

# Évaluation en simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique

Yann MORÈRE<sup>1</sup>, Sidi Mohamed MELIANI<sup>2</sup>, Guy BOURHIS<sup>1</sup>

<sup>1</sup>LASC,

Université Paul Verlaine Metz  
7, rue Marconi. 57070 Metz-Technopole France.  
*morere@univ-metz.fr, bourhis@univ-metz.fr*

<sup>2</sup>Laboratoire d'Automatique,

Université Aboubekr Belkaïd de Tlemcen ,  
BP230, Tlemcen, Algérie  
*meliani@mail.univ-tlemcen.dz*

**Résumé**— L'objectif général de ce travail est de concevoir une méthode d'analyse objective de la conduite en fauteuil roulant électrique à l'aide d'un simulateur. Dans nos précédents travaux [14], le modèle "CrossOver" a été utilisé pour modéliser le système pilote-véhicule. La mise en œuvre a été réalisée à l'aide d'un simulateur 2D. Il ressort de cette première étude, qu'un paramètre du modèle CrossOver permet d'associer un comportement de conduite à un type de situation. Nous avons développé au sein du laboratoire un simulateur 3D afin de rendre plus réaliste l'action de conduite. Il convient de vérifier que les résultats obtenus à l'aide du simulateur 2D sont transférables à la nouvelle plate forme de simulation 3D. Après avoir présenté le contexte des travaux, nous présenterons un rapide état de l'art des simulateurs de fauteuils roulants électriques. Ensuite le modèle CrossOver et les résultats issus du simulateur 2D seront développés. Nous introduirons enfin le nouveau simulateur 3D. Finalement, nous montrerons que, si la méthode utilisée sur le simulateur 2D est transférable sur le simulateur 3D, elle engendre des différences de comportement de conduite.

**Mots-clés**— Fauteuil roulant électrique, Simulateur 3D, modèles homme-machine, modèle CrossOver.

## I. INTRODUCTION

Pour des personnes souffrant d'une déficience motrice sévère (tétraplégie, infirmité motrice cérébrale, myopathie, etc.), le fauteuil roulant électrique s'avère indispensable pour compenser le handicap de mobilité en conduite autonome. De nombreux modèles sont proposés sur le marché. Ils se différencient par leurs caractéristiques mécaniques (assise, mécanisme de mobilité) et électriques (motorisation, commande, alimentation), ainsi que par leurs possibilités de contrôle (interface homme-machine, commandes annexes). Ces différents points qui font encore l'objet à l'heure actuelle d'innovations technologiques permettent de s'adapter à la grande diversité des utilisateurs et des situations. Ainsi de nombreux paramètres comme par exemple la vitesse ou l'accélération maximales admissibles sont réglables pour tenir compte des possibilités physiques de l'utilisateur. Cette personnalisation du fauteuil s'effectue toutefois de façon empirique faute d'outils ou de méthodes objectives pour tester l'adéquation homme-fauteuil.

D'autre part pour de nombreux utilisateurs potentiels l'accès au fauteuil roulant électrique est difficile voire impossible du fait de troubles moteurs trop sévères [6]. On peut envisager de pallier ces difficultés en développant

de nouveaux modes d'interaction homme-machine ou en introduisant des primitives de navigation automatique (détection automatique d'obstacles, suivi de murs, etc.) [2]. Dans tous les cas se pose le problème de l'évaluation de ces nouvelles fonctionnalités. En effet, pour des raisons physiologiques (fatigabilité importante), psychologiques (acceptabilité de l'aide technique) et de sécurité (fiabilité des prototypes), il est souvent difficile d'expérimenter en conditions réelles des aides techniques de ce type. Ici aussi des outils d'analyse objective de l'apport d'une adaptation ou d'une fonctionnalité à un utilisateur donné seraient d'un grand secours. Ils pourraient permettre en particulier des tests en simulation plus simples à mettre en œuvre.

Un outil de simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique est donc ici d'une grande utilité. C'est dans ce contexte que se situe notre travail. On cherche à développer des outils d'analyse et de tests de la conduite en fauteuil roulant électrique qui permettent :

- de paramétrer de façon objective le fauteuil de chaque utilisateur (vitesse maximum, accélération maximum, bande morte autour de la position centrale du joystick, retard au démarrage...),
- de tester les capacités de conduite d'un utilisateur potentiel de fauteuil électrique,
- d'expérimenter des fonctionnalités nouvelles en toute sécurité et en s'affranchissant des contraintes matérielles lourdes inhérentes à la conception de prototypes de fauteuils "intelligents",
- de réaliser un apprentissage sécurisé à la conduite de fauteuil.

La méthode adoptée pour analyser la conduite du fauteuil consiste à modéliser le système homme-véhicule avec un double objectif. Ce dernier est tout d'abord descriptif au sens où l'on va chercher à mieux comprendre les spécificités de la commande d'un fauteuil électrique. Le second objectif est normatif : le modèle pilote-fauteuil doit permettre de définir le mode de comportement optimal de la personne dans une situation de conduite donnée ce qui induit une méthode d'analyse objective du pilotage de fauteuil.

Un simulateur 2D a été développé au sein du laboratoire [15]. Il a été testé par des personnes handicapées dans les locaux du CERAH (Centre d'Etudes et de Recherche sur

l'Appareillage des Handicapés)<sup>1</sup>. Le retour d'expérience de cet organisme, nous a poussé à développer un simulateur 3D.

Après un bref état de l'art sur les simulateurs 3D et leur objectifs, nous présenterons le modèle *CrossOver* utilisé pour modéliser le système pilote-véhicule. Nous décrirons ensuite le simulateur 3D développé au sein du laboratoire. La partie suivante sera consacrée à la comparaison entre les résultats issus du simulateur 2D et ceux obtenus avec le simulateur 3D.

## II. SIMULATEURS D'AIDE À LA MOBILITÉ

Comparé aux simulateurs de vol ou aux simulateurs de conduite qui ont vu le jour depuis longtemps, les simulateurs d'aide à la mobilité pour des personnes handicapées sont très récents. En réalité, peu d'avancement a été constaté dans ce domaine. Généralement, ce sont les centres et laboratoires de recherche spécialisés dans la réadaptation des personnes à mobilité réduite qui sont équipés de tels simulateurs.

La plupart d'entre eux sont rudimentaires, comportant un PC pour le traitement et stockage de données et un écran pour visualiser les environnements simulés. L'interface de commande dépend essentiellement du type de déficience de la personne. Toute la différence et toutes les améliorations se trouvent au niveau du développement des environnements simulés, dans lesquels sont utilisées de plus en plus les techniques de la réalité virtuelle. Ces techniques représentent une avancée importante dans le domaine de la réadaptation des personnes handicapées en leur fournissant une assistance et un apprentissage à la conduite des fauteuils roulants électriques rigoureux. Avec la réalité virtuelle, il est devenu plus facile aux personnes handicapées de développer des stratégies cognitives et une habileté perceptuelle utile pour la conduite des fauteuils roulants électriques.

Plusieurs équipes de recherche dans le domaine du handicap ont adopté la technique de la réalité virtuelle dans le développement de leur simulateur. Dans [18], [10] les auteurs proposent une méthode d'aide à la navigation avec fauteuil dans un environnement virtuel en commande manuelle intégrant et testant en même temps quelques fonctionnalités automatiques suivant le type de handicap et le comportement de conduite de la personne.

Dans [19], un simulateur est développé pour évaluer une conduite sur fauteuil avec une commande tout ou rien dans un environnement encombré où l'accessibilité est restreinte. Dans [23], [1], [5], [22], [24], le simulateur est utilisé pour l'apprentissage et une évaluation de la conduite en fauteuil roulant des personnes handicapées moteurs. Les articles [11], [9] présentent un travail utilisant un simulateur pour tester les fonctionnalités d'un fauteuil roulant électrique autonome se déplaçant dans un environnement intérieur.

Dans [5], différentes applications d'apprentissage en réalité virtuelle ont été étudiées dans le cadre des problèmes de mobilité des patients. Ces applications peuvent être classées en trois catégories :

- les simulateurs d'apprentissage de la conduite ;

- les simulateurs d'entraînement d'exercice physique ;
- les simulateurs d'activités de loisirs.

L'article met en évidence le fait que la plupart des simulateurs utilisés sont en 2 dimensions et non en 3 dimensions. D'après [17], cela peut influencer l'effet d'apprentissage, notamment à cause du niveau d'abstraction nécessaire pour la compréhension en 2 dimensions. Un effet négatif lors de l'apprentissage de la conduite peut être observé chez des patients (agés) en réhabilitation.

Mais globalement, cette étude montre que la réalité virtuelle peut aider à améliorer les capacités dans chacune des catégories évaluées.

Notre travail s'inscrit dans le cadre de la tâche de conduite d'un fauteuil électrique par une personne handicapée. Comme il est difficile (dangerosité) et coûteux de mettre en œuvre ces apprentissages sur de vrais fauteuils électriques, nous utilisons un simulateur. Notre travail s'attache, dans un premier temps à évaluer la qualité de conduite du couple homme-fauteuil en essayant de dégager des paramètres discriminants d'une bonne conduite grâce aux données issues des trajectoires effectuées. Le modèle *CrossOver* [12] est utilisé pour représenter le système pilote-véhicule. Cette modélisation doit induire une méthode d'analyse objective du couple pilote-fauteuil pour aider à personnaliser les paramètres du véhicule d'une part et à évaluer l'intérêt de nouvelles fonctionnalités d'autre part.

Une précédente étude [14], nous a permis à l'aide d'un simulateur 2D de déterminer des paramètres du modèle discriminant d'un comportement de conduite. Il nous faut maintenant vérifier si ces résultats sont transférables dans le cas de l'utilisation d'un simulateur 3D développé au laboratoire.

La section suivante présente rapidement le modèle *CrossOver* utilisé pour décrire le couple homme-fauteuil.

## III. MODÉLISATION HOMME-FAUTEUIL : LE MODÈLE CROSSOVER

On suppose que l'utilisateur contrôle le fauteuil via un capteur d'interface de type "proportionnel" (joystick ou un équivalent fonctionnel). On exclut donc l'hypothèse d'un contacteur associé à un système à balayage qui nécessiterait une étude spécifique. L'interface renvoie une information haptique au pilote (position du capteur et, dans certaines situations encore expérimentales [20], un retour d'effort). Le couplage pilote – joystick a été modélisé par certains auteurs dans l'objectif de compenser les vibrations occasionnées par les accélérations du fauteuil [21] ou d'un mobile quelconque [8], ou les tremblements dus aux difficultés de contrôle moteur du pilote handicapé [16]. Dans [8] et [16] cette compensation s'effectue à l'aide d'une interface à retour d'effort. Alors que dans [21] les auteurs proposent d'agir sur les caractéristiques mécaniques du joystick. L'interface homme-machine génère deux tensions de commande permettant d'actionner deux moteurs via un module de puissance. Le contrôleur utilisé à cet effet dans les fauteuils du commerce est souvent sommaire. Malheureusement peu d'études pour l'améliorer sont relatées dans la littérature. Dans [3] est décrit un contrôleur adaptatif prenant en compte le poids de l'individu dans l'algorithme de calcul. Ce paramètre est en effet une variable perturb-

<sup>1</sup>CERAH, route de Rombas, Bellevue - BP 50719, 57147 WOIPPY CEDEX

batrice importante pour un bon contrôle du fauteuil. Plus récemment, [4] ont proposé un contrôleur adaptatif robuste permettant de maintenir les paramètres de vitesses linéaires et angulaires à leurs valeurs de consigne en présence de perturbations internes au fauteuil ou provenant de l'environnement. [7] suggèrent quant à eux une méthode pour améliorer la manoeuvrabilité des fauteuils électriques en limitant les accélérations trop importantes préjudiciables à des personnes ayant des difficultés à contrôler précisément l'interface de commande.

Cette dernière étude est basée sur une modélisation du système pilote-fauteuil selon le modèle CrossOver initialement introduit par [12] pour une tâche de pilotage d'avion. Ce modèle a été validé pour un grand nombre de tâches de compensation et de poursuite.

Le modèle CrossOver peut être défini à partir du schéma de principe 1 : le pilote agit sur l'erreur  $e(t)$  entre une entrée de commande désirée  $u(t)$  et la sortie du système  $s(t)$  en produisant sur l'interface de commande une entrée  $c(t)$  vers l'élément contrôlé. Sa mission est de suivre la référence malgré les perturbations. Pour une tâche de compensation, seul le signal  $e(t)$  est affiché. L'entrée de référence  $u(t)$  (entrée de commande ou perturbation interne) est supposée de bande passante  $\omega_c$ .

D'après [12], ce modèle postule qu'un pilote bien entraîné et concentré adapte son comportement de conduite de telle sorte que si  $Y_p(\omega)$  est la fonction de transfert du pilote et  $T_c(\omega)$  celle de l'élément contrôlé, on ait :

$$Y_{OL}(j\omega) = Y_p Y_c = \frac{\omega_c e^{-j\omega\tau_e}}{j\omega} \quad \text{près de } \omega_c \quad (1)$$

$\omega_c$  (fréquence CrossOver) et  $\tau_e$  sont fonctions des variables de tâches ;  $\tau_e$  inclut les retards du processus et de l'opérateur et  $\omega_c$  représente la fréquence de coupure du système homme machine. On peut effectivement raisonnablement supposer que ce modèle est vérifié dans certaines situations de conduite du fauteuil, en environnement non encombré en particulier, pour des pilotes n'ayant aucune difficulté à contrôler l'interface de commande. Par contre le modèle devra probablement être adapté dans des situations plus complexes : manoeuvres difficiles (passage de porte étroite, etc.), contrôle de l'interface de commande perturbé par les difficultés motrices de l'utilisateur, etc. Pour nos

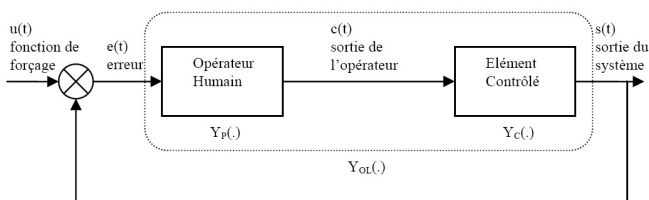


Fig. 1. Système Pilote-Machine

expérimentations, il s'est avéré nécessaire de discrétiser les équations du modèle. Après transformation, le modèle discret obtenu est donné par l'équation suivante :

$$s(n) = \omega_c t_e u(n - (t_d + 1)) + s(n - 1) - \omega_c t_e s(n - (t_d + 1)) \quad (2)$$

Les paramètres  $\omega_c$  et  $\tau_e$  du modèle sont déterminés et validés expérimentalement pour chaque utilisateur par une

méthode décrite en détail dans [14]. Le fauteuil électrique qui servira à nos expérimentations en situation réelle a été identifié, en première approximation, comme un système du second ordre. Dans le cas de la conduite, on peut considérer que  $\omega_c$  représente les compétences du pilote en terme d'anticipation et  $\tau_e$  la qualité de ses réflexes. Cette méthode consiste à faire réaliser une tâche de compensation d'erreur de trajectoire ( $e(t)$  sur la figure 1) à l'utilisateur. Finalement le modèle est validé par comparaison entre une trajectoire réalisée manuellement et automatiquement par le modèle.

#### IV. SIMULATEUR 2D ET 3D

La simulation, même si elle ne coïncide pas exactement avec la réalité, permet de gagner du temps et de s'affranchir des dysfonctionnements techniques et des risques durant l'étape de conception.

##### A. Simulateur 2D

Un simulateur en 2 dimensions a été conçu pour réaliser les tests nécessaires à la mise en œuvre du modèle CrossOver. La figure 2 en présente l'interface graphique. Ce

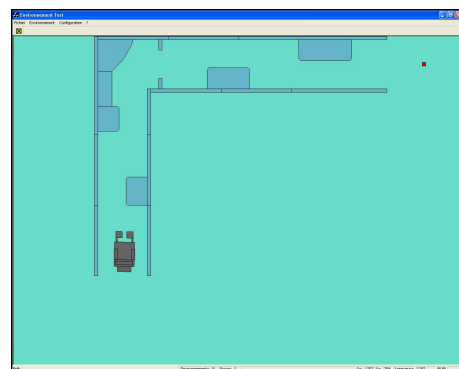


Fig. 2. Interface graphique du simulateur 2D

simulateur a aussi été mis en œuvre au sein du Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH) afin de recueillir des données réalisées par des personnes présentant une pathologie. Il ressort de ces essais que l'interface en 2 dimensions rebutent les utilisateurs et demande un effort cognitif supplémentaire comme décrit dans [5], notamment lorsque le fauteuil est à l'horizontale en sens de marche. Il lui a aussi été reproché son manque de réalisme du fait des décors trop simpliste et la simulation en vue externe.

##### B. Simulateur 3D

Pour toutes les raisons évoquées ci-avant, nous avons démarré le développement d'un simulateur en 3 dimensions. Ce dernier doit respecter certains critères :

- utiliser un organe de commande (joystick dans notre cas) identique à ceux que l'on trouve sur les fauteuils électriques du commerce afin de reproduire exactement le comportement haptique ;
- avoir un comportement proche d'un fauteuil réel. Pour cela nous avons modélisé en 3 dimensions le fauteuil STORM 3 d'Invacare de notre laboratoire. Une dynamique du premier ordre a été appliquée aux

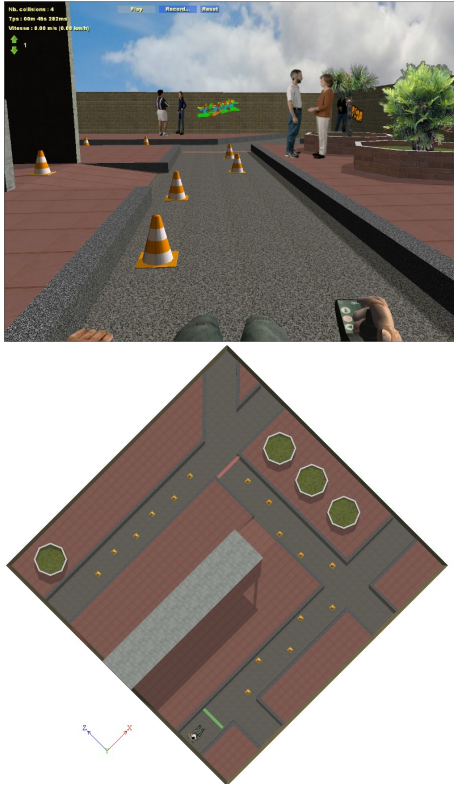


Fig. 4. Interface graphique du simulateur 3D : Vue embarquée (3D) et externe (2D)

déplacements pour simuler les accélérations radiales et longitudinales ;

- gérer les collisions avec l'environnement ;
- favoriser l'immersion de l'utilisateur dans l'environnement 3D en ajoutant des objets réalistes et des avatars animés, en affichant un prolongement animé dans le monde virtuel de la main qui pilote le fauteuil (Cf figure 4).
- adapter le fauteuil à un utilisateur droitier ou gaucher ;
- afficher les données du parcours : vitesse, temps de parcours, collisions ;
- doit être facilement transportable ;
- avoir un coût et un temps de développement minimum.

Le simulateur a été développé à l'aide des logiciels 3D Via Virtools et 3D Studio Max. Le joystick de marque PENNY & GILES (identique à ceux utilisés sur les matériels du commerce), a été interfacé avec le simulateur à l'aide d'un module d'acquisition USB U12 de marque Labjack. Un synoptique complet de l'utilisation du simulateur est présenté dans la figure 3. Les données accessibles sont les suivantes :

- le temps écoulé depuis le début de la simulation ;
- positions  $(x_f, y_f)$  du FRE dans l'environnement virtuel ;
- positions  $(x_j, y_j)$  imposée au joystick par l'utilisateur ;
- le nombre de collisions réalisées par l'utilisateur ;
- la gamme de vitesse utilisée par l'utilisateur (qui fixe une vitesse d'avance maximum)

## V. MISE EN ŒUVRE ET RÉSULTATS

Le protocole d'expérimentation est similaire à celui réalisé lors de l'étude sur le simulateur 2D. Les paramètres  $\omega_c$  et  $\tau_e$  du modèle ont été déterminé expérimentalement

pour chaque individu par la méthode décrite dans [14]. Il est demandé à l'opérateur humain de s'efforcer d'annuler l'erreur  $e(t)$  de la figure 1. Il s'agit donc d'une tâche de compensation.

Dans un premier temps, on réalise une trajectoire de référence dans l'environnement virtuel de test. Une trajectoire de référence est réalisée par une personne considérée comme expert. Des critères qualitatifs sont retenus pour évaluer la qualité de la trajectoire de référence : elle doit être fluide (curviligne entre les obstacles), sans accoup et sans collisions avec les obstacles. Cet expert, est une personne ne souffrant pas de pathologie, il est le développeur du simulateur et en connaît bien ses caractéristiques dynamiques. De plus il possède une grande pratique de la conduite de FRE réel. Cette trajectoire sera considérée comme le signal d'entrée du système 1. On analyse cette trajectoire en la découpant en tronçons en relation avec le comportement de conduite de l'opérateur puis en calculant leurs différentes bandes passantes  $\omega_i$ . Ensuite on en déduit  $\omega_c$  et  $\tau_e$  de notre modèle qui va nous permettre ensuite réaliser une trajectoire. Cette trajectoire issue du modèle pourra alors être comparée à une trajectoire d'un utilisateur.

La bande passante de la fonction de forçage est calculée en analysant, dans le domaine fréquentiel, l'allure de la trajectoire de référence (réalisée par notre expert). Les données de cette trajectoire sont considérées comme les échantillons du signal de référence  $u(t)$ . Le modèle pilote-véhicule est fonction du comportement de conduite du pilote, comportement qui dépend de la configuration locale de l'environnement. C'est pourquoi la trajectoire est scindée en plusieurs parties. La partition est fonction de la stratégie de conduite adoptée par le conducteur qui dépend de la complexité de l'environnement et des différentes situations de conduite (passage de porte, passage étroit, etc.).

Les tronçons sont déterminés manuellement pour notre environnement (Cf. figure 5).  $OA$  correspond au début du parcours en ligne droite,  $AB$  à une succession de passages étroits,  $BC$  à un changement de direction,  $CD$  à une succession de passages étroits et  $DE$  à la fin du parcours en ligne droite. La bande passante  $\omega_i$  de chaque tronçon est déterminée par Transformée de Fourier, le résultat étant fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil. Il est ensuite possible de déterminer  $\omega_c$  et  $\tau_e$  paramètres du modèle CrossOver à partir de l'équation suivante issue de [12] :

$$\tau_e(Y_c, \omega_i) = \tau_0(Y_c) - \Delta\tau(\omega_i) \quad (3)$$

Nous avons utilisés pour nos calculs les paramètres  $\tau_0(Y_c) = 0.520$  et  $\Delta\tau(\omega_i) = 0.07\omega_i$  repris de [13]. Connaissant la bande passante de chaque tronçon, il est possible de déterminer les paramètres du modèle CrossOver à partir de l'équation 3.

Plusieurs essais ont été effectués avec des personnes valides à différentes gammes de vitesses allant de  $0.47m/s$  (max.) à  $1.41m/s$  (max.) et en utilisant les vues embarquée (3D) et externe (2D). Afin de ne pas perturber les utilisateurs lors de l'utilisation de la vue externe, l'environnement a été orienté (cf. figure 4) de manière à ce que son parcours soit globalement orienté vers l'avant.

Le tableau I, présente les paramètres du modèle CrossOver associés aux différents tronçons. La trajectoire de

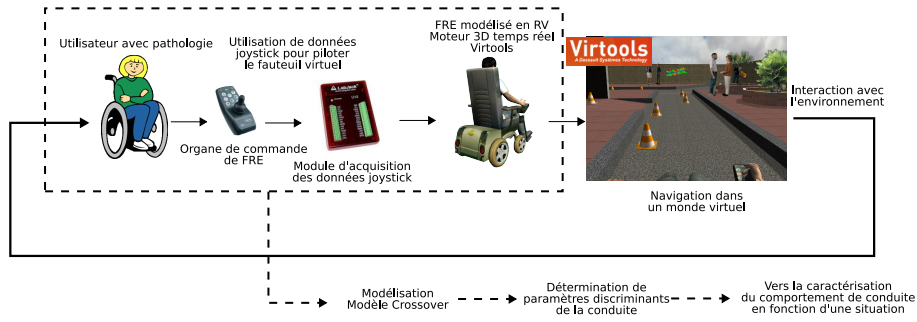


Fig. 3. Synoptique du simulateur et de son traitement de données

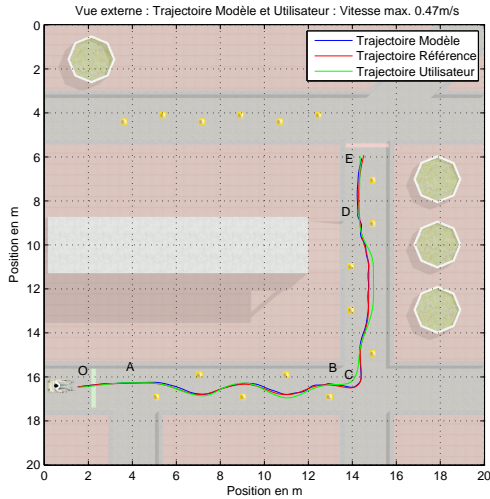


Fig. 5. Tracés des trajectoires de référence, du modèle Crossover et d'un utilisateur dans l'environnement virtuel

référence choisie pour créer le modèle est présentée dans la figure 5. Elle a été réalisée en utilisant la vue embarquée (cf. figure 4) et une vitesse maximum de  $0.47m/s$ .

TABLE I  
PARAMÈTRES DU MODÈLE CROSSOVER

Vue embarquée - Vitesse max. $0.47m/s$			
Portions	$\omega_i$ (rad/s)	$\omega_c$ (rad/s)	$\tau_e$ (ms)
OA	0.1671	3.3	508
AB	0.1225	3.3	511
BC	0.1114	3.3	512
CD	0.0573	3.3	516
DE	0.0557	3.3	516

La modélisation de la trajectoire de référence par un modèle va nous permettre de comparer objectivement les trajectoires réalisées à l'aide de la vue embarquée (3D) et externe (2D). Pour une vitesse donnée, il sera possible de déterminer quelle est la vue qui permet d'obtenir la trajectoire la plus proche du modèle.

Les figures 6 et 7 comparent les trajectoires réalisées par les utilisateurs à celles générées par le modèle Crossover dans le cas d'une vitesse lente ( $0.47m/s$ ) et une vitesse rapide ( $1.41m/s$ ) pour les 2 vues. De manière qualitative, à la lecture des figures 6 et 7, on observe des écarts significatifs de trajectoire entre la vue embarquée (3D) et la vue externe (2D). On peut conclure que les modes de conduite semblent différer sensiblement entre les 2 types de simulation.

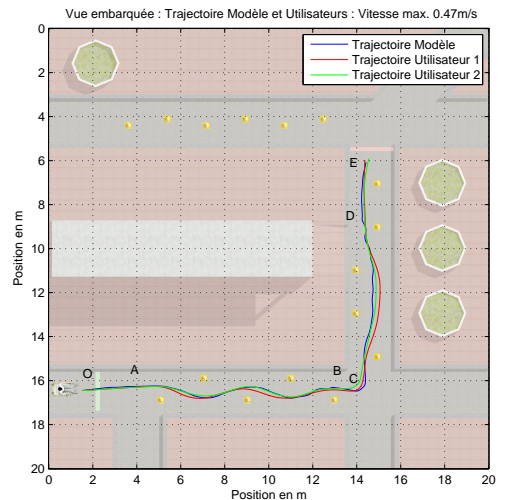
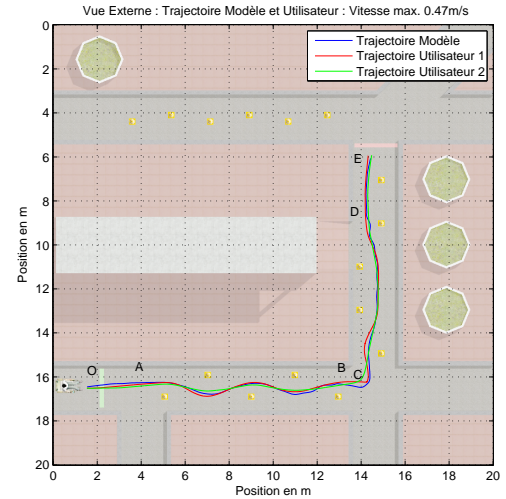


Fig. 6. Comparaison des trajectoires des utilisateurs avec la trajectoire modélisée par Crossover pour une vitesse maximum de  $0.47m/s$  pour les 2 vues

Par exemple, à faible vitesse, sur le tronçon  $CD$ , la vue embarquée présente une déviation latérale supérieure à celle de la vue externe. Ceci peut être expliqué par le fait que la vue externe permet de mieux positionner globalement le fauteuil dans l'environnement. De la même manière, à vitesse élevée, sur le tronçon  $AB$  la vue externe permet à l'utilisateur de couper les trajectoires curvilignes, alors qu'en vue embarquée, la vision rapprochée de l'environnement ne permet pas cette anticipation.

Cette première analyse qualitative doit être affinée en réalisant des tests sur un plus grands nombres d'utilisateurs

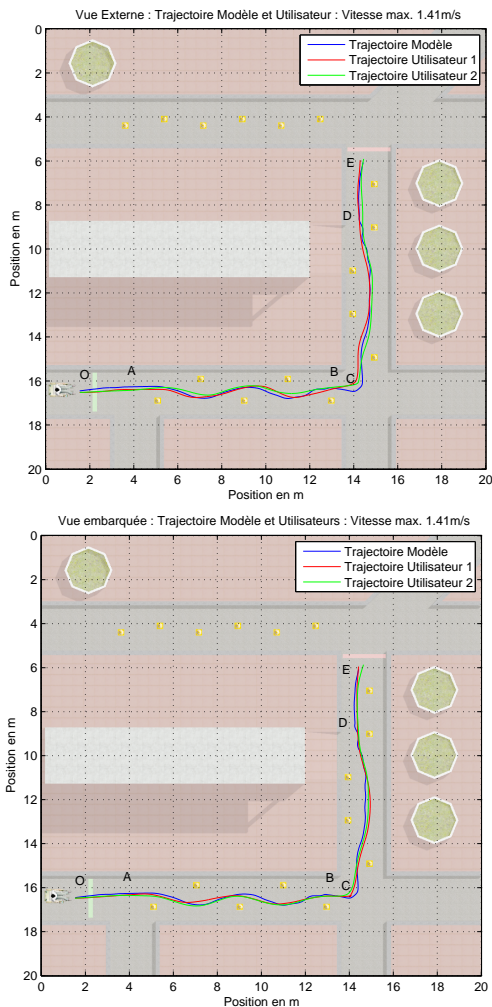


Fig. 7. Comparaison des trajectoires des utilisateurs avec la trajectoire modélisée par CrossOver pour une vitesse maximum de  $1.41\text{m/s}$  pour les 2 vues

et dans des environnements plus complexes.

## VI. CONCLUSION

Nous avons présenté dans cet article une méthode permettant de modéliser le système Homme-Fauteuil dans une tâche de conduite. Le modèle CrossOver a été utilisé avec le simulateur 3D développé au sein du laboratoire. La méthode de modélisation utilisée dans le cas du simulateur 2D se révèle transférable au simulateur 3D. De plus l'utilisation de la trajectoire de référence issue du modèle CrossOver a permis de détecter des différences de comportement de conduite entre la simulation 2D et la simulation 3D.

Cette première analyse réalisée à l'aide de tests avec des personnes valides va se poursuivre avec des tests réalisés sur des personnes présentant des pathologies. Des essais sont en cours au CERAH dans le cadre de la prescription de fauteuil. À terme, le modèle doit permettre d'analyser de manière quantitative les trajets pathologiques par rapport à la conduite optimale modélisée.

## RÉFÉRENCES

[1] I.A. ADELOLA et A. RAHMAN : Conjoint analysis in virtual reality based powered wheelchair rehabilitation of children with disabilities. *In AAATE'2003 Conference Proceedings*, 2003.

[2] G. BOURHIS, O. HORN, O. HABERT et A. PRUSKI : Autonomous vehicle for people with motor disabilities. *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special issue on "Reinventing the wheelchair"*, 7(1):20–28, 2001.

[3] K.E. BROWN, R.M. INIGO et B.W. JOHNSON : An adaptable optimal controller for electric wheelchairs. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 24(2):87–98, 1987.

[4] D. DING, R.A. COOPER, S. GUO et T.A. CORFMAN : Robust velocity control simulation of a power wheelchair. 26th annual RESNA Conference, 2003.

[5] C. V. ERREN-WOLTERS, H. VAN DIJK, A. C. DE KORT, M. IJZERMANN et Jannink M. J. J. : Virtual reality for mobility devices : training applications and clinical results : a review. *International Journal of Rehabilitation Research*, 30:91–96, 2007.

[6] L. FEHR, W.E. LANGBEIN et S.B. SKAAR : Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : a clinical survey. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(3):353–360, 2000.

[7] F. FUJII et K. WADA : Analysis on the manual control characteristics of the human pilot during the operation of the powered wheelchair. *Advanced Robotics*, 19(2):121–139, 2005.

[8] R. Brent GILLESPIE et Szabolcs SÖVÉNYI : Model-based cancellation of biodynamic feedthrough using a force-reflecting joystick. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 128(1):94–104, March 2006.

[9] R.W. GUNDERSON et B.A. ABBOTT : Virtual presence and autonomous wheelchair control. Virtual Reality Conference, Center On Disabilities, 1995.

[10] D.P. INMAN, Peaks J., Loge K. et Chen V. : Teaching orthopedically impaired children to drive motorized wheelchairs in virtual reality. *In Center on Disabilities*, Virtual Reality Conference. Center on Disabilities, 1994.

[11] D.P. INMAN et Loge K. : Teaching orthopedically impaired children to drive motorized wheelchairs in virtual reality. Virtual Reality Conference, Center on Disabilities, 1994.

[12] D.T. MCRUER et H.R. JEX : A review of quasi-linear pilot models. *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, HFE-8(3):231–249, 1967.

[13] S.M. MELIANI : *Modélisation du système Pilote-Véhicule dans une tâche de contrôle manuel d'un fauteuil électrique*. Thèse de doctorat, Université Paul Verlaine - Metz, Décembre 2009.

[14] S.M. MELIANI, Z. SARI et G. BOURHIS : Modelling and simulation of an electric wheelchair piloting task : objectives and first results. *AMSE Journals Series "Modelling C"*, 69(3):10–20, 2008.

[15] S.M. MELIANI, Z. SARI et G. BOURHIS : Fauteuils roulants électriques. modélisation du système homme-machine. *JESA*, 43(3):251–262, 2009.

[16] S. PLEDGIE, K. BARNER, S. AGRAWAL et T. RAHMAN : Tremor suppression through force feedback. pages 16–26. ICORR'99, 1999.

[17] C.N. PRONK, P.C. DE KLERK, A. SCHOUTEN, J.L. GRASHUIS, R. NIESING et B.D. BANGMA : Electric wheelchair simulator as a man-machine system. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 12:129–135, 1980.

[18] I. RANDRIA, M. Ben KHALIFA, P. RAMANANTSIZEHENA et P. ABELLARD : Isodore : assistance interface for simulation, decision-making and rehabilitation with an electric wheelchair. *In International Conference on Intelligent Robots and systems*, 2008.

[19] C. ROAST : Virtuality for assistive technology experience. Mémoire de D.E.A., Sheffield Hallam University, 1995.

[20] M. SAHNOUN, A. FATTOUH et G. BOURHIS : *Assisted Control for a Powered Wheelchair with a Force Feedback Joystick*, pages 601–605. Assistive Technology : from Virtuality to Reality, 2005.

[21] S. SHIMADA, K. ISHIMURA et M. WADA : System design of electric wheelchair for realizing adaptive operation to human intention. *IEEE international Conference on Robotics, Intelligent Systems and Signal processing*, pages 513–518, 2003.

[22] S. SIMON : Rehabilitation engineering center for the quantification of physical performance. Mémoire de D.E.A., Ohio State University, 1995.

[23] J.E. SWAN, D. STREDNEY, W. CARLSON et B. BLOSTEIN : The determination of wheelchair user proficiency and environmental accessibility through virtual simulation. Virtual Reality Conference, Center On Disabilities, 1994.

[24] S. YAMAUCHI : Assistive technologies to ensure safe and comfortable lifestyles of persons with disabilities. Mémoire de D.E.A., Supported by Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan, 2007.