'amènent à donner un avis favorable à la soutenance de thèse de Madame Amel AIT GHEZALA, en vue de l'obtention du grade de Docteur de l'Université Polytechnique Hauts-De-France et de l'INSA Hauts-De-France.

Fait à Compiègne, le 18 octobre 2024

Je, soussigné, confirme que je n'ai aucun conflit d'intérêts à déclarer en relation avec cette thèse

Lounis ADOUANE
UMR CNRS UTC 7253
Heudiasyc UTC
Avenue de Landshut
CS 60319
60203 COMPIEGNE Cedex

Rapport sur le mémoire de thèse de doctorat intitulé

Assistance haptique pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) basée sur une évaluation des capacités biomécaniques de l'utilisateur

présenté par

Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI

en vue de l'obtention du

Doctorat de l'Université Polytechnique Hauts-de-France et de l'INSA Hauts-de-France

Rédigé par

Rodolfo ORJUELA

Professeur des Universités à l'Université de Haute-Alsace, IRIMAS UR 7499

Mulhouse, le 14 octobre 2024

L'inclusion des personnes à mobilité réduite passe en partie par l'amélioration de leur accès à l'espace public et par la proposition de moyens de mobilité adaptés. Parmi les solutions de mobilité mises à disposition des personnes en situation de handicap moteur, le fauteuil roulant manuel (FRM) est la plus largement adoptée. Son usage quotidien peut toutefois occasionner de la fatigue, des lésions et/ou des troubles musculo-squelettiques provoqués par les mouvements répétitifs et/ou les efforts nécessaires à la propulsion. *La proposition d'une assistance électrique adaptée* aux situations rencontrées - en particulier au type de terrain (pente, dévers, etc.) - améliorerait considérablement le confort de l'utilisateur de ce dispositif de locomotion. Dans cette perspective, *le développement de simulateurs immersifs* en mesure de reproduire le plus fidèlement possible, dans un environnement virtuel, le comportement d'un FRM avec retour haptique et vestibulaire contribuerait à accélérer le cycle de développement (conception, mise au point et validation) de ces systèmes d'assistance électrique.

Les travaux présentés par **Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI** s'insèrent dans cet axe de recherche. Ils portent à la fois sur la conception de systèmes innovants d'assistance électrique pour FRM et sur l'amélioration des performances haptiques du simulateur de fauteuil roulant PSCHITT-PMR.

Ses recherches ont été menées au sein du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH-UMR CNRS 8201). La thèse, inscrite à l'Ecole Doctorale Polytechnique Hauts-de-France, a été conduite sous la direction de Monsieur Philippe PUDLO (directeur) et de Monsieur Chouki SENTOUH (co-directeur). Elle s'inscrit dans le cadre du projet national ANR CapaCITIES réalisé en collaboration avec le LAMIH, l'ENSAM-IBHGC, l'IRISA et l'INI/CERAH.

Le mémoire issu de ces recherches - d'environ 224 pages et rédigé en français - comprend 5 chapitres. Une brève introduction, une conclusion générale, une bibliographie (152 références) et une annexe (14 pages) complètent le manuscrit. Ses contributions couvrent aussi bien des aspects méthodologiques (modélisation et conception de stratégies de commande) que des aspects de validation expérimentale (essais sur le simulateur PSCHITT-PMR). Les phases expérimentales ont le mérite d'avoir été poussées jusqu'aux tests utilisateurs mobilisant des cohortes relativement importantes de femmes et d'hommes.



L'introduction générale (4 pages) de ce mémoire est concise. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI motive ses travaux, souligne leur contribution, introduit très succinctement le projet CapaCITIES puis annonce l'organisation du manuscrit.

Elle offre une vision claire et synthétique du travail réalisé. Toutefois, une présentation plus détaillée du projet CapaCITIES (objectifs, interactions avec les partenaires du projet, etc.) ainsi que du contexte local de recherche aurait contribué à mieux positionner ses recherches.

Le **Chapitre 1** (*Etat de l'art, 33 pages*) présente un état de l'art étoffé et à jour des simulateurs et des systèmes d'assistance de FRM. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI expose quelques généralités (parties, types, configurations, etc.) sur les fauteuils roulants manuels et sur les interactions utilisateur/FRM/sol. Un bilan comparatif du réalisme (retour haptique, vestibulaire et visuel) offert par 19 simulateurs de FRM passés en revue précède la mise en évidence des limites des systèmes d'assistance électrique disponibles (absence de prise en compte des besoins spécifiques de l'utilisateur, des contraintes du terrain, etc.). La dernière partie du chapitre présente l'architecture logicielle du simulateur PSCHITT-PMR développé dans le cadre du projet.

Ce chapitre, particulièrement instructif et pédagogique, permet à un lecteur néophyte de se familiariser avec les problématiques soulevées par la mobilité en fauteuil roulant manuel. Les nombreuses illustrations proposées tout au long du chapitre contribuent à améliorer sa lisibilité. A partir de l'étude bibliographique, Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI établit d'intéressantes comparaisons entre les simulateurs et entre les assistances électriques d'un FRM. Le bilan de l'étude sur les simulateurs, sous forme de tableaux récapitulatifs, constitue une contribution importante du chapitre. Il est néanmoins dommage que ce bilan n'englobe pas les systèmes d'assistance électrique.

Le **Chapitre 2** (*Modélisation de l'interaction Utilisateur/FRM/Sol, 23 pages*) propose l'extension d'un modèle d'interaction utilisateur/FRM/sol déjà développé au sein du laboratoire. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI y intègre les comportements en pente et en dévers ainsi que les résistances au roulement (contact pneu/sol). Puis, les paramètres du modèle font l'objet d'une phase d'identification qui exploite les données expérimentales recueillies. Le modèle identifié est alors intégré au simulateur PSCHITT-PMR comme modèle de référence. Enfin, la bonne adéquation des prédictions fournies est mise en lumière à travers une phase de validation en boucle fermée.

Ce chapitre met en évidence la problématique soulevée par la modélisation et l'identification paramétrique d'un FRM. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI fait preuve de pragmatisme et mène avec succès cette phase délicate de recalage paramétrique. Les résultats présentés sont probants et les limites discutées. Quelques questions peuvent cependant être soulevées, à savoir : le protocole expérimental mis en œuvre permet-il d'exciter correctement les dynamiques ajoutées au modèle ? Aurait-on pu mener une étude en amont sur « l'identifiabilité » des paramètres ? Quels sont les intervalles de confiance et d'incertitude des paramètres mesurés et/ou identifiés ?

Le **Chapitre 3** (*Conception d'une interface de contrôle haptique pour simulateur de FRM, 45 pages*) se focalise sur la conception des différentes stratégies de commande pilotant le banc à rouleaux du simulateur PSCHITT-PMR, l'objectif étant de proposer un retour haptique réaliste. Les commandes proposées doivent être robustes et couvrir un large domaine de fonctionnement. Après avoir modélisé et identifié le contact entre le FRM et le banc à rouleaux, Madame Amel



AIT GHEZALA-SADOUDI conçoit trois architectures de commande non linéaires, à savoir une commande adaptative par modèle de référence, une commande prédictive et une commande floue de type Takagi-Sugeno (T-S). Leurs performances sont évaluées à travers des tests utilisateurs faisant appel à une cohorte mixte d'utilisateurs. D'après cette étude, l'approche de commande floue de type T-S semble la plus convaincante.

La diversité des solutions explorées témoigne d'une très bonne maîtrise des concepts théoriques sous-jacents. Tout au long du chapitre, Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI est soucieuse de pointer les limites des stratégies de commande conçues. Les analyses subjective et objective menées à partir de tests utilisateurs (15 participantes et participants) constituent un des aspects remarquables de la thèse. Soulignons que ce travail conséquent a été mené en collaboration avec l'IBHGC et le CERAH, deux partenaires du projet. Si les solutions sont pertinentes au regard des résultats, le lecteur peut néanmoins être surpris de constater l'absence de justifications de certains choix méthodologiques, p. ex. l'approche de commande, l'algorithme méta-heuristique EHO, la fonction coût utilisée, etc.

Le **Chapitre 4** (*Assistance haptique basée sur un indice d'accessibilité empirique, 29 pages*) présente les méthodologies de conception et de validation d'un système d'assistance électrique pour FRM. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI débute par une étude empirique visant à déterminer le niveau d'assistance en fonction d'un indice d'accessibilité. Puis, elle conçoit un algorithme d'estimation en temps réel de l'effort fourni par l'utilisateur en fonction de la situation rencontrée. Enfin, deux stratégies de commande optimale de type T-S sont synthétisées. Dans la première, l'action de commande générée est directement pondérée par le niveau d'assistance. Dans la deuxième, le niveau d'assistance est pris en considération dans le critère d'optimisation à minimiser. Les essais menés sur le simulateur PSCHITT-PMR montrent la supériorité de cette dernière.

Ce chapitre combine avec succès aspects méthodologiques et validations expérimentales. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI retient l'approche de commande floue T-S qui a fait ses preuves dans le chapitre précédent. La méthodologie mise en œuvre pour aboutir à une architecture d'assistance électrique originale est bien détaillée. La phase de synthèse aurait néanmoins gagné à être complétée : 1) par une discussion plus approfondie des performances souhaitées en boucle fermée (temps de réponse, amortissement, etc.), 2) par une étude de l'impact du niveau d'assistance γ dans la boucle lors de l'analyse de la stabilité de la première approche de commande. Ces questions pourraient faire l'objet de futurs travaux.

Le **Chapitre 5** (*Assistance adaptative basée sur un paramètre optimal de niveau d'assistance, 30 pages*) débute par une nouvelle formulation du niveau d'assistance en considérant le rendement biomécanique. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI détaille sa méthode d'estimation en temps réel. La comparaison qu'elle établit entre le niveau d'assistance du Chapitre 4 et le nouveau niveau d'assistance démontre la pertinence de ce dernier, d'où sa proposition de l'expérimenter dans une stratégie d'assistance électrique. Les évaluations objective et subjective menées sur une cohorte mixte de 13 participants mettent en lumière la préférence des utilisateurs pour l'assistance électrique obtenue avec le nouveau niveau d'assistance.

Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI explore dans ce chapitre d'autres mécanismes d'évaluation du niveau d'assistance. Sa démarche permet d'améliorer les résultats obtenus au cours du Chapitre 4. Les nombreuses expérimentations conduites dans divers cas d'utilisation



s'accompagnent d'un travail d'analyse qui met en évidence la validité et la viabilité des solutions proposées. Insister sur l'utilisation de la même la loi de commande synthétisée au cours du Chapitre 4 aurait permis de souligner davantage l'impact du mécanisme d'évaluation du niveau d'assistance sur le confort des utilisateurs.

La Conclusion Générale et Perspectives (4 pages) vient clore le document à travers un jeu de questions-réponses qui met en valeur les contributions des travaux. Plusieurs pistes pertinentes de recherche sont également dégagées.

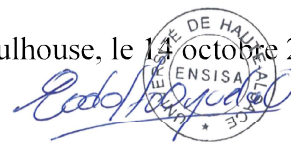
Je conclurai mon rapport par quelques observations générales.

Les travaux de recherche menés par Mme. Amel AIT GHEZALA-SADOUDI livrent sans conteste des solutions cohérentes aux problématiques concrètes de simulation et d'assistance électrique des FRM. Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI met à profit des techniques de commande bien établies dans la littérature pour offrir des solutions originales. La démarche de recherche est pragmatique et conduit à des résultats probants à l'aide du simulateur PSCHITT-PMR. La mise en place de tests utilisateurs, un travail rarement entrepris, mérite d'être soulignée et apporte une plus-value à la thèse. Seul et unique bémol, la notation mathématique peu harmonisée et son utilisation parfois peu rigoureuse peuvent ralentir la compréhension de certains passages du manuscrit. Ceci dit, la démarche globale de recherche est pertinente et montre l'aptitude de Mme. Amel AIT GHEZALA-SADOUDI à conduire un travail de recherche portant sur une problématique délicate.

Madame Amel AIT GHEZALA-SADOUDI a par ailleurs su valoriser ses travaux auprès de la communauté nationale et internationale à travers sa participation à quatre conférences internationales de très bon niveau (IEEE AIMICSC, IFAC CPHS, IFAC HMS, etc.) et à diverses journées régionales (premier prix pour un poster). Elle fait également mention d'un article de journal en cours de révision. Je ne peux que l'encourager à poursuivre cet effort de diffusion et de valorisation.

Au regard de tous les éléments mentionnés précédemment, j'émet **un avis très favorable** à la soutenance des travaux de thèse de Mme. Amel AIT GHEZALA-SADOUDI en vue de l'obtention du Doctorat de l'Université Polytechnique Hauts-de-France et de l'INSA Hauts-de-France.

Fait à Mulhouse, le 14 octobre 2024



Rodolfo ORJUELA
Professeur des Universités
Université de Haute-Alsace
IRIMAS UR 7499

Direct Model-Reference Adaptive Control for Wheelchair Simulator Control via a Haptic Interface

Amel Ait Ghezala *, Chouki Sentouh *, Philippe Pudlo *

* Université Polytechnique Hauts-de-France, CNRS, UMR 8201

LAMIH, Valenciennes, France (e-mail: Amel.Aitghezala@uphf.fr

Chouki.Sentouh@uphf.fr Philippe.Pudlo@uphf.fr)

Abstract: A wheelchair locomotion simulator (WCS) is an innovative solution to assess the biomechanical cost of wheelchairs (WC) accessibility in a controlled and safe virtual environment. In this context, this paper presents a haptic feedback control architecture based on a direct model reference adaptive control (MRAC) with intelligent tuning of its adaptation gains. The control objective is to follow the reference model velocity while producing the force feedback during the push phase, in order to faithfully recreate the dynamic behavior of the WC in a virtual environment. To accomplish this, a wheelchair ergometer model with friction is used to provide realistic navigation in the virtual environment (VE), by detecting and driving the wheelchair wheels. A two-wheeled vehicle model including the rolling resistance aspect is used to describe the wheelchair dynamic behavior. Since the controller adaptation gains are operated on the tracking error between the reference model and the simulator output, the WC model is also used as a reference model to specify the desired dynamics of the adaptive control system. For an optimal solution, an intelligent metaheuristic algorithm Elephant Herding Optimization (EHO) is employed to optimize the controller gain adaptation parameter to keep the tracking error as small as possible. Finally, the simulation results obtained show the effectiveness of the proposed control strategy.

Copyright © 2022 The Authors. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Keywords: Direct MRAC system, People with motor disabilities, Wheelchair Simulator, metaheuristic Optimization algorithm, Haptic interface, Parameter estimation.

1. INTRODUCTION

A wheelchair is an indispensable technical aid for many people with motor disabilities, it provides a higher degree of autonomy, which facilitates the accessibility while doing daily tasks. It offers the freedom of wellness and promote social integration and involvement in personal and professional activities (Yan and Archambault, 2021). However, it has been observed that over the long term, wheelchair propulsion can cause musculoskeletal disorders (MSDs) of the upper limbs, particularly around the rotator cuff of the shoulder. As many as 70% of manual wheelchair users have reported shoulder pain, particularly when maneuvering over a challenging trajectories such as a slope, downhill, wheely, etc. (Mason et al., 2020). Furthermore, Some MWC propulsion techniques are complex, leading to an increased risk of wheelchair falls, which is the main cause of injury and death for the less experienced people requiring a higher level of propulsion skills (Gavin-Dreschnack et al., 2005). The Prevention of these risks can be achieved by evaluating wheelchair locomotion for different environmental situations. Many researchers have proposed different evaluation methods. For instance, authors (Sauret et al., 2012; Fallot et al., 2021) have evaluated the energy loss during common propulsion maneuvers performed by users in daily life by quantifying rolling and swiveling resistance

parameters. Their studies provided an indicator of the biomechanical cost of propulsion that is a guideline for the choice of MW settings and ground type. However, most of the previous studies are not applicable to all driving situations. Indeed, the external environment is not constantly controlled and can present a risk for the safety of the subjects, especially during challenging maneuvers.

In order to facilitate the manipulability of wheelchair propulsion experiments, the Wheelchair Simulator is an innovative solution to reproduce wheelchair's behavior in a controlled and safe virtual environment (Chénier et al., 2013). The ultimate advantage of the virtual environment is that it allows various maneuvers to be tested without any real-world unsafe reactions, making it easier to evaluate and quantify the user's performances (Archambault et al., 2017). Extra-wide of ergometers have been developed over several years. There are mainly 2 types, treadmill (van Ingen Schenau, 1980) and roller bench ergometers (Langbein et al., 1993; Bentaleb et al., 2019). From the perspective of improving the ergonomics of wheelchair locomotion, the roller ergometer is the most suitable, as it offers the user the freedom to choose his speed, to vary the trajectory and the possibility of generating additional torque with the roller bench motors, in contrast to the treadmill. In addition, several positive results have been reported in the literature regarding the use of a wheelchair simulator specifically for user learning/rehabilitation purposes. However, the level of realism considered to design such a system is also an ambitious challenge. In fact, the

* This work was supported in part by the CapaCITIES project through the Carnot ART under Grant of the French National Center for Scientific Research (CNRS) and sponsored by the National Research Agency (ANR)

ergometer should have the ability to adapt and reproduce in real time the different resistances applied to the wheels by the external environment and the translational inertia according to the subject's actions. Hence, a mechanical modeling of the subject-WC-environment interactions is necessary as well as the definition of a control algorithm to ensure the stability of the simulator and create a sensory feedback. Several human-interactive control algorithms have been considered to drive a WCS. Among them, (Chénier et al., 2013) developed a wheelchair ergometer designed as an admittance-controlled haptic robot to monitor the user's felt admittance, and a proportional integrator (PI) to assist motor speed tracking. In the same vein, (Bentaleb et al., 2019) have combined explicit model predictive control (EMPC) with feedforward control to assist the human couple and track the reference at the same time. A key limitations of these control strategies is in the imbrication of two control blocks, so the feedforward and feedback actions are performed sequentially instead of simultaneously, which affects the control system performance.

In this paper, a haptic feedback control architecture based on direct model-reference adaptive control (MRAC) with intelligent tuning of its adaptation gains has been developed to drive the wheelchair simulator. The objective of the proposed strategy is to track the velocity of the reference model while producing the force feedback during the push phase, in order to faithfully recreate the dynamic behavior of the WC in a virtual environment. The MRAC approach has several advantages: firstly, the controller synthesis is implicitly linked to a reference model, i.e., the controller will lead the wheelchair simulator to emulate the dynamics of the reference wheelchair model in response to pilot signals provided by the user (Akhtar and Bernstein, 2005; Turner et al., 2020). Secondly, the simulator dynamics are highly nonlinear and uncertain, in which case the MRAC controller will quickly adapt to the simulator uncertainties for known torque inputs. Furthermore, the MRAC controller is hybridized with an EHO metaheuristic optimization algorithm for optimal tuning of its adaptation gain parameters and consequent reduction of the effects of simulator uncertainty. Finally, the MRAC controller allows instantaneous feedback and feedforward action.

The main contributions of this paper are illustrated in Figure 1 and can be summarized as follows:

- (1) Subject-WC-VE interaction model is used to predict the velocity profile which will be used as a reference model for the MRAC control.
- (2) Design of the haptic adaptive controller based on the wheelchair and simulator modeling to stabilize the simulator to the reference signal.
- (3) Controller adaptation gain tuning by an intelligent metaheuristic algorithm Elephant Herding Optimization (EHO) (Li et al., 2020) in order to keep the tracking error as small as possible.

The remainder of the paper is organized as follows: Section II presents the wheelchair-simulator modeling system. Section III is devoted to the control strategy. The simulation and the obtained results are discussed in section IV. Finally, section V summarizes the conclusions.

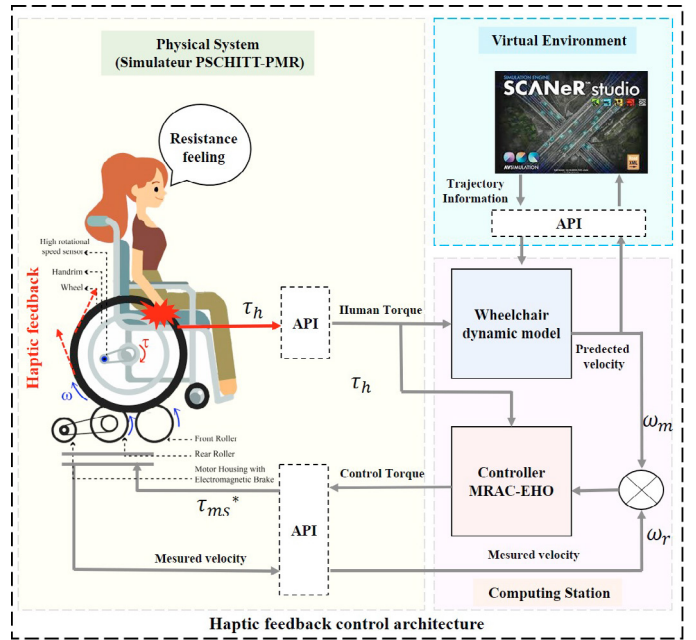


Fig. 1. Proposed general architecture for the haptic feedback control strategy

2. WHEELCHAIR SIMULATOR MODELING

Wheelchair simulator is mainly composed of a roller bench on which is fixed a wheelchair. The communication between the two systems is done by a haptic interface in order to establish an interaction between the user's actions on the wheelchair and the virtual environment while reporting a feedback effort felt by the user. Therefore, it is necessary to include a controller for the haptic interface to ensure an accurate reference speed tracking in real time, which makes the wheelchair movement more realistic in the virtual environment. This section presents the dynamic modeling of the roller bench as well as the wheelchair model which is subsequently used as a reference model for the MRAC control.

2.1 Wheelchair-Roller Modelling

Consider the dynamic model of the Wheelchair-Roller (Bentaleb et al., 2019) illustrated in Figure 2. In this study, we assume that each rear wheel of WCS is placed on one roller instead of two and each roller is independent of the other. We also suppose the no-slip rolling condition while movement. Thus, the governing equations of the dynamic system are described as follows.

$$\begin{cases} I_L \dot{\omega}_{e_L}(t) - F_L(\omega_{e_L}(t)) = N T_{M_L}(t) + \tau_{hL}(t) \\ I_R \dot{\omega}_{e_R}(t) - F_R(\omega_{e_R}(t)) = N T_{M_R}(t) + \tau_{hR}(t) \end{cases} \quad (1)$$

Where I_i , $\dot{\omega}_{e_i}$ and ω_{e_i} are respectively the inertia, angular acceleration and velocity of each roller bench. τ_{hi} is the human torque exerted on each wheel and T_{Mi} represents the roller bench motor torque.

Assuming that there is a perfect speed reducer between the roller motor and the wheelchair wheels, then N is the torque reduction and can be calculated as follows

$$R_T = \frac{R_r}{R_w} = \frac{\omega_s}{\omega_e} = \frac{1}{N} \quad (2)$$

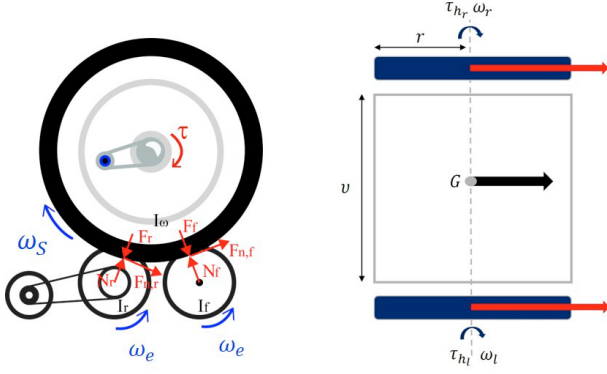


Fig. 2. (A) Schematic description of the involved forces in the wheelchair-ergometer dynamics. (B) Schematic description of the wheelchair dynamics

Where R_r and R_w are respectively the roller radius and the rear wheel radius and ω_s denotes the wheelchair's wheels speed. As described earlier, the simulator consists of a roller bench on which a wheelchair is fixed. As the wheels encoders are faster than the motor speed sensor, we consider that the output measurement of the simulator comes directly from the wheels.

Finally, friction force dynamics generated during the wheelchair - roller system interaction is expressed by a nonlinear model as a function of wheel speed $F_i(\omega_{e_i}(t))$ (Pennestrì et al., 2016; Bentaleb et al., 2019).

$$F_i(\omega_{e_i}(t)) = \theta_1(\tanh(\theta_2 \omega_{e_i}) - \tanh(\theta_3 \omega_{e_i})) + \theta_4 \tanh(\theta_5 \omega_{e_i}) + \theta_6 \omega_{e_i} \quad (3)$$

The wheelchair-ergometer model has been validated by an identification protocol using experiment data. The physical wheelchair-ergometer parameters and estimated parameters of the nonlinear friction model used for the simulation are summarized in Table 1.

Table 1. Wheelchair-simulator model parameters

Parameter	Right	Left	Parameter	Right	Left
I_i	0.1123	0.3660	θ_{4i}	0.0503	-0.0034
θ_{1i}	1.2626	1.6937	θ_{5i}	0.053	0.1628
θ_{2i}	-0.2753	2.0548	θ_{6i}	0.1963	0.0199
θ_{3i}	717.1949	0.6905	N	14.7	14.7

2.2 Wheelchair Reference Model

As stated in the introduction, the level of realism envisaged to replicate the wheelchair behavior in the virtual environment, requires a complex mechanical model that faithfully represents the subject-WC-environment interactions (Chénier et al., 2015). However, it is practically impossible to use a very accurate modeling of the wheelchair dynamics, since a nonlinear modeling always raises many complex issues in the control design level. (Nguyen, 2018). To this end, a simplified wheelchair model including only the rear wheel dynamics is used in this study (Tsai and Hsueh, 2012; Feng et al., 2021). Thus, the relation between the angular velocities $\omega_{e_{l,r}}$ of the left and right wheels and the human torques $\tau_{h_{l,r}}$ applied to its wheels is described by the following dynamics. Where, $A = k J^{-1}$ and $B = J^{-1}$.

$$\begin{bmatrix} \dot{\omega}_R \\ \dot{\omega}_L \end{bmatrix} = -A \begin{bmatrix} \omega_R \\ \omega_L \end{bmatrix} + B \begin{bmatrix} \tau_{hR} \\ \tau_{hL} \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$J = \begin{bmatrix} \frac{Mr^2}{4} + \frac{I_G r^2}{\nu^2} + I_w & \frac{Mr^2}{4} - \frac{I_G r^2}{\nu^2} \\ \frac{Mr^2}{4} - \frac{I_G r^2}{\nu^2} & \frac{Mr^2}{4} + \frac{I_G r^2}{\nu^2} + I_w \end{bmatrix} \quad (5)$$

Where, J denotes the equivalent inertia matrix of the system. M , I_G and I_w represent the mass, the inertia at the centre G , between the two wheels axis and the inertia of each driving wheel, respectively. The dynamics identification of the wheelchair based on the longitudinal motion is shown in Figure 5. Note that only the viscous friction coefficient k is unknown, and it was identified with the MATLAB toolbox "Parameter Estimator" using experimental data Torque, Velocity. Thus, the model parameters are summarized in Table 2

Table 2. Wheelchair model parameters

Parameters	Values	Unit
M	80	kg
I_G	50	$kg \cdot m^2$
I_w	3	$kg \cdot m^2$
r	0.35	m
ν	0.4	m
k	0.7154	$N \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$

3. MRAC-BASED CONTROL STRATEGY

In this section, a MRAC-based control architecture is developed, followed by the introduction of a metaheuristic optimization algorithm EHO for the tuning the adaptation gains parameters. To achieve this, a first step was to design the wheelchair reference model to specify the desired response of the WCS system as presented in Section 2. Two further steps are now required, as shown in Figure 3.

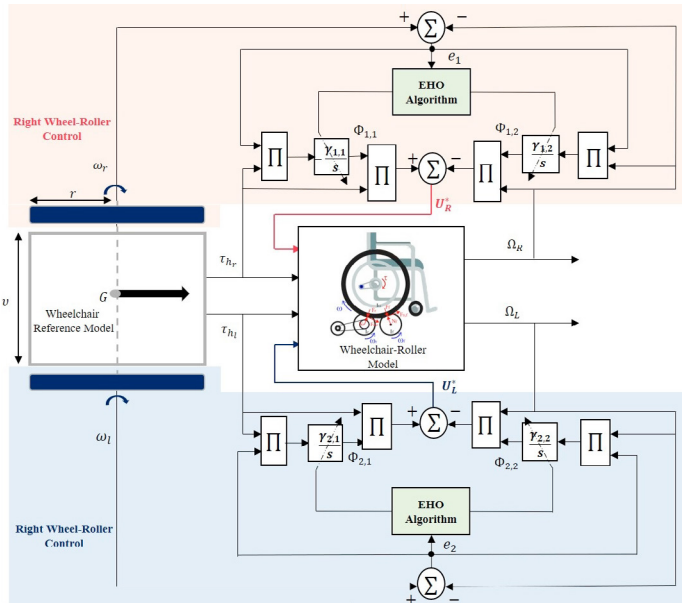


Fig. 3. Proposed Control Architecture

3.1 Direct MRAC Design

The MRAC objective is to adjust the adaptation gains imposed by the control law while taking into account the uncertainties of the system in order to keep the tracking error as low as possible (Nguyen, 2018). Thus, the control law choice, directly influences the control system performance, for this purpose the control synthesis is based on the Lyapunov theory.

In what follows, we consider the theoretical concepts formulated in (Nguyen, 2018) for the synthesis of the control, the analysis is performed for only one side of wheel-rollers

$$\dot{\Omega}_i = -A_s \Omega + B_s [U^* + \tau_{h_i}] \quad (6)$$

We want the wheel-roller model to meet the desired performance as specified in the reference model.

$$\dot{\omega}_i = -A \omega_i + B \tau_{h_i} \quad (7)$$

Firstly, let us define an ideal controller that allows Ω to follow ω as

$$U^* = \Phi_{\tau_i}(t) \tau_{h_i} - \Phi_{\Omega_i}(t) \Omega \quad (8)$$

Where, $\Phi_{\tau_i}(t)$ and $\Phi_{\Omega_i}(t)$ are the adaptive gains that can be estimated directly without any information about the system parameters. Let define the gains estimation errors

$$\begin{aligned} \tilde{\Phi}_{\tau_i}(t) &= \Phi_{\tau_i}(t) - \Phi_{\tau_i}^* \\ \tilde{\Phi}_{\Omega_i}(t) &= \Phi_{\Omega_i}(t) - \Phi_{\Omega_i}^* \end{aligned} \quad (9)$$

Substituting the command in the wheel-roller model, we obtain

$$\begin{aligned} \dot{\Omega} &= - \left(\underbrace{(A_s + B_s \Phi_{\Omega_i}^*)}_{A_{rm}} + B \tilde{\Phi}_{\Omega_i}(t) \right) \Omega \\ &+ \left(\underbrace{B_s \Phi_{\tau_i}^*}_{B_{rm}} + B \tilde{\Phi}_{\Omega_i}(t) \right) \tau_{h_i} \end{aligned} \quad (10)$$

Let $e(t) = \Omega_i - \omega_i$ be the tracking error, then, the dynamics of the tracking error in closed loop is given as

$$\dot{e} = -A_{rm} e - B_s \tilde{\Phi}_{\Omega_i}(t) \Omega_i + B_s \tilde{\Phi}_{\Omega_i}(t) \tau_{h_i} \quad (11)$$

Subsequently, we define the adaptive laws to fit $\Phi_{\Omega}(t)$ and $\Phi_{\tau}(t)$ by performing a Lyapunov stability proof as follows

Proof. Choice of a Lyapunov candidate function

$$V(e, \Phi_{\tau}, \Phi_{\Omega}) = \frac{1}{2} e^2 + \frac{B_s}{2} \left(\frac{\tilde{\Phi}_{\Omega_i}^2}{\gamma_1} + \frac{\tilde{\Phi}_{\tau_{h_i}}^2}{\gamma_2} \right) \quad (12)$$

Where $\gamma_1 > 0$ and $\gamma_2 > 0$ are the learning rates for $\Phi_{\Omega_i}(t)$ and $\Phi_{\tau_{h_i}}(t)$ By performing the derivative of the Lyapunov candidate function, we obtain

$$\begin{aligned} \dot{V}(e, \Phi_{\tau}, \Phi_{\Omega}) &= e \dot{e} + \frac{B_s}{\gamma_1} \tilde{\Phi}_{\Omega_i} \dot{\tilde{\Phi}}_{\Omega_i} + \frac{B_s}{\gamma_2} \tilde{\Phi}_{\tau_i} \dot{\tilde{\Phi}}_{\tau_i} \\ &= -A_{mr} e^2 + \tilde{\Phi}_{\tau_i} (B_s e \tau_i + \frac{B_s}{\gamma_1} \dot{\tilde{\Phi}}_{\tau_i}) \\ &+ \tilde{\Phi}_{\Omega_i} (-B_s e \Omega_i + \frac{B_s}{\gamma_2} \dot{\tilde{\Phi}}_{\Omega_i}) \end{aligned} \quad (13)$$

If the adaptation laws are equivalent to

$$\begin{aligned} \dot{\tilde{\Phi}}_{\tau_i} &= -\gamma_1 e \tau_i \\ \dot{\tilde{\Phi}}_{\Omega_i} &= \gamma_2 e \Omega_i \end{aligned} \quad (14)$$

Because $\Phi_{\tau_i}^*$ and $\Phi_{\Omega_i}^*$ are constant, therefore

$$\begin{aligned} \dot{\Phi}_{\tau_i} &= -\gamma_1 e \tau_i \\ \dot{\Phi}_{\Omega_i} &= \gamma_2 e \Omega_i \end{aligned} \quad (15)$$

Finally, we can derive (16) according to (15)

$$\dot{V}(e, \Phi_{\tau}, \Phi_{\Omega}) = -A_{mr} e^2 \leq 0 \quad (16)$$

Since the actual wheel-roller model dynamics is positive, then $\dot{V}(e, \Phi_{\tau}, \Phi_{\Omega}) \leq 0$. In addition, the system parameters are uncertain, then $e(t)$, $\Phi_{\tau_i}(t)$ and Φ_{Ω_i} have a finite limit as $t \rightarrow \infty$, therefore the system is only stable in the Lyapunov sense but not asymptotically stable. In order to increase the control system performance we introduce a metaheuristic optimization algorithm, to adjust the learning rates γ_1 and γ_2 , and bring the adaptation gains closer to their optimal values.

3.2 EHO-based Tuning Gains

Metaheuristic optimization algorithms are commonly used to solve NP-hard problems in several fields, computer science, engineering, etc. (Li et al., 2020). In control and engineering of systems, they are very often used in the setting of controller parameters. (Izci and Ekinici, 2022). Based on a new meta-heuristic optimization technique based on swarms, EHO (Elephant Herding Optimization) is inspired by the behavior of herds of elephants in the nature under the matriarch leadership. EHO showed better performance in terms of global convergence in complex system optimization problems, compared to others metaheuristic algorithms (Wang et al., 2015). To solve the problem of controller parameter tuning, EHO is mainly used in the electric power field, especially to solve power management issues (Sadoudi et al., 2021).

Elephant populations are composed of clans, and each clan has a fixed number of elephants that share a common life under the leadership of a matriarch. The working principle of the EHO algorithm is illustrated in Figure 4.

To solve the optimization problem, the ITAE performance criterion has been used for fitness function as follows

$$ITAE = \int_0^{\infty} t |\Omega_i - \omega_i| dt \quad (17)$$

$$\gamma_{1min} \leq \gamma_{1l,r} \leq \gamma_{1max} \quad (18)$$

$$\gamma_{2min} \leq \gamma_{2l,r} \leq \gamma_{2max} \quad (19)$$

4. SIMULATION RESULTS AND DISCUSSION

Table 3. Best MRAC Controller Parameters.

Cases	Right ITAE	Left ITAE
Nominal case	0.0108	0.0087
Single pulse disturbance	0.0458	0.0408
Two-pulse disturbance	0.0520	0.0561

In this section, we present simulation results for a straight line scenario on a flat floor, to show the effectiveness

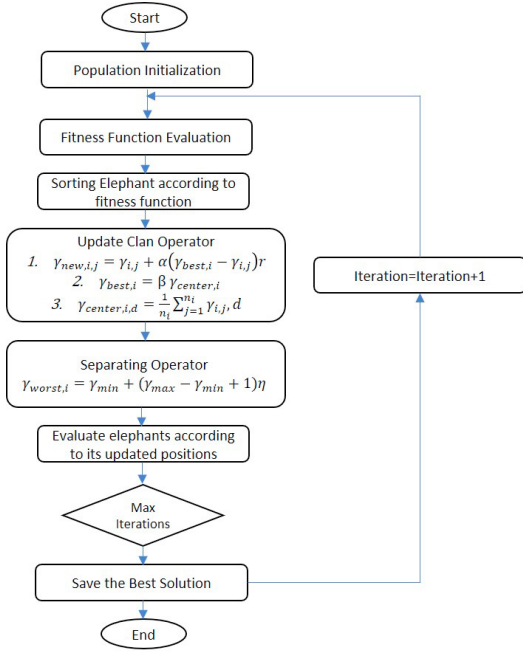


Fig. 4. EHO Algorithm flow chart

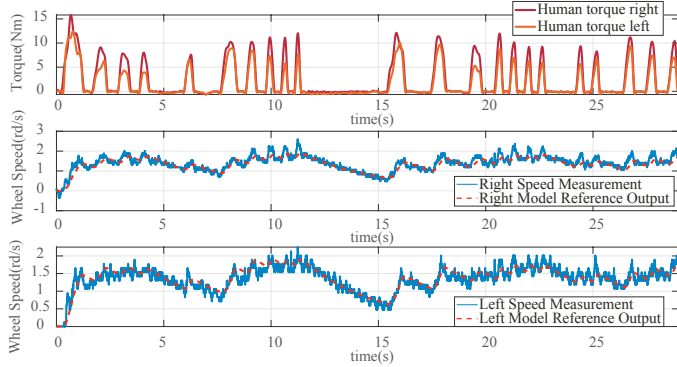


Fig. 5. Reference model identification using the MATLAB "Parameter Estimator" toolbox.

and advantages of the proposed control strategy based on MRAC-EHO. The objective of this work is to control the Wheelchair Simulator roller motors, so that the wheelchair's wheels follow faithfully the reference model trajectory. It should be noted that the human torque and wheelchair rotation speed data have been measured during real ground propulsion and subsequently have been used to validate the reference model as shown in Figure 5. In order to perform the proposed control strategy, the following parameters have been used to initialize the EHO optimization algorithm. The population size and the maximum number of generations are respectively set at 30 and 150. The EHO parameters are set as follows: the scaling factor $\alpha = 0.85$, $\beta = 0.15$, and the number of clan $n_{Clan}=5$.

Firstly, we have computed the MRAC-EHO controller parameters $\gamma_{i,j}$ for a nominal straight line scenario without disturbance, as shown in Figure 6, with the optimal parameters $\gamma_{R,1} = 26.1758$, $\gamma_{R,2} = 30.0329$ and $\gamma_{L,1} = 10$, $\gamma_{L,2} = 36.12$. In order to test the controller's robustness, Figure 8 shows how the MRAC-EHO control system reacts to two types of disturbances added to the simulator's

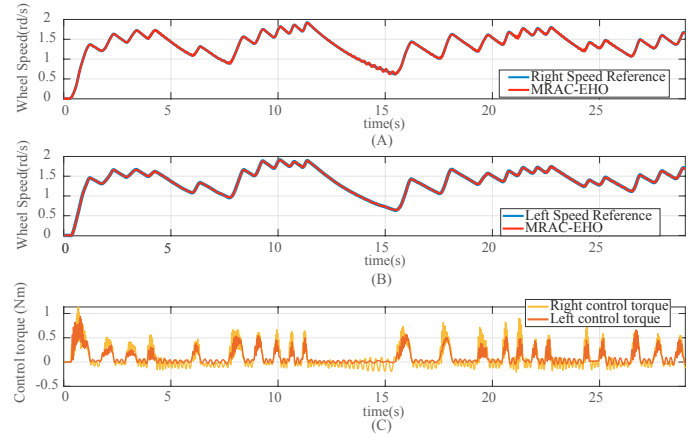


Fig. 6. Simulation results of the MRAC-EHO based control strategy

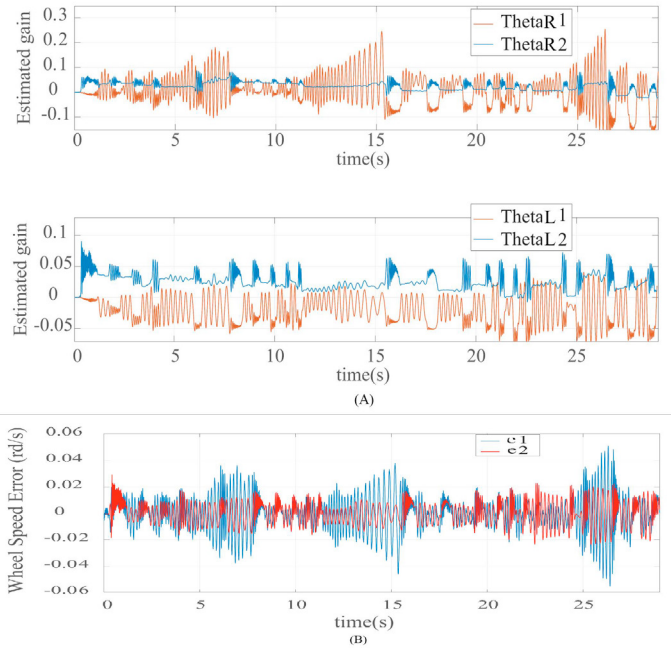


Fig. 7. (A)-Adaptive gain convergence for each wheel-roller system. (B)-Control error of the right (red) and left (blue) wheel-roller systems

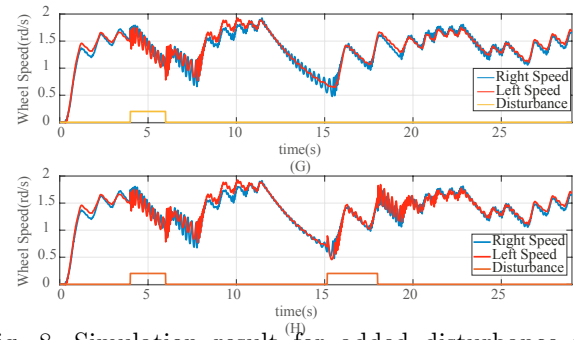


Fig. 8. Simulation result for added disturbance to the simulator measurement

velocity measurements, one with a single pulse and the second with two pulses. In table 3, are summarized the performance criteria values for the 3 cases. Since $e1$ and $e2$ are bounded, the adaptive control system is stable and not

asymptotically stable. However, the implemented of EHO optimization algorithm significantly increases the stability of the control system by finding the best parameters of the adaptation gains and ensure a minimal tracking error for the nominal case. On the other hand, we notice that the magnitude of the added disturbance affects the controller robustness, even if the system tends towards the reference speed and remains stable. In order to increase the robustness of the control, it is necessary to consider the amplitudes of the disturbances in the optimization algorithm.

5. CONCLUSION

This paper proposes a new haptic feedback control architecture based on direct model-referenced adaptive control (MRAC) with intelligent tuning of its adaptation gains to drive a wheelchair simulator. To do this, a reference model was built from human torque and rotational speed data for a real land propulsion to predict the reference speed. After that, a synthesis of the MRAC controller has been performed and then combined with the intelligent meta-heuristic algorithm, EHO (Elephant Herding Optimization) to optimize the controller gain adaptation parameter in order to keep the tracking error as low as possible. The simulation results show the effectiveness and validation of the proposed control strategy. Moreover, the advantage of the proposed approach is that the feedforward and feedback actions can be combined simultaneously, thus avoiding the problems related to the transition between the two actions when designed at different levels. Finally, future work will focus on the experimental validation of the proposed control strategy with the PSCHITT-PMR experimental platform.

REFERENCES

- Akhtar, S. and Bernstein, D.S. (2005). Lyapunov-stable discrete-time model reference adaptive control. *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, 19(10), 745–767.
- Archambault, P.S., Blackburn, É., Reid, D., Routhier, F., and Miller, W.C. (2017). Development and user validation of driving tasks for a power wheelchair simulator. *Disability and rehabilitation*, 39(15), 1549–1556.
- Bentaleb, T., Nguyen, V.T., Sentouh, C., Conreur, G., Poulain, T., and Pudlo, P. (2019). A real-time multi-objective predictive control strategy for wheelchair ergometer platform. In *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*, 2397–2404. IEEE.
- Chénier, F., Bigras, P., and Aissaoui, R. (2013). A new wheelchair ergometer designed as an admittance-controlled haptic robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 321–328.
- 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.
- Fallot, C., Bascou, J., Pillet, H., and Sauret, C. (2021). Manual wheelchair's turning resistance: swivelling resistance parameters of front and rear wheels on different surfaces. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 16(3), 324–331.
- Feng, G., Guerra, T.M., Busoniu, L., Nguyen, A.T., and Mohammad, S. (2021). Robust observer-based tracking control under actuator constraints for power-assisted wheelchairs. *Control Engineering Practice*, 109, 104716.
- Gavin-Dreschnack, D., Nelson, A., Fitzgerald, S., Harrow, J., Sanchez-Anguiano, A., Ahmed, S., and Powell-Cope, G. (2005). Wheelchair-related falls: current evidence and directions for improved quality care. *Journal of nursing care quality*, 20(2), 119–127.
- Izci, D. and Ekinci, S. (2022). A novel hybrid aso-nm algorithm and its application to automobile cruise control system. In *Proceedings of 2nd International Conference on Artificial Intelligence: Advances and Applications*, 333–343. Springer.
- Langbein, W., Robinson, C., Kynast, L., and Fehr, L. (1993). Calibration of a new wheelchair ergometer: the wheelchair aerobic fitness trainer. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1(1), 49–58.
- Li, J., Lei, H., Alavi, A.H., and Wang, G.G. (2020). Elephant herding optimization: variants, hybrids, and applications. *Mathematics*, 8(9), 1415.
- Mason, B., Warner, M., Briley, S., Goosey-Tolfrey, V., and Vegter, R. (2020). Managing shoulder pain in manual wheelchair users: a scoping review of conservative treatment interventions. *Clinical rehabilitation*, 34(6), 741–753.
- Nguyen, N. (2018). Model-reference adaptive control. In *Model-Reference Adaptive Control*, 83–123. Springer.
- Pennestrì, E., Rossi, V., Salvini, P., and Valentini, P.P. (2016). Review and comparison of dry friction force models. *Nonlinear dynamics*, 83(4), 1785–1801.
- Sadoudi, S., Boudour, M., and Kouba, N.E.Y. (2021). Multi-microgrid intelligent load shedding for optimal power management and coordinated control with energy storage systems. *International Journal of Energy Research*, 45(11), 15857–15878.
- Sauret, C., Bascou, J., de Saint Remy, 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.
- Tsai, M.C. and Hsueh, P.W. (2012). Synchronized motion control for 2d joystick-based electric wheelchair driven by two wheel motors. In *2012 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, 702–707. IEEE.
- Turner, M.C., Sofrony, J., and Prempain, E. (2020). Anti-windup for model-reference adaptive control schemes with rate-limits. *Systems & Control Letters*, 137, 104630.
- van Ingen Schenau, G. (1980). Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and science in sports and exercise*, 12(4), 257–261.
- Wang, G.G., Deb, S., and Coelho, L.d.S. (2015). Elephant herding optimization. In *2015 3rd international symposium on computational and business intelligence (ISCBI)*, 1–5. IEEE.
- Yan, H. and Archambault, P.S. (2021). Augmented feedback for manual wheelchair propulsion technique training in a virtual reality simulator. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18(1), 1–19.

Numerical Simulator for Manual Wheelchair Propulsion based on a MPC Approach

Toufik Bentaleb, Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo

Université Polytechnique Hauts-de-France, CNRS, UMR 8201 LAMIH, Valenciennes, France.

e-mail: name.surname@uphf.fr

Abstract: Quite recently, considerable attention has been paid to the concept of prediction of manual wheelchair locomotion by a predictive model simulation, with the aim of facilitating the synthesis of the biomechanics of propulsion movement and improving the wheelchair ergonomics. Generally, the biomechanical modeling of wheelchair propulsion is a highly nonlinear that depends on the upper limb motion and the contact force between the human hand and the handrim, which will increase the complexity of implementing these models to evaluate with numerical simulation the biomechanics of propulsion. In this context, a new approach for the propulsion motion prediction of a manual wheelchair based on nonlinear model predictive control (NMPC) has been proposed. Based only on the kinematics of the hand on the handrim and the dynamics of the rear wheels, this approach is able to predict the optimal hand contact on the handrim, during the push phase and the optimal hand trajectory during the recovery phase. Thus, for a given speed configuration, the predictive model simulation is able to generate the most suitable propulsion scheme. The advantage of using a simple model of the hand-wheel interaction, could allow for an easier implementation while providing a fully predictive simulation of the wheelchair propulsion. Simulation results are presented, showing the effectiveness of the proposed approach.

Copyright © 2022 The Authors. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Keywords: Nonlinear MPC, Trajectory Free, Optimal Control, Model Predictive Simulator, Human-Wheelchair Interaction, People with motor disabilities, Power-Assisted Wheelchair.

1. INTRODUCTION

The manual wheelchair is the technical tool most used by people with mobility impairments. Through its intuitive use, it facilitates accessibility in indoor and outdoor environments, thus promoting social integration in various activities, both personal and professional (Yan and Archambault, 2021). However, manual wheelchair propulsion is known to be not naturally efficient, in the long term, a repeated and inefficient propulsion can expose a significant joint load to the shoulder, leading to the risk of injuries, with a consequent decrease in the user's life quality (Koontz et al., 2005). Such risks can be prevented by the assessment of the biomechanical efficiency of the manual wheelchair propulsion. In the literature, there are several standard assessment methods that consist of defining biomechanical indicators of propulsion efficiency, such as rolling resistance (Sauret et al., 2012) and swiveling resistance parameters (Bascou et al., 2013; Fallot et al., 2021), through which energy losses during motion are quantified. However, a key limitation of these methods is that often, they are based on an expensive and time

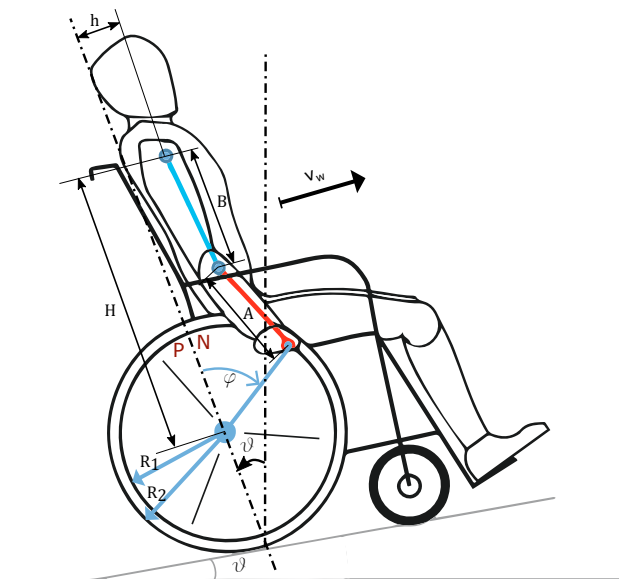


Fig. 1. Schematic description of the wheelchair user. Start and end push phase are determined from the trigger (zero degree i.e. $\varphi = 0$) which is represented by the black dashed line. Centre of wheel, negative angle (N), and positive angle (P).

* This work was supported in part by CapaCITIES project through the National Research Agency (ANR) and by National Center for Scientific Research (CNRS).

consuming experimental process, where it is necessary to perform numerous tests on subjects.

In order to improve the assessment of the biomechanics of manual wheelchair propulsion, the concept of predictive model simulations of wheelchair propulsion behavior are strongly considered in the last few years (Pavlidou et al., 2015). Thus opening up a wide range of applications such as the quantification of propulsion performance in various environmental, domestic, urban or athletic configurations, as well as performing an optimal setting of the wheelchair personalized to the user, entirely by simulation. Several research papers have appeared in recent years documenting predictive models of wheelchair propulsion motion, ranging from simple model as proposed by (Brown and McPhee, 2020), by using a 2D dynamic model to predict the movement of a basketball athlete's wheelchair in order to evaluate the feasibility of finding the optimal adjustments of his equipment through simulation, to complex models, as developed by (Ackermann et al., 2015), where the objective of the model prediction was to study the radial component of the pushing force. In the same vein, another work, where the same model was used to investigate the influence of mass and slope on the performance of wheelchair locomotion (Ackermann et al., 2014).

In general, the prediction model of a human movement in interaction with a mechanical system requires a complex mathematical formalism, the main drawback of such approaches lies in their online implementation, which is often complex or even unfeasible. For instance, in robotics applied to biomechanical systems, when predicting the stepping motion of a humanoid robot, a complex model of the walking motion is usually used and the trajectory of the robot's steps is always predefined in the prediction system. Nowadays, a new approach of human motion prediction has been developed (Wieber, 2006; Herdt et al., 2010; Bentaleb et al., 2020), which consists in using only a simple model and an optimal predictive control without imposing a predefined trajectory. In the context of our work, a similar challenge that needs to be solved, since our problematic consists on predicting an optimal free motion trajectory of the hand during the push phase and the recovery phase of the propulsion, in order to generate a movement of the wheelchair to follow a reference speed configuration without a predefined hand movement path.

For this purpose, predictive optimal control such as MPC (Model Predictive Control) are specifically designed to address this type of problem formulation. Previous studies conducted in (Bentaleb et al., 2019) have demonstrated the potential of using an MPC approach for the prediction of the movement of a system with multiple kinematic and dynamic constraints. Based on the previous observations, the present work propose a new approach for the prediction of a manual wheelchair propulsion motion based on classical non-linear model predictive control (NMPC) (Findeisen and Allgöwer, 2002). The main contribution of this paper is that the prediction control system is only based on the kinematics of the hand on the handrim and the dynamics of the rear wheels. The benefit of this approach is that it able to predict the optimal contact of the hand on the wheel during the push phase and its optimal trajectory during the recovery phase. Thus, for a given speed config-

uration, the predictive simulation model is able to generate the most appropriate propulsion scheme.

The remainder of the paper is organized as follows : The modeling of the hand-wheelchair system is presented in Section II. Section III is devoted to the problem formulation and the NMPC strategy scheme, while the simulation setup and the results on two specific case studies are presented in Section IV. Finally some conclusions and future work perspectives are given in Section V.

2. SYSTEM MODELING

The movement of a manual wheelchair is the result of a succession of propulsion cycles performed by the user (Chénier, 2012). Each propulsion cycle is made up of a push phase and a recovery phase. In the following, the dynamic modeling of the wheelchair as well as the kinematics of the hand-wheel interaction model are here presented as shown in Fig. 1. It should be noted that with the proposed approach, any model of the dynamic wheelchair can be used.

2.1 Manual Wheelchair Model

In this work, we consider a two-wheeled vehicle model including the slope effect. We also assume rolling without slipping during movement, which is usual in wheelchair locomotion modeling (Cooper, 1990; Matsui et al., 2015). Thus, the governing equations of the dynamical system are described as follows

$$\dot{v}_w = \frac{1}{M} (F_t - C_{air} v_w^2 - C_{roll} v_w - Mg \sin(\vartheta(t))) \quad (1)$$

Where v_w and \dot{v}_w represent the linear velocity and acceleration of the wheelchair at the center of mass, assumed in this study to be in the middle of the axis connecting the two wheels. M and g are respectively the mass of the wheelchair-user system and the acceleration of gravity. The air friction and rolling resistance parameters C_{roll} and C_{air} are assumed to be constant over time, and $\vartheta(t)$ ground slope.

2.2 User Hand Model

The objective of this approach is to predict the optimal hand contact on the handrail during the push phase and the optimal hand trajectory during the recovery phase. For this purpose, the resolution of the hand inverse kinematics problem is considered. Generally, the resolution of inverse kinematics problems, requires the computing of the derivative of a complex and highly nonlinear Jacobian matrix, which sometimes leads to the infeasibility of the optimization problem or to a huge computing time. To avoid this problem, a new approach to model the inverse kinematics has been recently introduced in robotics (Suleiman, 2016). It consists in modeling the joint's acceleration according to its variation known as jerk as the decision variable of the optimization problem instead of the velocity.

In this work, we consider that the hand is a rigid body c and the contact hand with the handrim is considered to be slipping-free. The relation between the wheelchair velocity v_w , acceleration a_w , at the center of the wheel and the

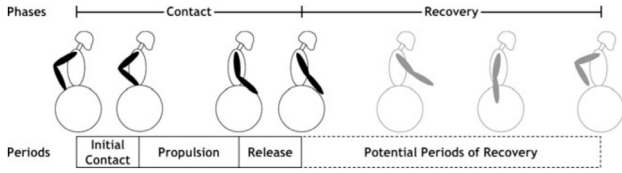


Fig. 2. Schematic description of the propulsion cycle (Kwarciak et al., 2009).

velocity v_c , the acceleration a_c , respectively, of the pivot point of the hand contact is given as follows

$$v_c = R_1/R_2 \cdot (v_w + \dot{\varphi} \times R_2) \quad (2)$$

$$a_c = R_1/R_2 \cdot (a_w + [\ddot{\varphi} \times R_2 - \dot{\varphi}^2 \cdot R_2]) \quad (3)$$

where φ is the push angle, $\dot{\varphi}$ and $\ddot{\varphi}$ are respectively the angular velocity and the acceleration of the wheel. R_1 and R_2 are respectively the radius of the handrim and the wheel.

In this study, the push angle is measured from the initial contact of the push to the release point. The hand trajectory is discretized as piecewise cubic polynomials, with trivial integration of constant accelerations variation Jerk $\ddot{c}_x(t_k)$ on x-axis and $\ddot{c}_y(t_k)$ on y-axis over the time interval of constant lengths $\tau_k = t - t_k$ with $k = 1, 2, \dots$. Thus, the state vector becomes :

$$C_k(t_k) = \begin{bmatrix} c_k(t_k) \\ \dot{c}_k(t_k) \\ \ddot{c}_k(t_k) \end{bmatrix} \quad (4)$$

The piecewise polynomial solutions of the system can be expressed as follows

$$c(t) = \delta_{k,0} + \sum_{j=1}^3 \frac{\delta_{k,j}}{j!} \tau^j \quad (5)$$

$$\dot{c}(t) = \delta_{k,1} + \sum_{j=1}^2 \frac{\delta_{k,(j+1)}}{j!} \tau^j \quad (6)$$

With $\tau_k = t - t_k$ is the sampling time and $\delta_{k,j=\{1:3\}}$ are unknown parameters that will be identified by minimizing the objective function. The hand jerk $\delta_{k,3}$ is used to parameterize its trajectory and take advantage of the remaining parameters $\delta_{k,0}$, $\delta_{k,1}$ and $\delta_{k,2}$ to guarantee the continuity of the position, velocity and acceleration, respectively. Then, the corresponding dynamics, at discrete times t_k , is given by

$$C_{k+1}(t) = \begin{bmatrix} c_{k+1}(t) \\ \dot{c}_{k+1}(t) \\ \ddot{c}_{k+1}(t) \end{bmatrix} = A_k(t)C_k(t_k) + B_k(t)\delta_{k,3} \quad (7)$$

with

$$A_k(t) = \begin{bmatrix} 1 & \tau_k & \tau_k^2/2 \\ 0 & 1 & \tau_k \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \text{ and } B_k(t) = \begin{bmatrix} \tau_k^3/6 \\ \tau_k^2/2 \\ \tau_k \end{bmatrix} \quad (8)$$

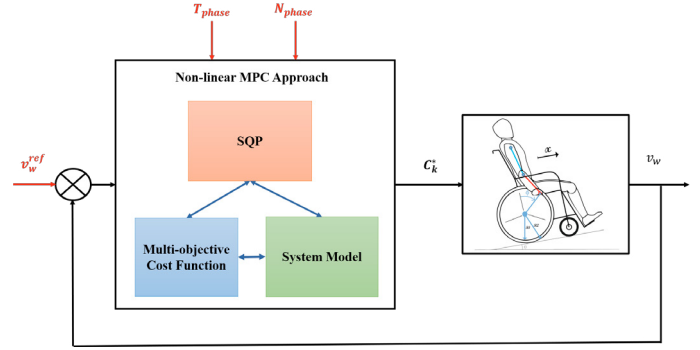


Fig. 3. Human-wheel interaction in closed loop with the NMPC controller

3. NON-LINEAR MPC SCHEME TO GENERATE PROPULSION MOTIONS

In this study, the objective of the proposed nonlinear MPC is to predict the optimal hand contact on the handrim, during the push phase and the optimal hand trajectory during the recovery phase. Thus, for a given speed reference, the predictive model simulation is able to generate the most suitable propulsion motion such that all the constraints of the system, presented in 3.1 are respected.

Fig.3 illustrates the NMPC-based strategy for generating the most appropriate propulsion scheme for reference speed tracking. Notice that the NMPC controller has as inputs the velocity reference v_w^{ref} , the period of each push and recovery phase T_{phase} and the number of propulsion cycles N_{phase} .

3.1 System Constraints

During the push phase the hand remains on the handrim from the contact point until the release point, i.e. all contact points should be on a circle's circumference with radius R_1 . Then, the first equality constraint has the form

$$(c_k(kt) - w_k(kt))_x^2 + (c_k(kt) - w_k(kt))_y^2 = R_1^2 \quad (9)$$

In order to limit the stretch of the upper limb that is equivalent to the max distance between the shoulder and the hand, we consider the shoulder and elbow are modeled as ideal hinge joints. It is assumed that there is no slip between the wheels and the ground during the pushing motion and that the shoulder joint does not move relative to the wheelchair.

$$(c_k(t_k) - sh_k(t_k)) < (A + B) \quad (10)$$

where A and B are the forearm and upper arm lengths, respectively while $sh_k(t_k)$ is the shoulder position and can be expressed in the global frame as follows

$$sh_k = w_k^O + [h \cos(\vartheta) - H \sin(\vartheta)]i + [h \sin(\vartheta) + H \cos(\vartheta)]j \quad (11)$$

with w_k^O is the position of the wheel coordinate system relative to the global coordinate frame.

$$w_k^O = [w_k(t_k)\cos(\vartheta) - R_2\sin(\vartheta)]i + [w_k(t_k)\sin(\vartheta) + R_2\cos(\vartheta)]j \quad (12)$$

As an additional constraint, the contact angle φ is limited during the contact phase with fixed angle bounds on the handrim $\underline{\varphi}$ and $\overline{\varphi}$,

$$\underline{\varphi} \leq \varphi_i \leq \overline{\varphi}, \quad (13)$$

3.2 Objective Functions

For the minimization problem, a multi-objective optimization with conflicting objectives is considered, such that the first objective function concerns the minimization of the tracking error between the reference speed v_w^{ref} and the speed predicted by the wheelchair model.

$$J_1 = \|v_w - v_w^{ref}\|^2 \quad (14)$$

A second objective function that aims to minimize the force energy produced by the hand during the push phase F_t :

$$J_2 = \|F_t\|^2 \quad (15)$$

where

$$F_t = M\dot{v}_w + C_{air}v_w^2 + C_{roll}v_w + Mg\sin(\vartheta(t)) \quad (16)$$

Finally the last objective function concerns the minimization of the jerk energy $\delta_{k,3}$ in order to obtain smoother hand trajectories.

$$J_3 = \|\delta_{k,3}\|^2 \quad (17)$$

3.3 Sequential Quadratic Programming

The decision variables for the NMPC scheme are the hand placement $s_t^{x,y}$ while depending on polynomial solutions over each time interval $[t, t_k]$. The dynamic and kinematic constraints are nonlinear, while the objective functions are quadratic. Thus, the NMPC scheme can be formulated as a sequential quadratic programming (SQP) with multi-objective cost function:

$$\min_{(u_j)} \left\{ \sum_{k=m}^n \left(w^1 J_1(c_j^{x,y}) + w^2 J_2(\dot{c}_j^{x,y}, \ddot{c}_j^{x,y}) + w^3 J_3(u_j) \right) \right\} \quad (18)$$

Subject to 1-13 at all $t_k \in [t_m, t_M]$, with decision variable u_j equal to $\delta_{j,3}$, positive scalar weights $w^{1,2,3}$ and m is the number of preview window interval $[m, n]$. Where m and M indicate the beginning and end of the prediction horizon. Then, the NMPC approach proceeds as follows: at each sampling time k , the vector states are computed, then the optimization problem that includes the performance objectives J_1 , J_2 and J_3 as well as the constraints on the system, is solved.

4. NUMERICAL RESULTS

Simulation results of the proposed NMPC-based strategy to predict the optimal trajectory of hand motion during

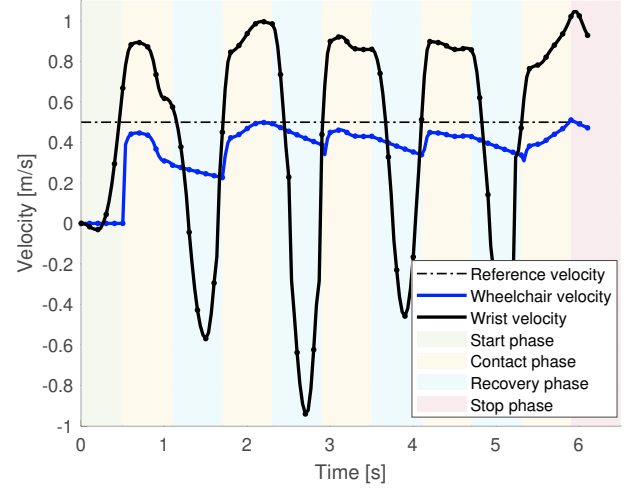


Fig. 4. The Straight line scenario with hand speed (Black) and wheelchair speed (Blue)

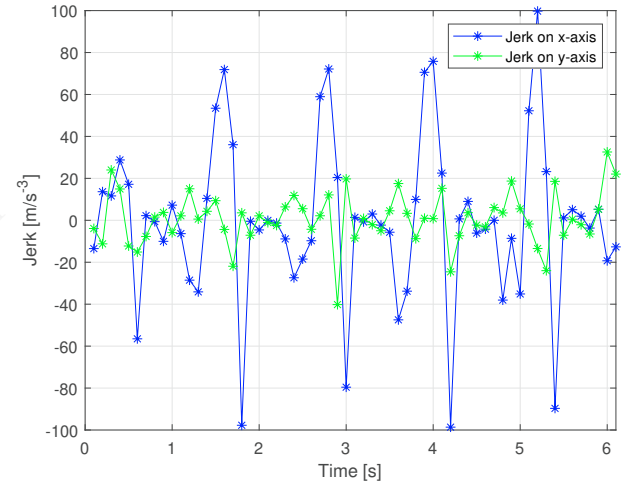


Fig. 5. The control variable (jerk), blue curve along x-axis and green curve along y-axis

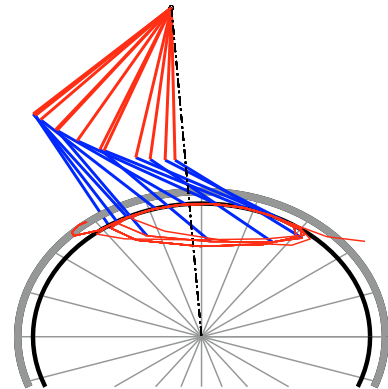


Fig. 6. The trajectory of hand (red) position on x-y plane generated by the proposed nonlinear MPC scheme.

propulsion as shown in Fig. 3 are presented in this section. The algorithm used to solve the nonlinear MPC problem is based on SQP techniques, widely used in NMPC to deal with relatively complex constrained control systems by using the MATLAB MPC toolbox. For that, we considered the user's wheelchair model (1) and the simplified kine-

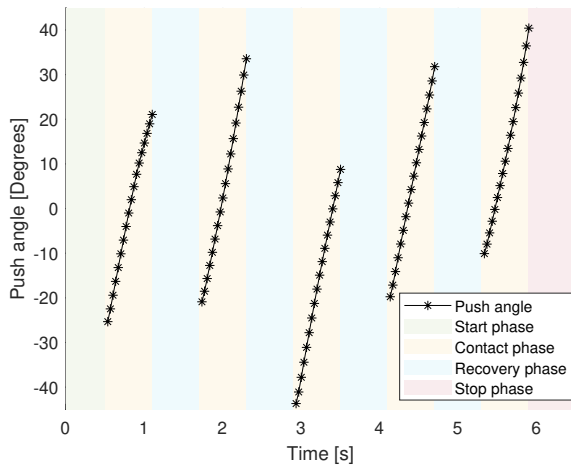


Fig. 7. Push angle during the contact phase, with automatic choice of the hand placement on the rim of the wheel

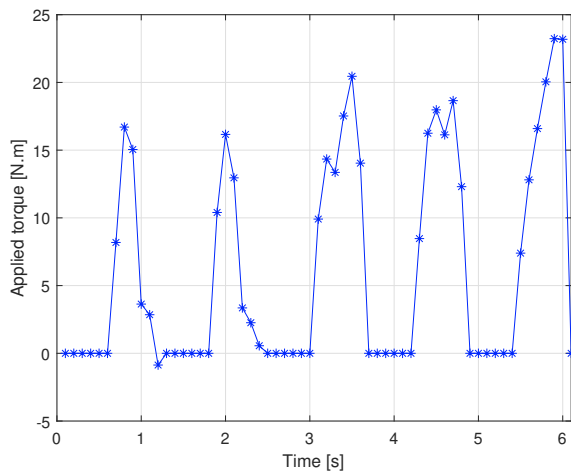


Fig. 8. Predicted applied torque in the straight line scenario.

matics of the arm from (Cooper, 1990; Ackermann et al., 2015; Matsui et al., 2015).

In order to validate the proposed approach, we considered the propulsive motion on two different scenarios. The first one is in a straight line and the second one on two degrees (2 deg) sloping ground. The wheelchair user starts moving from an initial velocity 0 m/s and performs 5 continuous propulsion cycles with a reference speed of 0.5 m/s for a duration of 6 seconds for the straight line scenario and 3 seconds for the slope scenario.

It should be noted that the stability guarantee of this control scheme depends on both the values of the control weights and the length of the horizon over which the trajectories are predicted, the appropriate values being $w_1 = 10^{-3}$, $w_2 = 10^2$, $w_3 = 10^{-3}$. Furthermore, the slope degree has been selected only in order to validate the numerical simulator for a slope locomotion situation, however this approach remains applicable for slopes up to 10%.

As explained in section 2 each propulsion cycle is characterized by 2 phases. For instance during the 1st cycle of Fig.4, from $t = 0.6s$ to $t = 1.8s$, we notice that the user

pushes on the handrim during 0.6s, with a hand velocity in the same direction as the wheel speed, while during the recovery phase from $t = 1.2s$ to $t = 1.8s$, the hand speed varies in the opposite direction to the wheel velocity in a very smooth way, hence the need to minimize the variation of the jerk as shown in Fig.5 which allows us to achieve a continuous, smooth and realistic movement.

In Fig. 6, the variation of the hand trajectory during the propulsion movement is illustrated. It can be seen that the NMPC perfectly realizes an optimal propulsion scheme that is the most recommended by biomechanists of manual locomotion in wheelchairs (Chénier, 2012). In addition, the generated simulation in the figure 7 shows the expected push angle profile during each propulsion cycle. Furthermore, the interest in limiting the jerk is to avoid the torque generated by the NMPC to be higher compared to the natural torque generated by the human, which is confirmed by the predicted torque profile for the straight line scenario in Fig 8. The predicted applied torque is very similar to a natural torque for the same scenario in the real world.

5. CONCLUSION

In this work, a new approach for the prediction of 2D wheelchair propulsion motions on flat and sloping ground based on nonlinear model predictive control (NMPC) has been proposed, in order to perform online propulsion motion simulations. Based only on the hand trajectory and the dynamics of the rear wheel, this approach is able to automatically select the initial and final hand contact on the handrim during the push phase and find the optimal trajectory to return to the handrim during the recovery phase. Therefore, for a given reference speed, the predictive simulation model is able to generate the most appropriate propulsion scheme. The main advantage of the proposed approach is that it allows an easier implementation while providing accurate predictive simulation of the wheelchair propulsion motion, having the possibility to evaluate the propulsion biomechanics in simulation. The simulation results showed the effectiveness and validation of the NMPC approach in predicting smooth, human-like movements, which is of particular interest for a potential user-wheelchair interaction strategy. Hence, the current work consists in developing a 3D wheelchair-user interaction model based on the proposed approach, which would constitute the future research axis.

REFERENCES

- Ackermann, M., Costa, H.R., and Leonardi, F. (2015). A modeling framework to investigate the radial component of the pushrim force in manual wheelchair propulsion. In *MATEC Web of Conferences*, volume 35, 02008. EDP Sciences.
- Ackermann, M., Leonardi, F., Costa, H., and Fleury, A.d.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 Biomechanics*, 1079–1084. IEEE.
- Bascou, J., Sauret, C., Pillet, H., Vaslin, P., Thoreux, P., and Lavaste, F. (2013). A method for the field

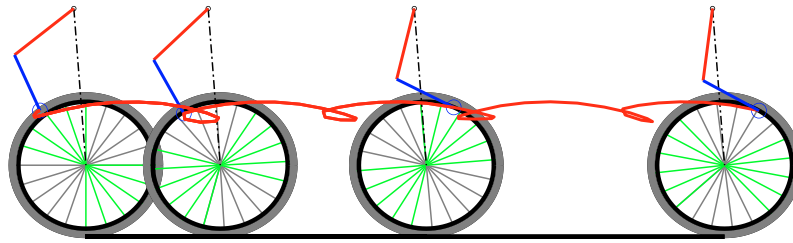


Fig. 9. The hand position trajectory (red) in the x-z plane generated by the proposed nonlinear MPC scheme in a straight line scenario on a flat ground.

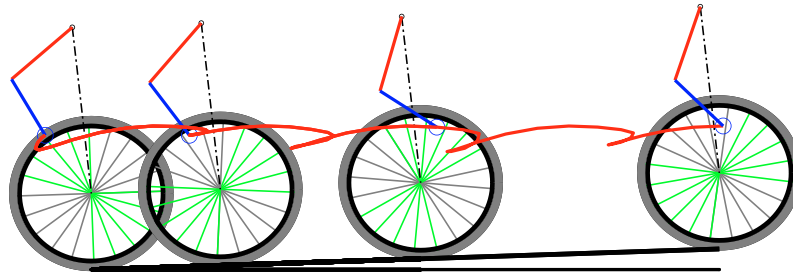


Fig. 10. The hand position trajectory (red) on the x-z plane generated by the proposed nonlinear MPC scheme in a sloping ground scenario.

- assessment of rolling resistance properties of manual wheelchairs. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(4), 381–391.
- Bentaleb, T., Nguyen, V.T., Sentouh, C., Conreur, G., Poulain, T., and Pudlo, P. (2019). A real-time multi-objective predictive control strategy for wheelchair ergometer platform. In *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*, 2397–2404. IEEE.
- Bentaleb, T., Pajon, A., Robert, T., and Wieber, P.B. (2020). The effect of vertical motions on the balance recovery prediction for standing humans through linear mpc. In *National Days of Humanoid Robotics Research (abbreviated to JNRH 2020, in French)*.
- Brown, C. and McPhee, J. (2020). Predictive forward dynamic simulation of manual wheelchair propulsion on a rolling dynamometer. *Journal of Biomechanical Engineering*, 142(7), 071008.
- Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique*. Ph.D. thesis, École de technologie supérieure.
- Cooper, R.A. (1990). A force/energy optimization model for wheelchair athletics. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 20(2), 444–449.
- Fallot, C., Bascou, J., Pillet, H., and Sauret, C. (2021). Manual wheelchair's turning resistance: swivelling resistance parameters of front and rear wheels on different surfaces. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 16(3), 324–331.
- Findeisen, R. and Allgöwer, F. (2002). An introduction to nonlinear model predictive control. In *21st Benelux meeting on systems and control*, 11, 119–141.
- Herd, A., Diedam, H., Wieber, P.B., Dimitrov, D., Mom-baur, K., and Diehl, M. (2010). Online walking motion generation with automatic footstep placement. *Advanced Robotics*, 24(5-6), 719–737.
- Koontz, A.M., Cooper, R.A., Boninger, M.L., Yang, Y., Impink, B.G., and Van Der Woude, L.H. (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(4).
- Kwarciak, A.M., Sisto, S.A., Yarossi, M., Price, R., Komaroff, E., and Boninger, M.L. (2009). Redefining the manual wheelchair stroke cycle: Identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 20–26. doi: 10.1016/j.apmr.2008.07.013.
- Matsui, T., Fujimoto, S., Yoshida, K., and Akagi, T. (2015). Development of power-assisted wheelchair with consideration of driving environment-dynamic estimation of slope angle and adaptive control system design. *International Journal of Materials Science and Engineering*, 3(1).
- Pavlidou, E., Kloosterman, M.G., Buurke, J.H., Rietman, J.S., and Janssen, T.W. (2015). Rolling resistance and propulsion efficiency of manual and power-assisted wheelchairs. *Medical Engineering & Physics*, 37(11), 1105–1110. doi:https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.08.012. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453315002052>.
- Sauret, C., Bascou, J., de Saint Remy, 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.
- Suleiman, W. (2016). On inverse kinematics with inequality constraints: new insights into minimum jerk trajectory generation. *Advanced Robotics*, 30(17-18), 1164–1172.
- Wieber, P.B. (2006). Trajectory free linear model predictive control for stable walking in the presence of strong perturbations. In *2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 137–142. IEEE.
- Yan, H. and Archambault, P.S. (2021). Augmented feedback for manual wheelchair propulsion technique training in a virtual reality simulator. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18(1), 1–19.



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-04550571v1>

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.



Haptic Wheelchair Simulator: Design with Experimental Validation

Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo, Gérald Conreur, Thierry Poulain

► To cite this version:

Amel Ait Ghezala, Chouki Sentouh, Philippe Pudlo, Gérald Conreur, Thierry Poulain. Haptic Wheelchair Simulator: Design with Experimental Validation. Driving Simulation Conference Europe 2023 VR, Sep 2023, Antibes (06), France. hal-04631738

HAL Id: hal-04631738

<https://hal.science/hal-04631738v1>

Submitted on 4 Jul 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.

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/373872804>

DSC 2023 Europe VR Haptic Wheelchair Simulator: Design with Experimental Validation

Conference Paper · September 2023

CITATIONS

0

READS

158

6 authors, including:



Ait Ghezala Amel

Université Polytechnique Hauts-de-France

5 PUBLICATIONS 4 CITATIONS

SEE PROFILE



Chouki Sentouh

LAMIH UMR CNRS 8201 Hauts-de-France Polytechnic University

118 PUBLICATIONS 2,288 CITATIONS

SEE PROFILE



Toufik Bentaleb

Université Polytechnique Hauts-de-France

29 PUBLICATIONS 128 CITATIONS

SEE PROFILE



Philippe Pudlo

Université Polytechnique Hauts-de-France

150 PUBLICATIONS 674 CITATIONS

SEE PROFILE

Haptic Wheelchair Simulator: Design with Experimental Validation

Amel Ait Ghezala¹, Chouki Sentouh^{1,2}, Toufik Bentaleb¹,

Philippe Pudlo^{1,2}, Thierry Poulain¹ and Gerald Conreur¹

(1) UPHF, CNRS, UMR 8201 - LAMIH, F-59313 Valenciennes, France, e-mail: {Amel.Aitghezala, Chouki.Sentouh, Toufik.Bentaleb, Philippe.Pudlo, Thierry.Poulain, Gerald.Conreur}@uphf.fr

(2) INSA Hauts-de-France, F-59313 Valenciennes, France

Abstract - Wheelchair accessibility is still not assured for many manual wheelchair (MWC) users, due to inadequate urban construction, but also due to the biomechanical capacities issue of MWC users. Therefore, there is a great potential in the development of technologies to address this problem, one of them is the wheelchair mobility simulator. This work is part of the ANR CapaCITIES project, which aims to produce a biomechanical cost for wheelchair accessible cities. One of the objectives of the project is to develop a haptic and immersive simulator, allowing to reproduce realistically the wheelchair locomotion accessibility in different propulsion situations. The simulator consists of an instrumented wheelchair attached to a roller ergometer, as well as a set of six screens allowing complete immersion. A haptic interface is specially designed to manage the interaction between the user with his wheelchair and the virtual environment. Thus, a haptic force feedback is generated and allows the user to feel in real time the resistances applied to the wheels according to his actions and driving situations, i.e., straight line, turn and slope/cross slope scenarios. An experimental protocol involving 10 participants is implemented to evaluate the performance and functionality of the simulator based on locomotion scenarios commonly encountered by wheelchair users in an urban environment. Preliminary results of the evaluation of the simulator functionality are presented in this paper.

Keywords: MWC Simulator, Haptic Interface, Sensory Feedback, Human-machine interaction, Wheelchair accessibility issues.

1. Introduction

1.1. Context and Motivation

Manual wheelchair (MWC) is an essential tool for the empowerment of people with reduced mobility (PRM). Thus, better accessibility for wheelchair users promotes, a balanced and better quality of life. However, wheelchair accessibility is still not ensured, due to inadequate urban infrastructure but also the physical capacities of the user (Mason, et al., 2020). It is not difficult to imagine that wheelchair users face a mental burden caused by a lack of accessibility, such as the absence or inappropriate slope to access a building, the inability to pass through a restricted door, or the difficulty of accessing public transportation (Velho, 2019). To establish a biomechanical difficulty index based on the different environmental situations that wheelchair users may encounter, a thorough study of the biomechanics related to wheelchair propulsion is crucial. Consequently, there has been a significant rise in the development of assistive tools for individuals with reduced mobility, with a particular emphasis on the design of wheelchair locomotion simulators (Arlati, et al., 2020). Wheelchair simulators are used for a variety of purposes, including education, research and training. They can be used to raise awareness of the importance of accessibility for people with mobility impairments, particularly to study how differ-



Figure 1: Image of the PSCHITT-PMR simulator (Plateforme de Simulation Collaborative, Hybride, Intermodale en Transports Terrestres – Personne à Mobilité Réduite)

ent environments affect wheelchair users and to develop strategies to improve accessibility. In this context, the ANR CapaCITIES project, entitled “Quantification of biomechanical costs for wheelchair accessible cities”, aims at developing a biomechanical index to evaluate wheelchair accessibility. This index

is essentially measured using a wheelchair locomotion simulator, PSCHITT-PMR (Platform for Collaborative, Hybrid, Intermodal Land Transport Simulation—Person with Reduced Mobility).

1.2. Theoretical background

The wheelchair simulator is a piece of equipment generally used for laboratory testing to measure the propulsion performance of wheelchairs (De Klerk, et al., 2019). It is equipped with a haptic interface specially designed to manage the interaction between the user and the wheelchair in a virtual environment. To be reliable, the simulator must faithfully reproduce the sensorimotor state associated with wheelchair propulsion on real terrain to provide a realistic experience to the user. However, developing a realistic wheelchair simulator for such a study is a complex task that presents several scientific and technical challenges. Indeed, the simulator must be haptic, dynamic, and immersive, while providing stability and safety to the user. To meet these challenges, the simulator must be able to simulate the friction losses during movement and the translational inertia of the wheelchair/user system. One of the main challenges is to quantify the mechanical efficiency losses caused by friction on real terrain and the propulsion inertia of the wheelchair in everyday locomotion (De Klerk, et al., 2019). To do so, it is necessary to measure the resistances exerted on the wheels in different topologies of real terrain and to reproduce them in real time in the virtual environment according to the manual interactions between the user and the wheelchair. Another important challenge is to combine these resistances with realistic maneuvers, such as straight lines, turns, slopes and cross slopes.

To tackle these issues, several simulators have been developed recently, falling into two distinct categories: treadmills (Chénier, et al., 2018; Kurt, et al., 2008; Kwarcia, et al., 2011), which offer often linear simulations, and roller ergometers (Carlozzi, et al., 2013; Chénier, Bigras, and Aissaoui, 2013; Crichlow, 2011), which simulate curved or inclined motions. Both types incorporate haptic feedback through modeling of wheelchair system interactions, while immersion is achieved either through the use of a screen or through virtual or augmented reality technologies (Archambault, et al., 2012; Arlati, et al., 2020; Devigne, et al., 2017; Pérez, et al., 2022). Nevertheless, the combination of immersion and haptic feedback is a real challenge for the design of these systems. Simulators with haptic feedback are usually equipped with a single screen and are based on simplistic dynamic models of wheelchairs, neglecting many physical parameters such as the variation of rolling resistance with speed or wheel slip, which can decrease the degree of realism. On the other hand, interactive platforms, such as virtual reality-based simulators, offer better immersion, but less haptic feedback functions which also reduces realism. In addition, most current simulators are limited to movements with up to four degrees of freedom, which highlights the importance of developing more advanced solutions.

1.3. Objective

This work presents the development of a new haptic and immersive simulator, called PSCHITT-PMR.

The simulator is designed to provide a personalized experience for users, and is composed of the following elements: a hexapod offering six degrees of freedom, six integrated screens, an ergometer equipped with haptic rollers to which an instrumented wheelchair is attached, all controlled remotely by a computer. The instrumented wheelchair measures various biomechanical quantities, such as the user's propulsion torque and travel speeds. It also features haptic feedback to transmit contact forces between the wheelchair and the ground. The immersive aspect of the simulator is provided by the SCANeR Studio software environment. A haptic interface has been developed to control the simulator, taking into account the anthropometric characteristics of the user, such as weight and physical capabilities. In this way, haptic feedback contributes significantly to the immersive experience, enabling a better understanding of the physical and emotional challenges faced by wheelchair users. Thanks to the full model of the manual wheelchair, the simulator is able to generate straight-line, curved, sloped and cross-sloped movements. This increased customization helps to create a more realistic experience for the user. The contributions of this work are as follows:

- Design of a user-centered haptic interface for a realistic manual wheelchair simulator, integrating user actions, visual perception and haptic feedback for a personalized experience.
- Integration of a dynamic model of user-wheelchair-virtual environment interaction, taking into account wheelchair dynamics in different configurations such as straight lines, curves, slopes and cross-slopes. This model enables real-time estimation of wheel-ground contact resistances, as well as translational and lateral inertia.
- Design of a haptic controller to ensure optimum interaction between the wheelchair user and the roller ergometer.
- Experimental set-up involving a control group of 13 able-bodied wheelchair users, to validate the design of the haptic interface in the real-time simulator. Validation is based on objective and subjective performance indicators, using urban locomotion scenarios frequently encountered by wheelchair users.

2. Simulator Overview

2.1. Hardware Description

The PSCHITT-PMR simulator is architecturally composed of a hexapod with six degrees of freedom, 6 integrated screens, and an ergometer on which an instrumented wheelchair is installed. Two rollers are equipped on each side of the ergometer, with one being driven by a brushless motor that is controlled by a frequency converter, allowing for a maximum speed of 15 km/h and a maximum torque of 75 Nm. The second roller is in a free state. To measure rotation speeds, the instrumented wheelchair is equipped with two encoders fixed at the center of the axis of rotation of the rear wheels. Additionally, two torque sensors are fixed at the center of the axis of the handrim to measure human torque. The inertial measurement unit (IMU) is fixed under the seat of the wheelchair to measure acceleration, angular velocity, and orientation within the wheelchair frame on

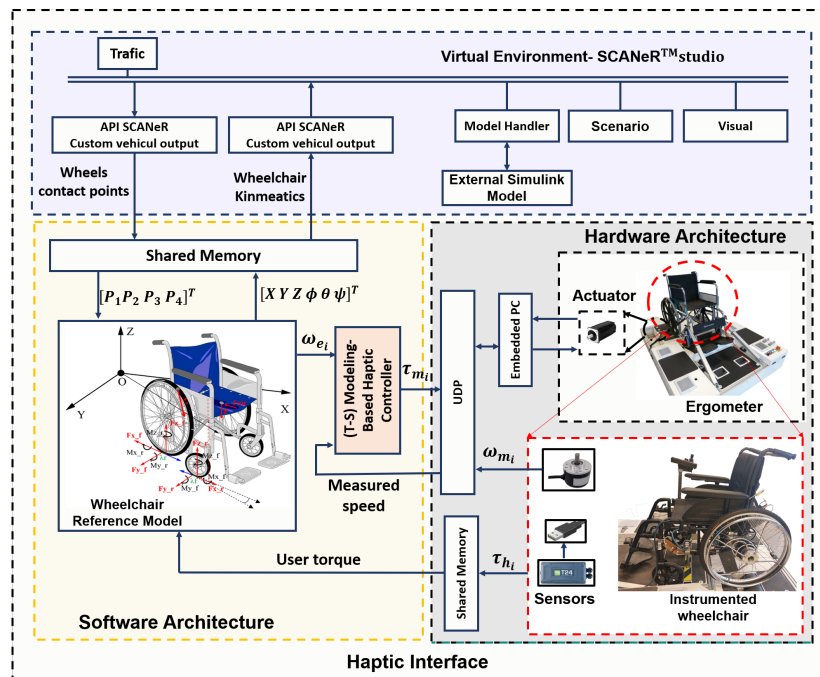


Figure 2: Descriptive diagram of the PSCHITT-PMR simulator driven by the designed haptic interface

the hexapod. To ensure safe operation, the simulator also has an integrated PC that manages a low-level controller to limit its input torque to 5 Nm and its output speed to 10 rads⁻¹. Communication between each subsystem of the simulator is ensured by a UDP communication protocol and a remote computer that runs the real-time operating system at a sampling rate of 100 Hz. For complete immersion in the virtual environment, a network of six screens is arranged in parallel, with an overhead projector placed perpendicular to the ergometer to project the image of the virtual floor on the front plane of it. Thus, the user can visualize the ground scrolling as he moves. The development of the virtual environment is done with the open-source and multifunctional software SCANeR studio. This software, provided with all the development and configuration kits, allows to adapt it to different ground transportation applications. Its internal module allows to generate a dynamic model of an automobile with its characteristics. Since the manual wheelchair has different mechanical and dynamic characteristics than an automobile, in this work, SCANeR "Model handler" is replaced with an external model of the wheelchair dynamics through Matlab/Simulink software.

The wheelchair dynamic model is powered in real time by SCANeR which positions the contact points between the virtual ground and each virtual wheel of the wheelchair. The model then calculates positions (X, Y, Z, Phi, Theta, Psi), velocities and accelerations that are sequentially read by SCANeR to allow the wheelchair to move in the virtual space, including straight line, slope, cross slope and turn movements. The virtual environment provided by SCANeR has the advantage of allowing the creation of scenarios with different types of terrain such as sidewalks, grass, etc. In addition, interactive "objects" such as people walking, other people with reduced mobility, cars, bikes, etc. can be included.

2.2. Model Reference-Based Haptic Interface

The dynamics generated by the simulator must be capable of faithfully reproducing the sensorimotor state observed during actual wheelchair propulsion. This means that the accuracy of the mechanical model describing the interaction between wheelchair and user will be directly reflected in the ergometric measurements obtained. The act of manually propelling a wheelchair generates internal energy losses during movement, which can alter its mechanical efficiency. These losses manifest themselves mainly in the form of rolling and pivoting resistance, as well as other factors. As a result, users have to exert extra effort, which leads to mechanical stress on the shoulders and can cause injury.

The development of a mathematical model is a promising approach to improving our understanding of the dynamics of user-wheelchair interaction. Numerous published studies have proposed different modeling methods to simulate the motion of a manual wheelchair (MRF). However, most of these studies focus solely on the analysis of straight-line motion and consider only parameters such as mass and rolling resistance, often assumed to be constant, which may not be practical for simulating other locomotion situations. (Cooper, 1990; Cuerva, Ackermann, and Leonardi, 2016). In addition, numerous studies of the biomechanics of manual wheelchair propulsion (Chénier, Bigras, and Aissaoui, 2013; Crichtow, 2011; Sauret, et al., 2012) emphasize the importance of accurately assessing and quantifying the resistance parameters involved in turning maneuvers, slopes, cross-slopes, etc., to ensure that simulator behavior faithfully reproduces real-life wheelchair propulsion.

In this work, a complete model of the wheelchair has been developed to predict the desired dynam-

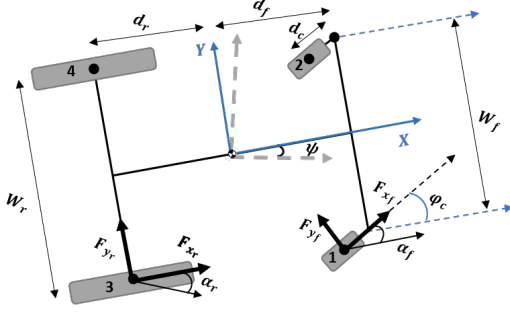


Figure 3: Schematic description of wheelchair dynamics

ics of the wheelchair, focusing on the dynamics of the wheel-ground contact forces with the influence of the front wheels on rolling and pivoting resistances. The proposed modeling approach is derived from the automotive model; however, modified to adapt to the reduced scale of manual wheelchairs. The manual wheelchair consists of five rigid bodies: the frame, which houses all its mechanical structures, and two rear wheels and two front wheels, as shown in Figure 3. This study considers the impact of tire-ground contact forces on the four wheels (front and rear), resulting in two primary types of motion:

- Longitudinal dynamics at the center of gravity and at the rear wheels, which includes acceleration and braking of the rear wheels, longitudinal slip and friction due to the front wheels.
- Lateral dynamics, where the wheelchair center of gravity undergoes yawing motion. This type of motion involves acceleration and braking due to both longitudinal and lateral sliding of the rear wheels, as well as friction caused by the lateral sliding of the idler wheels.

To model the forces acting on a wheelchair, the literature often relies on the well-established tire model of Pacejka (Pacejka and Sharp, 1991). This model estimates the normalized adhesion coefficient based on the wheel slip rate and considers the forces that oppose the longitudinal motion. For the lateral dynamics, a simplified linear model is used. In addition, two new models have been added to model the rolling resistance torque and the turning resistance torque. These models depend on the front/rear wheel rotation speed and yaw rate, respectively, for the rolling resistance and steering resistance (Silva, et al., 2017). The reference model for the wheelchair has been validated in a previous work using experimental data (Nguyen, et al., 2019).

2.3. Haptic Interface Control Design

The primary purpose of the haptic controller is to generate a control torque applied to the motorized rollers to drive the wheelchair wheels at the same speed as the internal propulsion reference model. However, to ensure the most realistic haptic sensation possible, it is necessary for the controller to be able to compensate for disturbances resulting from contact non-linearities between the wheelchair wheels and the ergometer rollers. These non-linearities can arise from several factors, such as variations in the surface properties of the roller, the effects of tire deformation and wear, or fluctuations in tire pressure. The

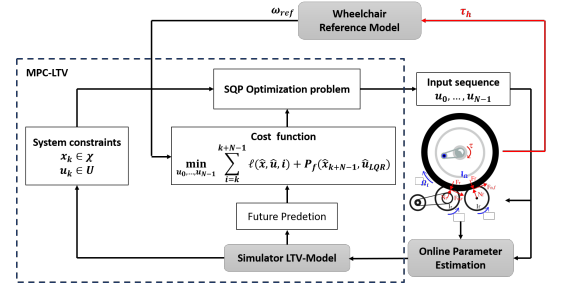


Figure 4: Block diagram of the MPC controller of the closed loop simulator

main difficulty to overcome in designing the controller is that the contact between the wheelchair wheels and the ergometer rollers is unmeasurable. To address this issue, a first approach based on a non-linear model has been proposed in a previous study (Bentaleb, et al., 2019). For a nonlinear and uncertain model, the computationally intensive requirements of the optimization problem may affect the controller performance. To address this challenge, a novel haptic control approach based on a linear time-varying (LPV) model is proposed. First, we assume that the contact friction between the wheelchair wheels and the simulator rollers can be linearly parameterized into an affine relationship of the following form:

$$\begin{cases} \mathcal{I}_L \dot{\Omega}_L(t) - \mathcal{F}_L(\Theta_i, \Omega_L(t)) = K_\tau \tau_L(t) + \tau_{h_L}(t) \\ \mathcal{I}_R \dot{\Omega}_R(t) - \mathcal{F}_R(\Theta_i, \Omega_R(t)) = K_\tau \tau_R(t) + \tau_{h_R}(t) \end{cases} \quad (1)$$

$$\mathcal{F}_i(t) = \Theta_1(t) \Omega_{L,R}(t) + \Theta_2(t) \quad (2)$$

Where, $\dot{\Omega}$ and Ω are the angular acceleration and angular velocity of the wheel. τ_h is the propulsive human torque applied on the hand-rim. The parameter K_τ represents the reduction ratio between the wheel and the roller, whereas $\mathcal{F}_i(\Theta_i, \Omega_i(t))$ is the contact friction torque model. This model has the advantage of gathering all non-linearities in the variable parameters. By performing several excitation tests, we can thus determine the maximum and minimum limits of these parameters, and identify the corresponding nominal operating regions. Subsequently, the controller operates in two stages: an online identification of the interaction between the wheelchair wheels and the ergometer rollers in real time are performed first.

To address the input/output saturation in the simulator, a model predictive control (MPC) approach has been implemented for time-varying discrete-time linear systems. This approach, illustrated in Fig. 4, is designed to achieve optimal tracking of the wheelchair reference model. By utilizing MPC, the controller is able to effectively handle the saturation constraints and ensure accurate tracking of the desired trajectory. Prior studies have demonstrated the stability of the simulator's haptic interface using Lyapunov stability tools (Ait Ghezala, et al., 2023). By minimizing tracking error, haptic feedback is provided to reproduce the resistance perceived by the user during the push phase, as well as the translation of the user's vertical inertia during the release phase. This approach enables the user to feel a sensation very close to reality, helping to enhance his or her experience and comfort.

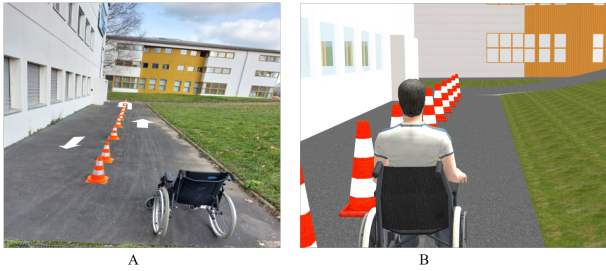


Figure 5: A-Real-life scenario. B-Simulated scenario

3. Testing and Evaluation

This section presents experimental tests aimed at evaluating the realism of the Wheelchair Locomotion Simulator (PSCHITT-PMR) using user tests in simulated environments. Three aspects were identified for evaluation: the selection of use cases to be reproduced in the virtual environment, the ability of the simulated locomotion scenarios to reflect the challenges encountered in urban environments, and the objective and subjective assessment of the simulator's realism according to five criteria: robustness, user-friendliness, visual perception, haptics and immersion. User feedback is also taken into account to improve the simulator and adapt locomotion scenarios to user needs.

3.1. Use case definition

The purpose of this investigation is to define a wheelchair locomotion scenario that reflects situations commonly encountered by users in the urban environment. In particular, moving on a paved sidewalk. This scenario consists of three phases. First, the user must navigate on a 20-meter-long sidewalk with a cross slope. Then, a transition phase is required to make a 180° turn. Finally, the third phase consists of navigating another 20-meter-long sidewalk path, also with a cross slope, but with different angles. Figure 5 illustrates the scenario setup with the three phases. It is important to note that the situations of cross slopes are the most feared by people with reduced mobility. Indeed, compensating for the effect of the cross slope by propelling more on one side of the wheelchair than on the other can lead to upper limb injuries. Thus, by reproducing this type of specific scenario, we can evaluate the simulator's ability to reflect the real challenges faced by wheelchair users in an urban environment.

3.2. Participants

To validate the haptic interface, a control group comprising 13 healthy subjects with experience of propulsion was selected. Given the difficulties involved in collecting a large number of subjects with reduced mobility, it was ethically and logistically preferable to first validate the simulator with a healthy population group. The aim was to form a heterogeneous group representing the different characteristics of wheelchair users, notably in terms of propulsion technique, age, weight and physical capacity. The sample size was determined according to these criteria, to ensure maximum representation of the study population. In addition, propulsion strategy was considered

to reflect the full range of existing wheelchair user practices in the study results.

3.3. Experimental Procedure

The experimental tests were carried out in accordance with the pre-established operating protocol. For this configuration, a cross-sloping surface 20 meters long and 3 meters wide was selected. The studs were positioned on the ground to form two lanes 2 meters apart. The same configuration was recreated virtually, with topographical features identical to those of the real scenario. The complete test consisted of three distinct phases: the first phase involved traversing a distance of 20 meters in a straight line, followed by a transition phase in which the subject had to bypass the last stud to make a 180-degree turn, and finally the third phase in which the subject had to traverse a distance of 20 meters again to return to his or her initial position. It should be noted that the second passage presented irregularities on the ground, making wheelchair driving considerably more challenging. The experimental protocol began with a familiarization phase involving two wheelchair learning tests on the simulator, during which participants used their propulsion mode until they had effectively mastered wheelchair propulsion. During the experimental test phase, subjects were filmed to compare their propulsion strategies between the real and simulated scenarios. At the end of each scenario, subjects were asked to complete a questionnaire. The simulator evaluation was divided into two distinct parts: an objective part and a subjective part. The objective part involved the use of quantifiable measures to assess the simulator's performance.

3.4. Objective Evaluation

To objectively assess the simulator's performance in reproducing the behavior of the wheelchair model, quantitative measurements were used. The root-mean-square error (RMSE), the correlation coefficient (R-value) and the standard deviation of the tracking speed were used as indicators. The root-mean-square error (RMSE) was calculated by taking the root-mean-square difference between the trajectory predicted by the simulator and the actual trajectory of the reference model. The standard deviation of the tracking velocity was used to assess the variability of the predicted versus actual trajectory velocity. The correlation coefficient (R-value) was used to assess the linear relationship between the predicted and actual trajectories.

$$\begin{aligned}
 RMSE &= \sqrt{\frac{1}{N_{data}} \sum_{i=1}^{N_{data}} (x_i - x_{real_i})^2}, \\
 R &= \frac{\sum_{i=1}^{N_{data}} [(x_i - \bar{x})(x_{real_i} - \bar{x}_{real})]}{\sqrt{\sum_{i=1}^{N_{data}} (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^{N_{data}} (x_{real_i} - \bar{x}_{real})^2}} \quad (3) \\
 MSE &= \frac{\sum_{i=1}^{N_{data}} (x_i - x_{real_i})^2}{N_{data}}
 \end{aligned}$$

3.5. Subjective Evaluation

To assess the perceived realism offered by the simulator, participants were asked to compare driving

tests carried out on real terrain with those carried out on the simulator, based on three criteria: visual perception, haptic perception and immersion. Furthermore, a comparison was made between the rate of learning to drive a wheelchair on the simulator versus on the real ground. The results of the two scenarios were compared using Student's t-test to determine the statistical significance of the measurements, while Bartlett's test was conducted beforehand to confirm that the variances of the two groups were equal. A questionnaire was developed to evaluate the realism of the simulator based on a 10 cm percentage scale, including a total of 11 questions. Four questions addressed indicators of the level of difficulty of propulsion accessibility for each real and simulated scenario. At the end of the experiment, participants were also asked to rate the realism of the simulator on three criteria: visual, haptic, and immersive perception (see Figure 8).

4. Results

4.1. Objective performance indicators

As shown in Fig.6, the performance of the haptic controller was evaluated by comparing the wheelchair's wheel speed with the speed predicted by the reference model for subject 13, while calculating the standard deviation. The comparison was carried out over three distinct phases: phase 1 represents the straight line drive, phase 2 corresponds to the 180° turn and phase 3 involves the return. Overall, the simulator succeeded in closely following the reference trajectory, with a standard deviation of around 0.1% for phases 1 and 3, although this increases to 5% during the turning phase. The observed deviation can be attributed to the propulsion technique employed by the user during the turning phase, involving the application of high braking torque to immobilize the right wheel and facilitate propulsion by the left wheel, thus enabling rotation around the axis of the right wheel. This braking torque is considered by the controller as a disturbance that must be corrected. Table 1 shows the results of the performance indicators for each subject. It is clear that the haptic-based controller is robust to the perturbations linked to the different weights of the subjects and manages to maintain the error value of 8%. This observation is consistent with the subjective evaluation of the haptic interface of the simulator, as all participants reported feeling rolling resistance during the propulsion phase and vertical inertia shift during the release phase.

4.2. Subjective performance indicators

Figure 7 shows the box plot of the results obtained from the questions, where the average of each participant's responses is represented for each phase (1, 2, and 3) of the real and simulated scenario. In addition, the speed of learning wheelchair propulsion was also evaluated. Table 2 shows the results of Student's t-test, with values for each parameter F-Value, P-Value, and t-Value. The results of these evaluations indicate that the learning speed on the simulator is 20% faster than learning propulsion on a real ground. Furthermore, it was found that there was no

Table 1: Objective analysis of haptic controller performances.

Subjects	Weight (Kg)	RMSE	Rvalue	MSE
S1	73	0.1002	0.9937	0.01
S2	65	0.1451	0.9965	0.02
S3	50	0.0735	0.9971	0.0054
S4	85	0.1240	0.9983	0.0154
S5	53	0.0761	0.9971	0.0058
S6	69	0.1303	0.9924	0.017
S7	55	0.1077	0.9979	0.0116
S8	78	0.1437	0.9961	0.0207
S9	80	0.116	0.9951	0.0134
S10	94	0.0829	0.9967	0.0069
S11	115	0.0829	0.9967	0.0069
S12	68	0.087	0.9961	0.0076
S13	66	0.0832	0.9979	0.0069

Table 2: Subjective evaluation data analysis

	F	P-Value	t
User-Friendliness	8.321	0.008	3.002
Phase 1	0.78	0.386	-0.556
Phase 2	2.484	0.128	-1.382
Phase 3	11.046	0.003	3.603

significant difference between the tests performed in the real and simulated for phase 1 ($p = 0.386$) and phase 2 ($p = 0.128$), indicating that the perceived difficulty during these phases is virtually identical. On the other hand, the results of phase 3 show a significant difference ($p = 0.003$) between the test performed on the real and simulated ground. This difference is explained by the irregularity of the slope in the real ground, where users had difficulty propelling. This irregularity was not replicated in the virtual scenario, which explains why subjects found phase 3 easier on the simulator. Figure 8 presents the results of the realism evaluations according to the 3 criteria of visual, haptic and immersive perception. These preliminary subjective results indicate that the level of realism is approximately 75%. It is important to note that the perception of realism may vary from one individual to another, and that the preliminary results are based on the subjective evaluations of the participants.

5. Discussion

The results of the evaluation of the simulator with the haptic interface indicate that the simulator succeeds in reproducing wheelchair dynamics with good robustness to subject weight-related disturbances. The haptic controller also maintained an error value of 7%, demonstrating its ability to closely follow the reference estimated by the wheelchair model. In addition, subjective results suggest that propulsion learning on the simulator is faster than on a real floor, which is a positive indication for its use in wheelchair learning and training. It was also noted that subjects retained the same propulsion strategy for both real and virtual scenario tests, suggesting that the simulator succeeds in generating propulsion similar to reality. This reinforces the validity of the simulator.

However, areas for improvement were identified, particularly regarding the propulsion movement. Motion

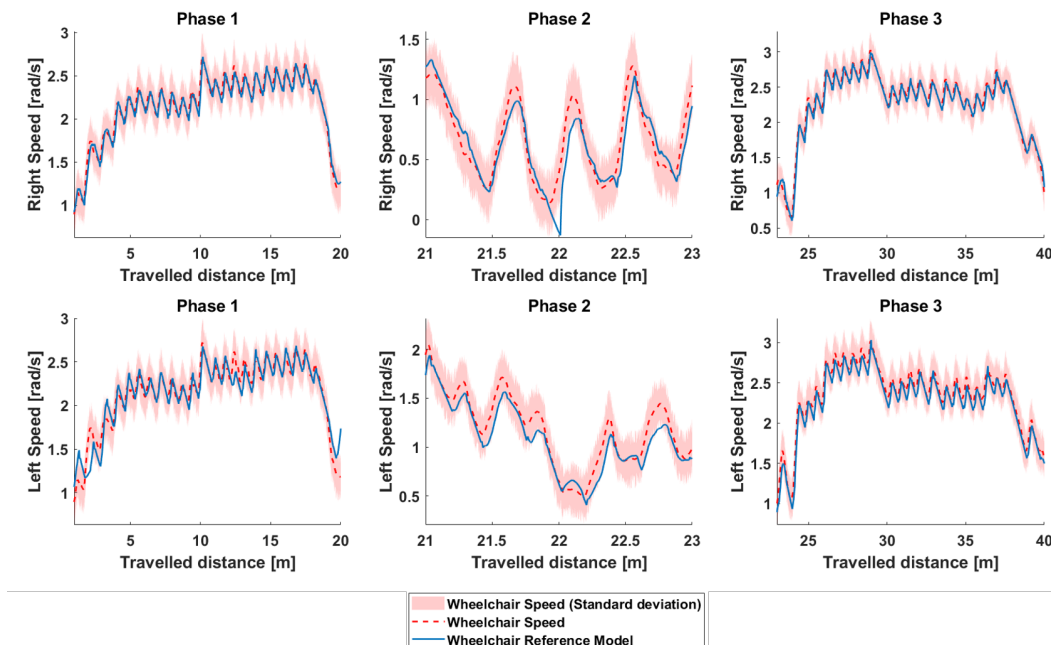


Figure 6: Experimental validation of the haptic controller of the simulator for one subject test.

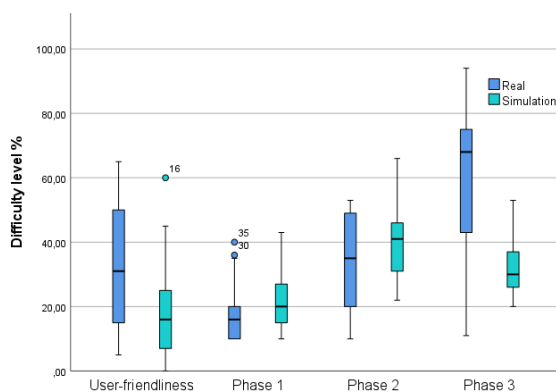


Figure 7: Box plot of the comparison of the difficulty level in % of the propulsion test in the real world versus the propulsion on the simulator.

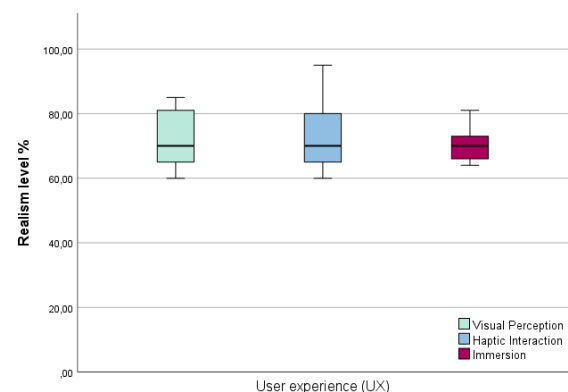


Figure 8: Box plot of the assessment of realism level based on three criteria: visual perception, haptic feedback, and immersive experience.

analysis revealed that the user's trunk leans forward and straightens, causing the wheelchair to deviate before it stabilizes in the anteroposterior axis. Realistically incorporating this phenomenon into the interaction model between the user, the wheelchair and the virtual environment could considerably improve the realism of the simulator. Finally, the reconciliation of visual, haptic and immersive perception is highlighted as essential to create a realistic and complete simulation experience. The use of projection screens curved at more than 180 degrees is recommended to enhance the visual perception aspect, which would contribute to a more immersive and satisfying user experience.

6. Conclusion

In this work, a wheelchair locomotion simulator driven by a haptic interface was developed. Based on a 3D model of the wheelchair dynamics and driven by a haptic interface, the PSCHITT-PMR simulator allows us to simulate with great accuracy a wide range of environmental situations that people with reduced mobility are confronted with in their daily life. Unlike existing simulators, PSCHITT-PMR is able to reproduce in real time the resistances applied to the wheels from the virtual environment for straight line, turn or ramp maneuvers while taking into account the interactions with the subject's mechanical actions on the MWC. Finally, the PSCHITT-PMR simulator is able to provide haptic feedback that is more representative of wheelchair propulsion on a real floor, allowing for a reliable evaluation of the biomechanical effi-

ciency of wheelchair propulsion. In addition, this paper pays particular attention to the design and implementation of the haptic controller established on the LTV-MPC, which uses a linear model with time-varying parameters. The LTV-MPC controller is designed taking into account the input and output constraints of the real system, the variation of contact friction between the wheelchair wheels and the rolling bench due to different user weights (between 50 and 120 kg), and the internal and external disturbances, i.e., the user's torque during the pushing phase. In order to evaluate the performance of the simulator, a wheelchair locomotion scenario was set up to reflect common situations encountered by users in urban environments. This scenario involved crossing a sloping sidewalk. The same scenario was replicated in the virtual world so that users could compare real and simulated situations. Objective and subjective evaluations were conducted, and the results showed that, overall, the simulator was able to reproduce the behavior of the reference model with a standard deviation of about 0.1. In addition, it was observed that learning wheelchair propulsion on the simulator was easier and faster than on a real surface. Preliminary subjective results suggest that the simulator is capable of reproducing wheelchair locomotion with a level of realism of approximately 75%. This observation is consistent with the subjective evaluation of the simulator's haptic interface, as all participants reported feeling resistance during the propulsion phase and a vertical shift in inertia during the release phase. For future work, the proposed simulator will be validated through an experimental campaign as part of the CapaCITIES project, involving 40 individuals with motor disabilities.

References

- Ait Ghezala, A., Sentouh, C., Bentaleb, T., Pudlo, P., Poulain, T., and Conreur, G., 2023. Haptic Interface Design for a New Wheelchair Locomotion Simulator Based on a Linear Time Varying MPC Framework. *Submitted for journal publication*.
- Archambault, P. S., Tremblay, S., Cachecho, S., Routhier, F., and Boissy, P., 2012. Driving performance in a power wheelchair simulator. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(3), pp. 226–233.
- Arlati, S., Colombo, V., Ferrigno, G., Sacchetti, R., and Sacco, M., 2020. Virtual reality-based wheelchair simulators: A scoping review. *Assistive Technology*, 32(6), pp. 294–305.
- Bentaleb, T., Nguyen, V. T., Sentouh, C., Conreur, G., Poulain, T., and Pudlo, P., 2019. A real-time multi-objective predictive control strategy for wheelchair ergometer platform. In: *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*. IEEE, pp. 2397–2404.
- Carlozzi, N. E., Gade, V., Rizzo, A. S., and Tulskey, D. S., 2013. Using virtual reality driving simulators in persons with spinal cord injury: three screen display versus head mounted display. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 8(2), pp. 176–180.
- Chénier, F., Bigras, P., and Aissaoui, R., 2013. A new wheelchair ergometer designed as an admittance-controlled haptic robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), pp. 321–328.
- Chénier, F., Champagne, A., Desroches, G., and Gagnon, D. H., 2018. Unmatched speed perceptions between overground and treadmill manual wheelchair propulsion in long-term manual wheelchair users. *Gait & posture*, 61, pp. 398–402.
- Cooper, R. A., 1990. A force/energy optimization model for wheelchair athletics. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 20(2), pp. 444–449.
- Crichlow, L. R., 2011. Development of a comprehensive mathematical model and physical interface for manual wheelchair simulation. PhD. University of Toronto.
- Cuerva, V. I., Ackermann, M., and Leonardi, F., 2016. A comparison of different assistance strategies in power assisted wheelchairs using an optimal control formulation. In: *Proceedings of the Sixth IASTED International Conference Modeling, Simulation and Identification (MSI 2016)*. Vol. 840, p. 842.
- De Klerk, R., Vegter, R. J. K., Goosey-Tolfrey, V. L., Mason, B. S., Lenton, J. P., Veeger, D. H., and Van Der Woude, L. H., 2019. Measuring handrim wheelchair propulsion in the lab: a critical analysis of stationary ergometers. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 13, pp. 199–211.
- Devigne, L., Babel, M., Nouviale, F., Narayanan, V. K., Pasteau, F., and Gallien, P., 2017. Design of an immersive simulator for assisted power wheelchair driving. In: *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. IEEE, pp. 995–1000.
- Kurt, M., Geyik, H., Mutlu, B., Tatar, Y., and Nart, E., 2008. Design, prototype and experimental evaluation of a wheelchair treadmill. *acta mechanica et automatica*, 2(3), pp. 71–75.
- Kwarciak, A. M., Turner, J. T., Guo, L., and Richter, W. M., 2011. Comparing handrim biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion. *Spinal cord*, 49(3), pp. 457–462.
- Mason, B., Warner, M., Briley, S., Goosey-Tolfrey, V., and Vegter, R., 2020. Managing shoulder pain in manual wheelchair users: a scoping review of conservative treatment interventions. *Clinical rehabilitation*, 34(6), pp. 741–753.
- Nguyen, V. T., Bentaleb, T., Sentouh, C., Pudlo, P., and Popieul, J.-C., 2019. On a complete dynamical model of manual wheelchair for virtual reality simulation platform. In: *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*. IEEE, pp. 2417–2422.
- Pacejka, H. B. and Sharp, R. S., 1991. Shear force development by pneumatic tyres in steady state conditions: a review of modelling aspects. *Vehicle system dynamics*, 20(3-4), pp. 121–175.
- Pérez, E., Espacio, A., Salamanca, S., and Merchán, P., 2022. WUAD (Wheelchair User Assisted Design): A VR-Based Strategy to Make Buildings More Accessible. *Applied Sciences*, 12(17), p. 8486.
- Sauret, C., Bascou, J., Saint Remy, N. de, Pillet, H., Vaslin, P., and Lavaste, F., 2012. Assessment of field rolling resistance of manual wheelchairs. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(1), pp. 63–74.
- Silva, L., Corrêa, F., Eckert, J., Santicioli, F., and Dedini, F., 2017. A lateral dynamics of a wheelchair: identification and analysis of tire parameters. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(3), pp. 332–341.
- Velho, R., 2019. Transport accessibility for wheelchair users: A qualitative analysis of inclusion and health. *International Journal of Transportation Science and Technology*, 8(2), pp. 103–115.

Haptic Interface Design for a Novel Wheelchair Simulator using Linear Time-Varying MPC Framework

A. Ait-Ghezala, C. Sentouh, , T. Bentaleb, P. Pudlo, T. Poulain, G. Conreur

Abstract—This paper deals with the design of a new haptic interface to drive a wheelchair locomotion simulator in real-time. The proposed haptic interface considers a reference model of a manual wheelchair (MWC) with a coupled straight line, turn and slope/cross-slope dynamics. This model allows both to reproduce the wheel-ground contact resistances in real-time and to estimate the kinematic motion states of the wheelchair. Then the theoretical concept of the model predictive control (MPC) scheme for linear time-varying (LTV) systems is exploited for the design of the haptic controller in order to handle the reference tracking problem. This controller is based on an LTV model of the MWC system coupled with the ergometer rollers of the simulator using an online identification of its dynamics. This formulation allows us to deal with nonlinearities and variations of the contact friction between the MWC wheels and the simulator rollers. The stability of the simulator haptic interface is demonstrated using the Lyapunov stability tools. Finally, the performance and effectiveness of the proposed haptic interface are evaluated by experimental tests on the PSCHITT-PMR simulator platform using standardized locomotion scenarios.

Index Terms—Wheelchair Simulator, haptic interface, real-time applications, model predictive control (MPC), linear time-varying (LTV) systems, people with motor disabilities.

I. INTRODUCTION

The manual wheelchair (MWC) is an essential tool for the empowerment of people with reduced mobility. Thus, better accessibility for wheelchair users promotes, a balanced and better quality of life. However, wheelchair accessibility is still not assured for many manual wheelchair users, due to inadequate urban infrastructure but also the physical capabilities of the user [1]. Therefore, it is crucial to thoroughly investigate the biomechanical efficiency of the MWC propulsion as a function of the driving environmental conditions. In general, to quantify the energy losses during wheelchair movement, it is sufficient to evaluate the rolling and pivoting resistance torques [2]. One of the main limits of this approach is that it is based on a long and costly experimental process, and that can be dangerous for the subjects. A more promising solution for an experimental laboratory setup is a wheelchair locomotion simulator [3]–[6]. It simulates the locomotion of a manual (MWC), electric, and power-assisted wheelchair in a virtual environment for various driving situations. In this way, realistic accessibility conditions are created, opening up many solutions to enable ergonomic wheelchair locomotion with the aim of providing a reliable examination of the biomechanics of wheelchair propulsion. Nevertheless, the design of haptic interfaces to drive such systems is quite complex. Among

the current simulators, there are treadmills that can replicate the straight-line movements of the MWC on flat or sloping ground [3], [7], although the wheels of the wheelchair are constrained to the same speed and direction, which limits this type of simulator to reproduce the propulsion during turning or slope maneuvers. Another common simulator is the dyno-ergometer [8]–[10]. It allows a combination of straight and turning movements on flat ground. However, the main scientific limitation of these simulators is the ability to reproduce in real-time the resistances applied to the wheels of the real ground in the virtual environment for a combination of a straight line, turn, or maneuvers on the ground with slope/cross-slope depending on the user's actions. In fact, such systems require haptic interfaces that can drive the simulator to realistically reproduce wheelchair displacement in the virtual environment (VE). Several haptic interfaces for MWC simulators are proposed in the literature, usually based on a simple MWC model and a basic controller to simulate friction between the wheels and the ground [6]. In [8] a haptic interface prototype was developed to generate an interaction between a virtual environment and the dynamics of the wheels allowing the movement of the MWC in the VE, however, the resistances applied on the wheels are not considered. In [11], a more interesting simulator is proposed. It combines both VE immersion and haptic force feedback. However, this haptic controller is based on a model with constant contact friction, even though, its dynamics has a significant influence on the behavior of the MWC dynamics. In [12] an MWC simulator composed of a hexapod to simulate tilting movements was proposed. However, there is no mention of wheel-ground contact dynamics. The challenge of designing systems combining immersion and haptic feedback is discussed in the paragraph. Haptic feedback simulators are limited by simplistic dynamic models and do not consider several physical parameters, which reduces their realism. On the other hand, interactive platforms, such as virtual reality simulators, offer better immersion, but have fewer haptic feedback features. Finally, most of the current simulators have limited movements, highlighting the need for more advanced solutions. In this paper, A new haptic and immersive simulator named PSCHITT-PMR has been developed to provide a personalized experience for users. The simulator includes a hexapod with six degrees of freedom, six integrated displays, an ergometer equipped with haptic rollers and an instrumented wheelchair, all controlled remotely by a computer. Biomechanical quantities are measured by the

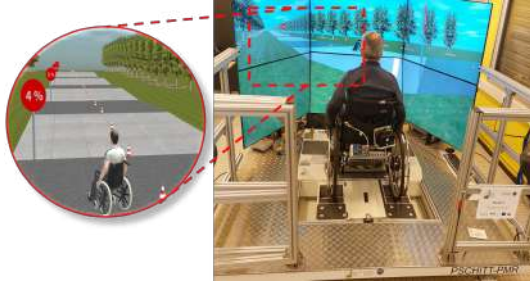


Fig. 1. Image of PSCHITT-PMR Simulator

instrumented wheelchair, and haptic feedback is provided to account for the contact forces between the wheelchair and the ground. The SCANer Studio software environment ensures the immersive aspect of the simulator, Fig. 2. The design of a custom haptic interface to drive a wheelchair locomotion simulator in a realistic virtual environment is presented. The interface considers a full MWC model with coupled straight line, curved and slope/across dynamics, allowing to reproduce wheel-ground contact resistances in real time and to estimate the kinematic motion states of the wheelchair. A haptic controller based on a linear time-varying (LTV) model of the simulator dynamics is built to handle the non-linearities of the contact friction between the MWC wheels and the simulator rollers and to adapt to the user's characteristics. The MPC optimal control algorithm for LTV systems [20], [21] is exploited to design the haptic controller, using Lyapunov's stability proof to ensure optimal simulator performance. The controller generates haptic feedback felt by the user during the push phase and vertical inertial translation of the wheelchair during the release phase, thus providing a realistic wheelchair locomotion experience. To assess the effectiveness of the haptic interface, various standardized locomotion scenarios that are typically encountered in an urban setting are defined and implemented in the PSCHITT-PMR wheelchair simulator. The remainder of the paper is organized as follows. The remainder of the paper outline of the paper's structure. Section II will provide an overview of the haptic interface of the PSCHITT-PMR wheelchair simulator. In Section III, the design of the haptic controller will be presented. Section IV will cover the experimental procedure, results, and discussion. Finally, in Section V, the conclusions of the paper will be drawn.

II. MODEL REFERENCE-BASED HAPTIC INTERFACE

The PSCHITT-PMR simulator was developed in the LAMIH laboratory, specifically designed for research in the field of assistance for people with reduced mobility. In this particular configuration, PSCHITT-PMR offers a realistic virtual environment, guaranteeing a global vision and allowing the movement of a wheelchair in all locomotion situations.

A. User-Wheelchair-Environment Modeling

The MWC dynamics generated by the simulator must produce the same sensory-motor state as when the wheelchair is propelled on real ground. Thus, the reliability of the simulator

relies on the realism provided by the mechanical model of MWC-user interactions. Unlike models used in current ergometers, the MWC model considered in this work provides in real-time, the complete dynamics of the wheelchair locomotion in straight line, turn and slope/cross-slope while considering the rolling and pivoting resistive torques.

1) *General Manual Wheelchair Motion Model:* The considered MWC model has 7-degree-of-freedom (DOF). Mainly used to describe vehicle dynamics, this model has been adapted to the wheelchair dynamics considering straight line X , lateral Y and yaw ψ motions with the slope/cross-slope environment inputs [15]–[17]. We assume that the dynamics of vertical, pitch, and roll are neglected. Thus, the MWC dynamics is expressed as follows

- Longitudinal, lateral and yaw motions dynamics

$$\begin{aligned} m\dot{v}_x &= \sum_{i=3,4} F_{x_i} + \sum_{i=1,2} F_{x_{p_i}} + F_{x_{Gr}} - F_{rr} + mv_y\dot{\psi} \\ m\dot{v}_y &= \sum_{i=3,4} F_{y_i} + \sum_{i=1,2} F_{y_{p_i}} + F_{y_{Gr}} - mv_x\dot{\psi} \\ J_z\ddot{\psi} &= d_f F_{y_{ci}} \cos(\phi) - d_f F_{x_{ci}} \sin(\phi) - d_r F_{y_{ri}} \\ &\quad + T_{res} - T_{fr} \end{aligned} \quad (1)$$

- Wheels rotational movements

$$\begin{aligned} J_{r_i}\dot{\omega}_{r_i} &= T_{h_i} - R_{r_i} F_{x_i} - \eta\omega_{r_i} + T_{rr_i}, \quad i \in \{3, 4\} \\ J_{f_i}\dot{\omega}_{f_i} &= -R_{f_i} F_{x_i} - \eta\omega_{f_i} + T_{rr_i}, \quad i \in \{1, 2\} \\ J_{c_i}\ddot{\varphi}_{c_i} &= d_{c_i}(F_{y_{ci}} + F_{x_{ci}}) \quad i \in \{1..2\} \end{aligned} \quad (2)$$

Equation (1) represents the dynamics of the longitudinal, lateral and yaw motions at the center of gravity. Equation (2) describes the rotational wheel motions including the acceleration and braking motions of the front and rear wheels, $\omega_{(f,r)}$, as well as the yaw rotational motion of the front free castors φ_{c_i} . Terms M , J_z , and J_{c_i} are respectively the mass of the wheelchair, the inertia around the z-axis at the center of gravity, and the inertia around the z-axis at the front wheel pivot. While J_{r_i} and J_{f_i} are the inertia of the rear and front wheels.

2) *Wheel-Ground Contact Force Dynamics:* The accuracy of the contact force models is crucial to reproduce the resistances applied to the wheels during the movement in the virtual environment. Generally, a linear model is used to describe torque resistances. However, in various locomotion situations, such as the starting movement or combined maneuvers, the linear model becomes invalid. For this reason, the Pacejka tire model [16], called "the Magic Formula", is used in this work. This tire model is one of the most widely used in the literature to accurately describe the behavior of the nonlinear slip force and resistance torque in vehicle dynamics. The MWC tire-road contact in the longitudinal direction is modeled by the following equation

$$\begin{aligned} F_{x_i} &= D_i \sin(C_i \operatorname{atan}(B_i \mu_i - E_i(B_i \mu_i \\ &\quad - \operatorname{atan}(B_i \mu_i)))) F_{z_i} \end{aligned} \quad (3)$$

TABLE I
PHYSICAL VARIABLES DESCRIPTION

Physical Variables	Description
F_{x_i}, F_{y_i}	Longitudinal and lateral forces [N]
T_{h_i}, T_{r_i}	Human torque and rolling resistance torque [Nm]
$\omega_{r_i}, \omega_{f_i}$	Angular speeds of the rear and front wheels [rad/s]
v_x, v_y	Longitudinal and lateral speeds [m/s]
$\dot{\psi}, T_{res}$	Yaw rate [rad/s] and yaw resistance torque [Nm]
$F_{x_{gr}}, F_{y_{gr}}$	Gravity forces according to x and y positions [N]

TABLE II
WHEELCHAIR MODEL PARAMETERS

Parameters	Value [Unit]	Parameters	Value [Unit]
M	100 [kg]	η	0.05 [kgm ² s ⁻¹]
J_z	7 [kgm ²]	J_{ci}	0.05 [kgm ²]
$J_{\omega_{r_i}}$	1.5 [kgm ²]	$J_{\omega_{f_i}}$	0.1 [kgm ²]
w_r	0.60 [m]	w_f	0.48 [m]
d_r	0.22 [m]	d_f	0.22 [m]
R_{f_i}	0.31 [m]	R_{r_i}	0.065 [m]
μ_{r_i}	0.01	$k_{\dot{\psi}}$	10
α	8	β	8.5
γ	9.5	λ	9
B	2	C	2
D	0.2	E	0.8
$C_{\alpha_{r_i}}$	1.72 [rad ⁻¹]	$C_{\alpha_{f_i}}$	6 [rad ⁻¹]

The terms D_i , C_i , B_i and E_i are the intrinsic characteristic parameters of the wheel's tires. μ_i is the longitudinal slip ratio.

$$\mu_r = \frac{R_{r_i}\omega_{r_i} - v_{x_i}}{\max(v_{x_i}, R_{r_i}\omega_{r_i})} \quad \text{and} \quad \mu_f = \frac{R_{f_i}\omega_{f_i} - v_{x_i}}{\max(v_{x_i}, R_{f_i}\omega_{f_i})} \quad (4)$$

During the lateral movement of the MWC, the dynamics involved in this direction is not significant; therefore, the lateral force F_y can be approximated using a linear model.

$$F_{y_r} = -C_{\alpha_{r_i}} \alpha_{r_i} F_{z_i} \quad \text{and} \quad F_{y_f} = -C_{\alpha_{f_i}} \alpha_{f_i} F_{z_i} \quad (5)$$

where $C_{\alpha_{r_i}}$ and $C_{\alpha_{f_i}}$ are the tire stiffness coefficients normalized with the MWC's wheel vertical force, respectively, for the rear and front MWC wheels. As shown in Fig. 2, α_{r_i} and α_{f_i} are, respectively, the lateral slip angles of the rear and front wheels. In order to create the lateral displacement resistance effect during the MWC yaw motion, a resistant torque mathematical model, T_{res} , has been developed

$$T_{res}(\dot{\psi}) = k_{\dot{\psi}} \left(1 - e^{-\alpha\dot{\psi}}\right) \left(\frac{1 + \tanh(\beta\dot{\psi} - \gamma)}{2}\right) \left(\lambda - (\lambda - 1) \tanh(\beta\dot{\psi} - \gamma)\right) \quad (6)$$

The parameters $k_{\dot{\psi}}$, α , β , γ , and λ are the resistant torque model parameters needed to be identified. This model calculates, in real-time, the resistant torque taking into account the region of zero yaw velocity to deal with the chattering problem and allowing us to avoid algebraic loops problems during the numerical simulation. The wheelchair reference model is validated using experimental data [10].

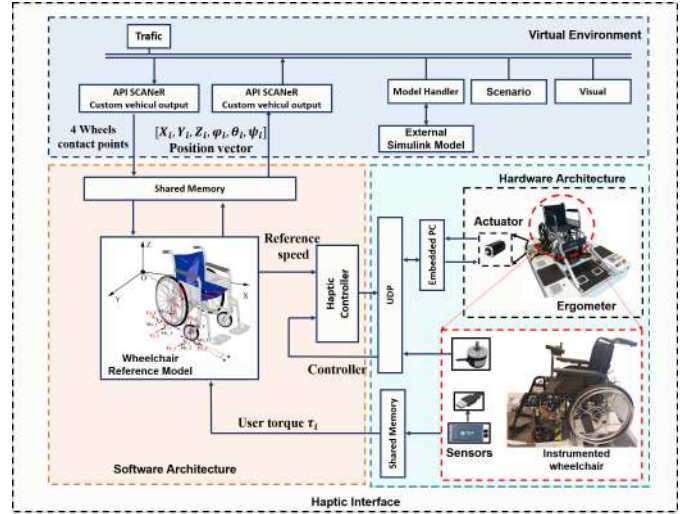


Fig. 2. Descriptive diagram of the PSCHITT-PMR simulator driven by the designed haptic interface.

III. OPTIMAL LTV-MPC-BASED HAPTIC INTERFACE CONTROL DESIGN

A. Wheelchair-Ergometer Model Estimation

As mentioned in the introduction, a nonlinear and uncertain simulator model could decrease the controller performance, as the optimization problem becomes computationally intensive. For this reason, an online identification-based LTV model can successively estimate the nonlinear contact friction between the MWC wheels and the simulator rollers. The standard expression for the contact friction behavior between wheelchair wheels and simulator rollers can be written as follows [18]

$$\begin{cases} \mathcal{I}_L \dot{\Omega}_L(t) - \mathcal{N}_L((\Theta_i, \Omega_L(t))) = K_\tau \tau_L(t) + \tau_{h_L}(t) \\ \mathcal{I}_R \dot{\Omega}_R(t) - \mathcal{N}_R((\Theta_i, \Omega_R(t))) = K_\tau \tau_R(t) + \tau_{h_R}(t) \end{cases} \quad (7)$$

Equations (7) express the wheel-roller dynamics on each left (L) and right (R) side of the simulator. Where $\dot{\Omega}$ and Ω are the angular acceleration and angular velocity of the wheel. τ_h is the propulsive human torque applied on the hand-rim. The parameter K_τ represents the reduction ratio between the wheel and the roller, whereas $\mathcal{N}_i(\Theta_i, \Omega_i(t))$ is the contact friction torque model. In the following, we assume that contact friction can be linearly parameterized as an affine relationship between $\mathcal{N}_i(t) \in \mathbb{R}_n$ and $\Omega_i \in \mathbb{R}_p$ and that there is no slipping during movement

$$\mathcal{N}_i(t) = \Theta_1(t) \Omega_{L,R}(t) + \Theta_2(t) \quad (8)$$

Here, $\Theta_1(t)$ and $\Theta_2(t)$ are unknown time-varying parameters. $\Theta(t) = [\Theta_1(t), \Theta_2(t)]^T$ can be determined in real-time using the measured data pairs $(\tau_{L,R}, \Omega_i)$, $i = 1, 2, \dots, N_r$. It should be noted that, in this work, the objective is to simplify the nonlinear model of the contact friction torque between the wheelchair and the simulator ergometer rollers. To estimate the unknown time-varying parameters in equation (8), an online recursive least squares identification algorithm (RLS) is considered [19]. Using an online identification algorithm not only allows us to estimate the contact friction dynamics in real-time, i.e., but also ensures a successive linearization of the nonlinear model around the current operating point at each time step without introducing a recursive algorithm into the MPC optimization scheme. In the next subsection, a linear MPC is designed for the resulting wheelchair-ergometer LTV system.

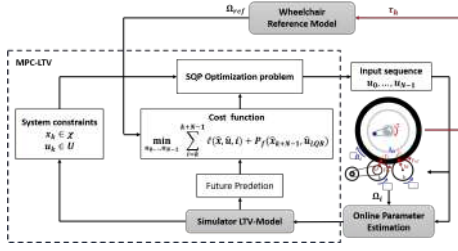


Fig. 3. Block diagram of the MPC controller of the closed loop simulator

B. LTV-MPC Controller Design

In the present part, we introduce the theoretical concepts of model predictive control for time-varying linear discrete-time systems. The stability of the closed-loop model predictive control is demonstrated based on the extensive literature [20]–[22]. Consider the time-varying linear discrete-time (LTV) systems with hard input and state constraints given by

$$\Sigma_{LTV} = \begin{cases} x(k+1) = A(k)x(k) + Bu(k) + d(k) \\ y(k) = Cx(k) \end{cases} \quad (9)$$

Where $x(k) \in \mathbb{R}^n$ is the state of the system, $u(k) \in \mathbb{R}^m$ is the control input in the current time sample k and $x(k+1)$ is the prediction of the state in the sample k . The control input and the state are time-varying and must satisfy the following constraints

$$\begin{aligned} x(k) &\in \mathbb{X}(k) = \{x : |x| \leq x_{max}\} \\ u(k) &\in \mathbb{U}(k) = \{u : |u| \leq u_{max}\} \\ x(N) &\in \mathbb{X}_f(k) \end{aligned} \quad (10)$$

Where $\mathbb{U}(k)$ is a compact subset $\mathbb{U}(k) \in \mathbb{R}^m$, $\mathbb{X}(k)$ is a closed convex subset $\mathbb{X}(k) \in \mathbb{R}^n$ with the origin included in each subset and $x(N) \in \mathbb{X}_f(k)$ is a terminal constraint set. In the following, we assume that there exist positive constants radius r_1 and r_2 such that $\mathbb{X}(k) \supseteq \mathcal{B}_{r_1}$, $\mathbb{U}(k) \supseteq \mathcal{B}_{r_2} \forall k \geq t$ with $\mathcal{B}_r = \{x \in \mathbb{R}^n : \|x\| \leq r\}$. The state model (9) is a first-order approximation of the non-linear model (7) over a time horizon $i = k, \dots, k+N-1$, where $N \in \mathbb{Z}^+$ is the predicted horizon chosen sufficiently large to cover the transient state of the system. The time-varying parameter $A(k)$ is bounded, such that $\forall i \geq k : \|A(k)\| \leq \Theta_A$ in which Θ_A is a finite positive constant. B and the vector $d(k)$ are known and the pair $(A(k), B)$ is uniformly stabilizable. Furthermore, a full-state measurement of $x(k)$ is available at sample time k . Thus, we can formulate the time-varying optimal control problem to be solved with the MPC approach as follows:

$$\mathcal{V}(\hat{x}, \hat{U}, k)^* = \min_{U_k} \left\{ \sum_{i=k}^{k+N-1} \hat{x}^T(i) Q \hat{x}(i) + \hat{u}^T(i) R \hat{u}(i) + \hat{x}_{k+N-1}^T P_f \hat{x}_{k+N-1} \mid u \in \mathbb{U} \right\} \quad (11a)$$

s.t.

$$\begin{aligned} x_k(i+1) &= A_k(\Theta_i)x_k(i) + Bu_k(i) + d_k(i), \quad i=k, \dots, k+N-1 \\ u_k(i) &\in \mathbb{U}(k), \quad i=k, \dots, k+N-1 \\ x_k(i) &\in \mathbb{X}(k), \quad i=k, \dots, k+N \\ x_k(k+N) &\in \mathbb{X}_f(k) \\ x_k(k) &= x(k) \end{aligned} \quad (11b)$$

in which $\hat{x}(k) = [\hat{x}(k), \dots, \hat{x}(k+N)]$ is the error trajectory between the predicted state $x(k) = [x(k), \dots, x(k+N)]$ and the reference trajectory $\Omega_{ref}(k) = [\Omega_{ref}(k), \dots, \Omega_{ref}(k+N)]$ over the time horizon $k+N$ and $\hat{u}(k) = [\hat{u}(k), \hat{u}(k+1), \dots, \hat{u}(k+N-1)]$ is the control variable to be optimized at time k . The pair matrix (Q, R) and

(Q_f, R_f) are, respectively, the weight matrices (state, input command) of the finite horizon and the infinite horizon such that $Q = Q^T \geq 0$, $R = R^T \geq 0$, $Q_f = Q_f^T \geq 0$ and $R_f = R_f^T \geq 0$. The notation $\ell(\cdot, \cdot, \cdot)$ and $\mathcal{P}_f(\cdot, \cdot)$ are, respectively, the stage cost and the terminal cost. It is important to note that the main motivation for introducing a terminal constraint set $\mathbb{X}_f(k)$ and a terminal cost function $\mathcal{P}_f(\cdot, \cdot)$ compared to a standard MPC scheme is to guarantee the stability of the closed-loop LTV system [20]. Suppose, then that the optimal control sequence $\hat{U}_k^* = \{\hat{u}_k^*(k), \dots, \hat{u}_k^*(k+N-1)\}$ that satisfies the control, state, and terminal constraints of (11b), has been determined. For each minimization of the cost function (11a), we apply only the first element $u(k, x(k)) = \hat{u}_k^*(k)$ of \hat{U}_k^* that allows to have the solution $\Phi_k(k, \hat{x}_k^*, \hat{U}_k^*)$ for the system (9) at sample time k . Once the next state of the system is measured, the optimization problem is solved again, and the whole control procedure is repeated [20], [21]. In the following, we assume the persistent feasibility of the MPC law for any reference set $\mathbb{X}_f(k)$ and focus on the stability conditions. To investigate the uniform asymptotic stability of the tracking error, let introduce the following proposition :

Proposition 1 (Total optimal cost decrease): We recall that $x(k)$ and U_k^* are bounded because of the sets $\mathbb{X}(k)$ and $\mathbb{U}(k)$ are closed and compact respectively, and we also know that $\|A(k)\| \leq \Theta_A$ and B are bounded. Therefore, $\mathcal{V}_N^*(k, x(k))$ is bounded and a decreasing function $\forall x \in \mathbb{X}$ and it is always feasible.

Proposition 2 ($\ell(\hat{x}_{k+N-1}^*, \hat{u}_{k+N-1}^*)$ is less than the terminal cost): Consider $\forall x \in \mathbb{X}_f(k) = \Omega_{ref}(k)$, and the function $\Delta \mathcal{V}_N^*(k, \hat{x}(k)) = \mathcal{V}_N^*(k-1, \hat{x}(k-1)) - \mathcal{V}_N^*(k, \hat{x}(k))$ is a locally positive definite function, if the following inequality holds $\ell(\hat{x}_{k+N-1}^*, \hat{u}_{k+N-1}^*) \leq \ell(\hat{x}_{k-1}^*, \hat{u}_{k-1}^*) - \Gamma(\hat{x}_k, \hat{x}_{k-1})$

in which $\Gamma(\hat{x}_k, \hat{x}_{k-1}) = \sum_{i=0}^{N-2} \|Q(\hat{x}_k^*(k+i) - \hat{x}_{k-1}^*(k+i))\|_2$, where $\hat{x}_k^*(k+i)$ is the solution of (11a-11b) at a sample time k when the control sequence $[u_{k-1}^*(k), \dots, u_{k-1}^*(k+N-2)]$ is applied.

Proof Consider the difference function value of the total optimal cost function at a sample time k given by $\Delta \mathcal{V}_N^*(k, \hat{x}(k)) = \mathcal{V}_N^*(k-1, \hat{x}(k-1)) - \mathcal{V}_N^*(k, \hat{x}(k)) \geq 0$. Therefore,

$$\begin{aligned} \Delta \mathcal{V}_N^* &= \sum_{i=0}^{N-1} \|Q \hat{x}_{k-1}^*(k+i-1)\|_2 + \sum_{i=0}^{N-1} \|R \hat{u}_{k-1}^*(k+i-1)\|_2 \\ &\quad + \|P_f \hat{x}_{k-1}^*(k+N-1)\|_2 - \sum_{i=0}^{N-1} \|Q \hat{x}_k^*(k+i)\|_2 \\ &\quad - \sum_{i=1}^{N-1} \|R \hat{u}_{k-1}^*(k+i-1)\|_2 - \|R \hat{u}_k^*(k+N-1)\|_2 \\ &\quad - \|P_f \hat{x}_k^*(k+N)\|_2 \end{aligned} \quad (12)$$

Let $\hat{U}_{k-1}^* = [\hat{u}_{k-1}^*(k-1), \hat{u}_{k-1}^*(k), \dots, \hat{u}_{k-1}^*(k+N-2)]$ be the solution of the problem (11a-11b) at sample time $k-1$. Then for the sample time k , we have the following control sequence solution

$$\hat{U}_k^* = [\hat{u}_{k-1}^*(k), \dots, \hat{u}_{k-1}^*(k+N-2), \hat{u}_k^*(k+N-1)].$$

After simplification, the function $\Delta \mathcal{V}_N^*$ becomes

$$\begin{aligned} \Delta \mathcal{V}_N^* &= - \underbrace{\sum_{i=0}^{N-2} (\|Q \hat{x}_{k-1}^*(k+i)\|_2 + \|R \hat{u}_{k-1}^*(k+i)\|_2)}_{\Gamma(\hat{x}_k, \hat{x}_{k-1})} \\ &\quad + \underbrace{\|Q \hat{x}_{k-1}^*(k-1)\|_2 + \|R \hat{u}_{k-1}^*(k-1)\|_2}_{\ell(\hat{x}_{k-1}^*(k-1), \hat{u}_{k-1}^*(k-1))} \\ &\quad - \underbrace{\|Q \hat{x}_k^*(k+N-1)\|_2 + \|R \hat{u}_k^*(k+N-1)\|_2}_{\ell(\hat{x}_k^*(k+N-1), \hat{u}_k^*(k+N-1))} \end{aligned} \quad (13)$$

By using the triangle inequality theorem $\|a\| - \|b\| \leq \|a - b\|$ on the first term of the relationship (13), we obtain the following inequality

$$\Delta \mathcal{V}_N^*(k, \hat{x}(k)) \geq -\Gamma(\hat{x}_k, \hat{x}_{k-1}) + \ell(\hat{x}_{k-1}^*, \hat{u}_{k-1}^*) - \ell(\hat{x}_{k+N-1}^*, \hat{u}_{k+N-1}^*) \quad (14)$$

Since the value function $\Delta \mathcal{V}_N^*(k, \hat{x}(k)) \geq 0$, then the condition of the proposition 2 is satisfied.

C. Haptic control Design based on the LTV-MPC Controller

To implement the LTV-MPC control algorithm, we consider the MWC-ergometer roller model of the simulator presented in Section II.A

$$\begin{cases} \Omega_i(k+1) = \frac{\Theta_1(k)}{\mathcal{T}_i} \Omega_i(k) + \frac{1}{\mathcal{T}_i} \tau_i(k) + \mathcal{W}(k) \\ \mathcal{W}(k) = \frac{1}{\mathcal{T}_i} (\Theta_2(k) + \tau_h(k)) \\ y(k) = \Omega_i(k) \end{cases} \quad (15)$$

Where the variable to be optimized is the ergometer motor torque $u(k) = \tau_i(k)$, the variable $y(k) = \Omega_i(k)$ denotes the output of the MWC simulator which is the MWC wheel speed, and $\mathcal{W}(k)$ is a known disturbance (see Section III.A). According to the algorithm defined in (11a), the optimization problem to be solved is described as follows:

$$\mathcal{V}(\Omega(k)) = \min_{U_k} \left\{ \sum_{i=0}^N \|Q(\Omega_k(k+i) - \Omega_{Ref_k}(k+i))\|_2 + \sum_{i=0}^{N-1} \|R u_k(k+i)\|_2 \right\} \quad (16a)$$

s.t.

$$\Omega(i+1) = A_k(\Theta_k) \Omega_k(i) + B u_k(i) + \mathcal{W}_k(i), \quad i=k, \dots, N-1$$

$$\tau_{min} \leq u_k(i) \leq \tau_{max}, \quad i=k, \dots, k+N-1 \quad (16b)$$

$$\Omega_{min} \leq \Omega_k(i) \leq \Omega_{max}, \quad i=k, \dots, k+N$$

$$\Omega_k(k) = \Omega(k)$$

$$\|Q(\Omega_k^*(k+N-1) - \Omega_{Ref_k}^*(k+N-1))\|_2 + \|R u_k^*(k+N-1)\|_2 \leq \epsilon \quad (16c)$$

It should be noted that the constraint (16c) is the stability condition, such that ϵ is defined from the preposition (2), [20]. Once the optimization problem (16b) is solved, the optimal control sequence $U^*(k) = [u_k^*(k), \dots, u_k^*(k+N-1)]$ that satisfies the control, state, and terminal constraints is determined and only the first element $u(k, \hat{x}(k)) = u_k^*(k)$ of U_k^* is applied to compute the optimal simulator speed.

IV. EXPERIMENTAL RESULTS & DISCUSSION

In this section, the evaluation and validation of the PSCHITT-PMR simulator are presented. Different standardized configurations of locomotion situations are defined and implemented in the virtual environment. The experimental results of the LTV-MPC controller are presented and compared with the results obtained with the controller approach developed in [13].

A. Validation of the LTV Model Online identification

In order to validate the LTV model of the MWC-Ergometer dynamics, we first set up a series of experimental tests that are carried out with a population weight ranging from 40kg to 80kg. An excitation torque signal with an amplitude varying between $[-5, 5]$ is used to excite the dynamics of the ergometer in interaction with the MWC (7) in the entire region of the input and state constraints. To identify the dynamics of the MWC-Ergometer system, an online identification algorithm is implemented. The results of the experimental validation of the speed profile of the LTV model compared to that measured from the simulator are represented in Fig. (4). It should be noted that

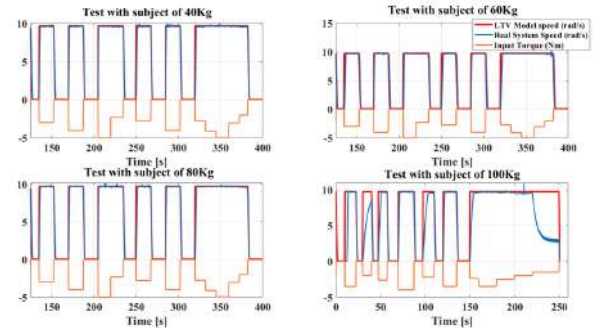


Fig. 4. Experimental results of the simulator LTV model (red curve) versus the simulator output (blue curve), in response to the excitation signal (orange curve).

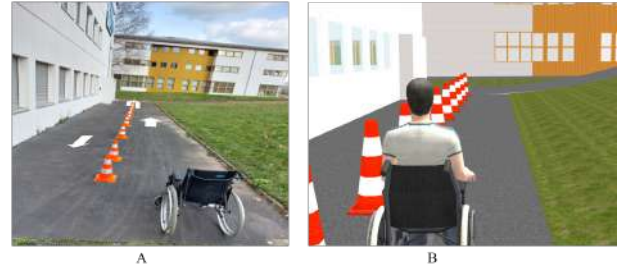


Fig. 5. A-Real-life scenario. B-Simulated scenario.

the effect of the mass variation between 40–80Kg on the LTV model is very little visible with RMSE between 0.080 and 0.087. However, for a user weight greater than 100kg with a low propelling torque, the accuracy of the model begins to deteriorate, which represents the validity limit of the LTV model.

B. Validation of the Haptic Control Interface

Two types of wheelchair locomotion scenarios commonly encountered by users in urban environments are chosen to evaluate the haptic interface. The first type consists of reproducing wheelchair locomotion for a straight line, a slope/cross-slope and a turn.

- Starts in a straight line on a flat ground and turns with a variable radius of curvature, then returns to the initial position.
- Straight start on flat ground, start on a 4% slope with a rest after the slope, straight start, followed by a second 5% slope, rest after the slope, turn and descend the 5% slope.
- Start in a straight line on flat ground, go down a 7% cross slope, and maintain the path of the cross slope.

The second scenario consists of combining all the previous maneuvers to simulate, for example, an access and an exit of a building. To demonstrate the performance validity of the LTV-MPC haptic controller, the following parameters are considered: $A(k) \in [0.1175, 4.81]$, $K = -14.4$ and $\Theta_2 \in [-1.9666, 1.5336]$, $\|\mathbb{X}_k\| \leq 9.97[\text{rad.s}^{-1}]$ and $\|\mathbb{U}_k\| \leq 5[\text{Nm}]$. It should also be noted that the controller is implemented in real-time and the optimization problem has been solved using the YALMIP environment with a calculation time of 4 ms. Fig. 6, illustrates the experimental results of scenario (a), in which the top figures show the trajectory carried out by the user. While the bottom figures show the reference tracking. Indeed, if the user performs scenario (a) on a real ground, when the radius of curvature is small enough, the user applies an opposite direction torque on each wheel (green rectangle) in order to turn. whereas when the radius of curvature is large enough, the user applies the same direction torque on both wheels. This behavior is

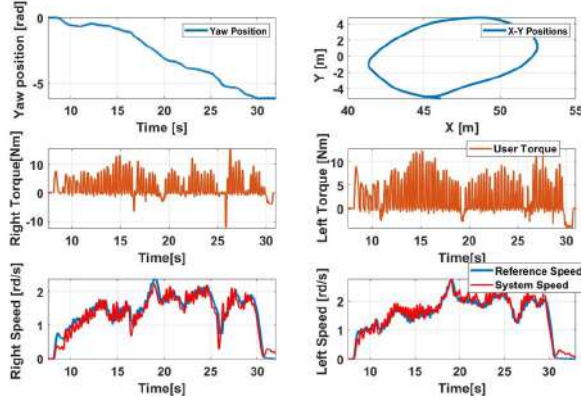


Fig. 6. Experimental validation of the haptic interface for the straight and turn scenario (a).

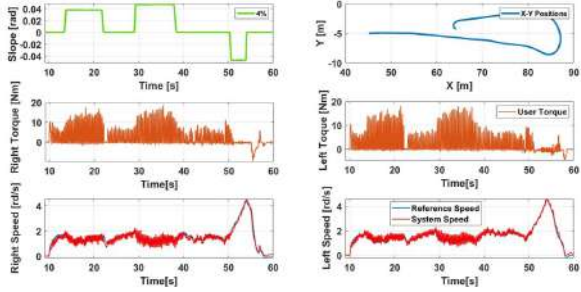


Fig. 7. Experimental validation of the haptic interface for the locomotion scenario for 2 – 4% slopes (b).

similar to the one reproduced by the simulator. Regarding locomotion on a slope (scenario b), on a real terrain, it is observed that when the subject starts the slopes, he applies a higher propulsion torque of the same direction in order to compensate the gravitational force and maintain his instantaneous position. When the user goes down the slopes, he applies a torque opposite to the direction of the wheels to brake the movement. The same behavior is observed with the locomotion on the simulator, Fig. 7. Locomotion on a transverse slope is the most feared by people with reduced mobility. In fact, the direction of the wheelchair is perpendicular to the direction of the cross-slope. Therefore, the gravitational force is more important on one wheel than on the other, which obliges the user to compensate to maintain his current position. This same behavior is observed on the test of scenario (c) on the simulator for a transverse slope of 7%, where the position of the right wheel is on the high side of the slope compared to the position of the left wheel which is on the low side. It can be seen in Fig. 8 that the user applies a higher torque to the left wheel (green rectangle) than to the right wheel to maintain its trajectory on the cross slope.

C. Robustness with respect to uncertainties

To illustrate the effectiveness of the proposed controller, the experimental results of scenarios (d) and (e) are performed and compared to the results obtained with the EMPC controller proposed in [12]. The evaluation of the two controllers is done using three performance indices, root mean square error (RMSE), normalized root mean square error (NRMSE), and the correlation coefficient (R-

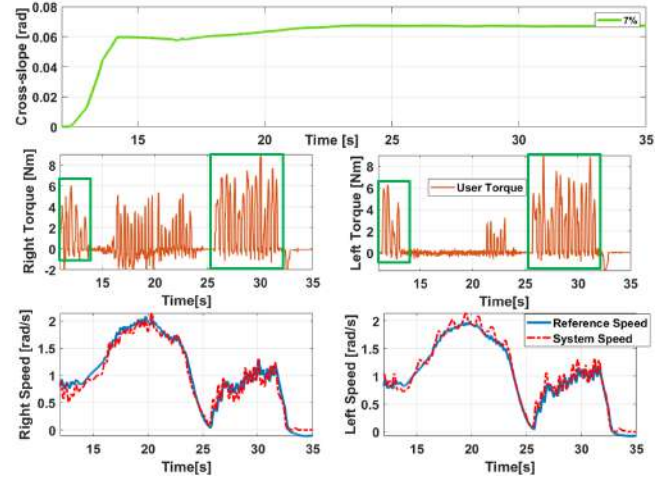


Fig. 8. Experimental validation of the haptic interface for the locomotion scenario for 7% cross slope (c).

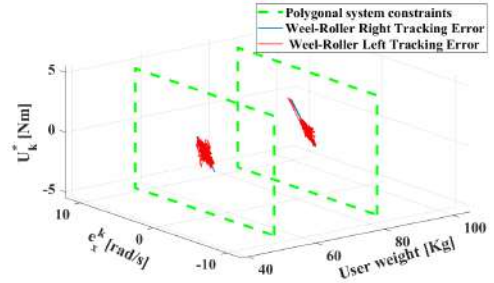


Fig. 9. Graphical evaluation of the LTV-MPC controller tracking error within the system constraint polygon.

value) presented in Tab. III.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N_{data}} \sum_{i=1}^{N_{data}} (x_i - x_{reel_i})^2}, \quad NRMSE = \frac{RMSE}{\bar{x}_{reel}}$$

$$R = \frac{\sum_{i=1}^{N_{data}} [(x_i - \bar{x})(x_{reel_i} - \bar{x}_{reel})]}{\sqrt{\sum_{i=1}^{N_{data}} (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^{N_{data}} (x_{reel_i} - \bar{x}_{reel})^2}} \quad (17)$$

Here, x_{reel_i} and N_{data} represent the measured output speed of the MWC simulator and the total number of data (estimated speed and actual speed), respectively. The experimental results are presented in Tab. III, where we notice that the performance indicators of the two approaches are very close in terms of value. However, the LTV-MPC approach is based on a simple model and adaptive to the variation and nonlinearity of the contact friction even during sudden variation of the reference speed when descending a slope, which makes the LTV-MPC approach more promising in the context of this work. Lastly, Figure 9 shows a graphical presentation of the LTV-MPC controller tracking error within the system constraint polygon. These results clearly confirm that the LTV-MPC approach stabilizes the tracking error around the origin even with different weights during the sudden variation of the reference speed with a braking torque disturbance.

V. CONCLUSION

In this work, a wheelchair locomotion simulation platform driven by a haptic interface has been presented. Based on a dynamic 3D model of the wheelchair, the designed haptic interface allows us to

TABLE III
PERFORMANCE EVALUATION OF EACH CONTROLLER USING THE STATISTICAL INDICATORS RMSE, NRMSE, R-VALUE.

Subject	Gender/Age	Weights (Kg)	LTV-MPC				EMPC		
			Side	RMSE	NRMSE	R Value	RMSE	NRMSE	R Value
S_1	M-40 yo	85	Left	0.3604	0.0730	0.9667	0.2571	0.0382	0.9897
			Right	0.3640	0.0583	0.9653	0.2245	0.0288	0.9919
S_2	F-28 yo	53	Left	0.2925	0.0786	0.9658	0.1953	0.0388	0.9873
			Right	0.2588	0.0713	0.9720	0.1817	0.0358	0.9890

simulate a wide range of environmental situations that people with reduced mobility face in their daily lives. Furthermore, this paper gives particular attention to the design and implementation of the LTV-MPC-based haptic controller using a linear model with time-varying parameters. The LTV-MPC controller is designed taking into account the input and output constraints of the real system, the variation of the contact friction between the wheels of the wheelchair and the roller bench due to the different weights of the users (between 40 and 100kg), and the internal and external disturbances i.e., the torque of the user during the pushing phase. A complete stability analysis of the LTV-MPC controller was presented by introducing sufficient conditions for uniform asymptotic convergence of the tracking error of the closed-loop system at the origin. Realistic and standardized experimental scenarios were defined in order to validate and evaluate the performance of the controller by comparing it to an EMPC scheme based on a nonlinear model. The experimental results showed that the LTV-MPC controller is as able to follow the reference speed and ensure the durability of stability over time as the EMPC controller even during difficult driving maneuvers such as hill climb, turns and hill descent, which clearly confirms that the LTV-MPC approach stabilizes the tracking error in the vicinity of the origin even with different weights, during the sudden variation of the reference speed with a braking torque disturbance. For future work, the proposed haptic interface will be validated by an experimental campaign in the framework of the CapaCITIES project, involving a dozen subjects with motor disabilities.

REFERENCES

- [1] J. W. Chow, and C. E. Levy. "Wheelchair propulsion biomechanics and wheelers' quality of life: an exploratory review." *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 6.5 (2011): 365-377.
- [2] C. Sauret, et al. "Assessment of field rolling resistance of manual wheelchairs." *Journal of Rehabilitation Research and Development* 49.1 (2012): 63-74.
- [3] Kwarciak, Andrew M., et al. "Comparing handrim biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion." *Spinal cord* 49.3 (2011): 457-462.
- [4] De Klerk, Rick, et al. "Measuring handrim wheelchair propulsion in the lab: a critical analysis of stationary ergometers." *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 13 (2019): 199-211.
- [5] R. Aissaoui, and D. Gagnon. "Effect of Haptic Training During Manual Wheelchair Propulsion on Shoulder Joint Reaction Moments." *Frontiers in Rehabilitation Sciences* (2022): 43.
- [6] Colin S. Harrison, Mike Grant, Bernard A. Conway; Haptic Interfaces for Wheelchair Navigation in the Built Environment. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 2004; 13 (5): 520-534. doi: <https://doi.org/10.1162/1054746042545265>
- [7] Chénier, Félix, et al. "Unmatched speed perceptions between overground and treadmill manual wheelchair propulsion in long-term manual wheelchair users." *Gait and posture* 61 (2018): 398-402.
- [8] K. Ly, P. Karg, J. Kreimeier, and T. Götzelmann. 2022. Development and Evaluation of a Low-cost Wheelchair Simulator for the Haptic Rendering of Virtual Road Conditions. In *Proceedings of the 15th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (PETRA '22)*. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 32-39. <https://doi.org/10.1145/3529190.3529195>
- [9] C. Brown, and John McPhee. "Predictive forward dynamic simulation of manual wheelchair propulsion on a rolling dynamometer." *Journal of biomechanical engineering* 142.7 (2020): 071008.
- [10] R. De Klerk, et al. "a novel servo-driven dual-roller handrim wheelchair ergometer." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 28.4 (2020): 953-960.
- [11] F. Chénier, P. Bigras, and Ra. Aissaoui. "A new wheelchair ergometer designed as an admittance-controlled haptic robot." *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 19.1 (2013): 321-328.
- [12] L. R. Crichlow, et al. "A full motion manual wheelchair simulator for rehabilitation research." *Proceedings of the 2011 annual RESNA conference*. 2011.
- [13] T. Bentaleb, et al. "A real-time multi-objective predictive control strategy for wheelchair ergometer platform." 2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC). IEEE, 2019.
- [14] A. Ait-Ghezala, C. Sentouh, and P. Pudlo. "Direct Model-Reference Adaptive Control for Wheelchair Simulator Control via a Haptic Interface." *IFAC-PapersOnLine* 55.29 (2022): 49-54.
- [15] V.T. Nguyen, et al. "On a complete dynamical model of manual wheelchair for virtual reality simulation platform." 2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC). IEEE, 2019.
- [16] L. C. A. Silva, F. C. Corrêa, J. J. Eckert, F. M. Santiciolli & F. G. Dedini. (2017). A lateral dynamics of a wheelchair: identification and analysis of tire parameters, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20:3, 332-341, DOI: 10.1080/10255842.2016.1233327
- [17] F. O. Medola, P. V. Dao, J. J. Caspall and S. Sprigle, "Partitioning Kinetic Energy During Freewheeling Wheelchair Maneuvers," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 2, pp. 326-333, March 2014, doi: 10.1109/TNSRE.2013.2289378.
- [18] J. Na, Q. Chen, & X. Ren. Chapter 1 - Friction Dynamics and Modeling. In *Emerging Methodologies and Applications in Modelling, Adaptive Identification and Control of Uncertain Systems with Non-smooth Dynamics*, 2018, Pages 11-18, ISBN 9780128136836, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813683-6.00003-9>.
- [19] A. Brosch, S. Hanke, O. Wallscheid and J. Böcker, "Data-Driven Recursive Least Squares Estimation for Model Predictive Current Control of Permanent Magnet Synchronous Motors," in *IEEE Transactions on Power Electronics*, vol. 36, no. 2, pp. 2179-2190, Feb. 2021, doi: 10.1109/TPEL.2020.3006779.
- [20] P. Falcone, F. Borrelli, H.E. Tseng, J. Asgari and D. Hrovat, (2008), Linear time-varying model predictive control and its application to active steering systems: Stability analysis and experimental validation. *Int. J. Robust Nonlinear Control*, 18: 862-875. <https://doi.org/10.1002/rnc.1245>
- [21] F. Borrelli, A. Bemporad, and M. Morari. (2017). *Predictive Control for Linear and Hybrid Systems*. Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/9781139061759
- [22] A. Bemporad, et al. "The explicit linear quadratic regulator for constrained systems." *Automatica* 38.1 (2002): 3-20.
- [23] G. De Nicolao, L. Magni, and R. Scattolini. "Stabilizing receding-horizon control of nonlinear time-varying systems." *IEEE Transactions on Automatic Control* 43.7 (1998): 1030-1036.