



Évaluation Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant Electrique: une Étude Pilote

Youssef Guedira, René Farcy, Éric Desailly, Yacine Bellik

► To cite this version:

Youssef Guedira, René Farcy, Éric Desailly, Yacine Bellik. Évaluation Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant Electrique: une Étude Pilote. 29ème conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, AFIHM, Aug 2017, Poitiers, France. 10 p., 10.1145/3132129.3132160 . hal-01578312

HAL Id: hal-01578312

<https://hal.science/hal-01578312>

Submitted on 29 Aug 2017

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.

Évaluation Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant Electrique : une Étude Pilote

Y. Guedira

LIMSI-CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay
91400, Orsay, France
youssef.guedira@limsi.fr

R. Farcy

LAC-CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay
91400, Orsay, France
rene.farcy@u-psud.fr

E. Desailly

Fondation Ellen Poidatz
77310 Saint-Fargeau-Ponthierry, France
eric.desailly@fondationpoidatz.com

Y. Bellik

LIMSI-CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay
91400, Orsay, France
yacine.bellik@limsi.fr

RÉSUMÉ

Un fauteuil roulant électrique (FRE) est, pour un grand nombre de personnes, le seul moyen possible de regagner une certaine autonomie de mobilité. Malheureusement, plusieurs catégories de personnes handicapées n'ont pas l'accès à un FRE à cause de l'incompatibilité du dispositif classique de pilotage (joystick) avec leur handicap. Dans une publication antérieure, nous avons introduit une nouvelle interface tactile pour le pilotage de FRE. Dans ce papier, nous présentons une étude pilote pour l'évaluation cinématique de cette interface. Avec des sujets sains, nous avons

Permission to make digital or hard copies of part or all of this work for personal or classroom use is granted without fee provided that copies are not made or distributed for profit or commercial advantage and that copies bear this notice and the full citation on the first page. Copyrights for third-party components of this work must be honored. For all other uses, contact the Owner/Author.

IHM'17, August 29-September 1, 2017, Poitiers, France

© 2017 Copyright is held by the owner/author(s).

ACM ISBN 978-1-4503-5109-6/17/08. <https://doi.org/10.1145/3132129.3132160>

comparé la performance de l'interface tactile avec celle du joystick selon différents critères de stabilité du pilotage dans trois situations différentes : suivi d'une ligne droite, virage à 90° et passage de porte. Globalement, la performance de l'interface tactile s'approche de celle du joystick et ouvre quelques pistes d'amélioration avant une étude clinique avec les utilisateurs cibles.

MOT CLÉS

Fauteuil roulant électrique, pilotage, évaluation cinématique, interface tactile

ABSTRACT

Power wheelchairs are, for many people, the only way to regain an autonomy of mobility. Unfortunately, some categories of people with disabilities do not have access to one because of the incompatibility of the classical steering device (joystick) with their disability. In a previous publication, we introduced a new tactile interface for steering a wheelchair. In this paper, we present a pilot kinematic evaluation of this interface. We analyzed the performance of able bodied users with the joystick and with the touch interface according to different stability criteria of the piloting in three different situations: straight line following, 90° corner and doorway passing. The overall performance of the tactile interface was close to the joystick's and opens up to some improvement strategies before a clinical study with targeted users.

CCS CONCEPTS

• **Social and Professional topics** → **Professional topics** → **Computing Professions** → **Assistive technologies**

KEYWORDS

Power wheelchair, steering, kinematic evaluation, tactile interface

ACM Reference format:

Y. Guedira, R. Farcy, E. Desailly and Y. Bellik. 2017. Évaluation Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant Electrique : une Étude Pilote. In *Proceedings of 29eme Conference Francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Poitiers- Futuroscope, FR, Août 2017 (IHM 2017), 9 pages.
DOI: 10.1145/132129.3132160

1 INTRODUCTION

Un fauteuil roulant électrique (FRE) 1 est l'aide technique grâce à laquelle un grand nombre de personnes souffrantes de handicap moteur peuvent regagner de l'autonomie dans leur mobilité. Le joystick est le dispositif de pilotage le plus utilisé [1]. Néanmoins, il reste hors-de-portée pour plusieurs catégories d'entre elles à cause de son incompatibilité avec leur profil de handicap. L'accès au FRE est peut-être restreint pour une personne souffrante de « facteur émotionnel » (aussi dit facteur 'e'). Cette maladie se manifeste par le fait que certaines émotions (joie à la vue d'un proche par exemple) peuvent induire une extension brusque du bras qui peut rester bloqué contre le joystick. Ceci entraîne un mouvement involontaire du fauteuil et peut causer des accidents. Par ailleurs, les personnes souffrantes de maladies neuromusculaires peuvent aussi trouver des difficultés à utiliser un joystick normal car la force requise pour le manier peut-être trop importante pour l'utilisateur.

Dans [2], nous avons introduit une interface tactile de pilotage pour permettre à ces patients, qui n'ont pas la possibilité d'utiliser un joystick, de pouvoir quand même utiliser un FRE. La présente étude est une évaluation pilote avec des personnes non-handicapées de cette interface avant d'entamer une étude clinique avec les utilisateurs cibles.

L'article est organisé comme suit : La deuxième section fait un rappel de différentes solutions alternatives au joystick pour le pilotage de FRE et introduit notre interface tactile. La troisième section détaille le protocole d'expérimentation que nous avons utilisé pour l'évaluation de cette interface et donne après les résultats de cette évaluation pour chacune des tâches. Enfin, nous présentons quelques perspectives d'amélioration en vue de l'évaluation avec les utilisateurs cibles.

2 INTERFACE TACTILE DE PILOTAGE

Différentes interfaces existent dans le commerce et dans la littérature pour remplacer le joystick par un autre dispositif pour des personnes qui ne peuvent l'utiliser. Ces interfaces peuvent se baser sur une commande occipitale [4] ou oculaire [5]. Des travaux expérimentaux font aussi usage d'interfaces cerveau-machine [6]. Le problème que rencontrent de telles interfaces est qu'elles n'offrent pas un pilotage intuitif et direct (commande oculaire) et peuvent ne pas être suffisamment réactives ce qui les rend dangereuses dans des situations d'arrêt d'urgence. Par ailleurs, des modifications peuvent être apportées aux joysticks pour les rendre plus adaptés à certains types de handicap. Par exemple, les ergothérapeutes peuvent reprogrammer un joystick pour limiter sa vitesse s'ils estiment que la personne n'a pas les facultés nécessaires pour gérer les grandes vitesses. Dans [8], un joystick qui amortit l'effet des tremblements cérébelleux a été proposé. Concernant les patients neuromusculaires, un mini-joystick peut leur être proposé. Ce dernier requière 1/10 de la

This work is supported by a public grant overseen by the French National research Agency (ANR) as part of the « Investissement d'Avenir » program, through the "IDI 2015" project funded by the IDEX Paris-Saclay, ANR-11-IDEX- 0003-02

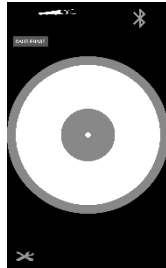


Figure 1: Interface tactile de pilotage.



Figure 2: cache pour faciliter l'utilisation du panneau de pilotage.



Figure 3: Un participant en train de tester l'interface tactile au milieu de la salle d'expérimentation.

force requise pour faire bouger un joystick normal [9]. Cependant, ce type de joystick est plus cher, plus sensible et plus fragile.

Dans [2], nous avons proposé une nouvelle interface tactile de pilotage sur smartphone ou tablette afin de remédier à plusieurs des problèmes cités ci-dessus. Par exemple, cette interface permettra de pallier aux mouvements involontaires induits par le « facteur e » car en cas d'extension des bras, le contact avec l'interface est perdu et le fauteuil s'arrête. En outre, l'interface tactile demande moins d'effort à contrôler qu'un joystick si une bonne calibration adaptée aux capacités motrices de l'utilisateur est effectuée.

L'interface (Fig. 1) offre à l'utilisateur un panneau de pilotage qui peut être configuré par des ergothérapeutes selon les spécificités du handicap de l'utilisateur². La partie centrale est considérée comme une zone neutre. Avec un toucher simple l'utilisateur commande le mouvement du fauteuil de manière progressive. Plus il s'éloigne de la zone neutre, plus la vitesse augmente. La direction est déterminée par l'angle induit par le point du toucher et le centre du cercle. Le bord du panneau de pilotage est entouré d'une zone qui sert à garder une vitesse maximum quand le doigt de l'utilisateur est au bord même s'il a un tremblement relativement faible de la main. Afin de permettre à l'utilisateur de piloter le fauteuil roulant sans devoir regarder l'écran, nous avons conçu un cache (Fig. 2) qui se place sur la tablette et qui couvre tout l'écran sauf le panneau de pilotage. La zone neutre au centre est couverte par un disque surélevé qui sert de repère tactile à l'utilisateur. Ainsi, ce dernier peut sentir le centre du panneau de pilotage et les bords sans devoir regarder l'écran. Ce disque comporte 4 petites encoches de façon à pouvoir repérer tactilement les 4 directions principales.

3 ÉVALUATION DE L'INTERFACE TACTILE

3.1 Protocole et critères d'évaluation

Il est important de noter que l'interface tactile de pilotage que nous proposons vise à offrir une alternative pour les personnes qui ne peuvent pas utiliser un joystick et non pas à le remplacer pour les personnes qui sont capables de l'utiliser de façon tout à fait normale. Cependant, nous avons jugé intéressant de confronter les performances de notre interface à celles d'un joystick, non pas dans le but de les égaler, mais plutôt pour disposer de niveaux de référence.

L'évaluation a été menée dans une salle d'analyse de mouvement (Fig. 3) disposant de marqueurs de tracking 3D afin d'avoir une grande précision lors de l'analyse du mouvement du fauteuil. Nous avons utilisé un fauteuil roulant de type Salsa R2, de Sunrise Medical, ayant deux grandes roues motrices à l'arrière et deux roues folles à l'avant. Nous avons utilisé le joystick livré par le constructeur du fauteuil sans modification par rapport au réglage d'usine. La tablette utilisée est

² Nous ne présentons ici que les éléments de l'interface en rapport avec l'évaluation réalisée. [2] donne plus de détails sur les choix de conception et les différentes configurations possibles de l'interface.

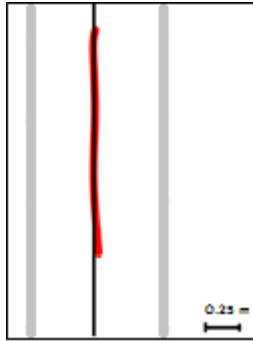


Figure 4: Illustration du passage (rouge) d'un utilisateur dans la tâche de suivi de ligne droite (noir). Le couloir est représenté par les lignes grises.

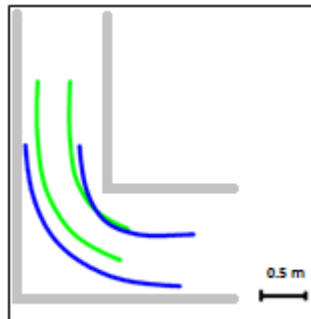


Figure 5: Illustration du passage (traces avant et arrière du fauteuil en bleu et en vert) d'un utilisateur dans la tâche de virage à 90°. Le couloir est représenté par les lignes grises.

une Sony Xperia Z Ultra sous Android Lollipop. Concernant l'interface tactile, nous avons choisi d'évaluer la configuration circulaire avec un contrôle progressif et continu de la vitesse et de la direction du mouvement car c'est cette configuration qui se rapproche le plus de la précision de contrôle offerte par le joystick. Le joystick et la tablette ont été placés alternativement au même endroit du fauteuil.

Un groupe apparié de quatre participants non handicapés, a testé le joystick et l'interface tactile afin de comparer leurs performances. Chaque sujet devait effectuer, à trois reprises, la tâche demandée avec les deux dispositifs de pilotage. L'ordre des dispositifs a été alterné afin de pallier à l'effet d'apprentissage. Chaque tâche devait être effectuée à deux niveaux différents de vitesse maximale (2 km/h et 4 km/h). Le premier, relativement faible, pousse l'utilisateur à rester plus longtemps à la vitesse maximale. Cela permet d'indiquer si l'utilisateur peut atteindre efficacement la vitesse maximale et de la conserver avec le dispositif. En revanche, le deuxième niveau pousse l'utilisateur à bien contrôler sa vitesse surtout dans les manœuvres délicates. Ceci permet de mieux comparer la sensibilité de l'interface et sa précision dans le pilotage. Trois différentes situations, inspirées du « Wheelchair Skill Test » [7], ont été testées : suivi d'une ligne droite, virage à 90° et franchissement de porte. Les Fig. 4, Fig. 5 et Fig. 6 donnent un aperçu de la disposition des passages avec un exemple de passage d'un sujet pour chacune des tâches.

Douze marqueurs infrarouges ont été placés sur différents endroits du fauteuil pour assurer un suivi précis du mouvement du fauteuil. L'acquisition des données des marqueurs a été faite à une fréquence de 100 Hz. Une phase de prétraitement des données a été nécessaire afin de reconstituer quelques données de mouvement manquantes par interpolation. Ensuite, un filtre passe-bas (filtre Butterworth de 6^{ème} degré, c.o.f = 1Hz) sur Matlab R2016b a été appliqué aux trajectoires des marqueurs afin d'éliminer les signaux parasites. La dernière étape dans le traitement des données fut l'extraction de critères de stabilité du pilotage (cf. section suivante). L'analyse statistique des résultats a été réalisée avec l'outil « stats » dans R.

3.2 Evaluation, résultats et discussion

3.2.1 Tâche 1 : suivi d'une ligne droite. Une ligne droite, d'une longueur de 3.5 m, a été dessinée au sol et les sujets devaient la suivre. Cette tâche permet de voir si le sujet arrive à conserver une direction rectiligne. Les critères de stabilité calculés sont : la vitesse moyenne, le temps mis pour parcourir la distance, le pourcentage de temps où la personne a conservé une vitesse constante et la déviation totale par rapport à la ligne droite. Les tests statistiques ont révélé que nos données ne respectaient pas une distribution normale (pour cette tâche ainsi que pour les deux autres). Nous avons donc appliqué un test non-paramétrique : « Wilcoxon signed test ». Pour chaque critère de stabilité, l'hypothèse H0 était que les deux dispositifs (joystick et tablette) avaient la même médiane. Les résultats sont listés dans le tableau 1.

Pour cette tâche, nous pouvons remarquer que les utilisateurs sont plus rapides avec le joystick qu'avec l'interface tactile. On peut expliquer ceci par le fait que, sur cette dernière, la zone réservée à la conservation de la vitesse maximum n'était pas assez large pour accommoder les différentes

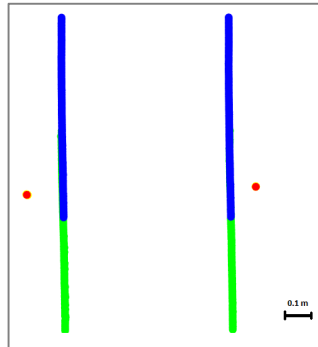


Figure 6: Illustration du passage (traces avant et arrière du fauteuil en bleu et en vert) d'un utilisateur dans la tâche de franchissement de porte. Les bords de la porte sont représentés par les points rouges.

tailles des doigts des sujets. Ainsi, même si les utilisateurs avaient l'impression d'être dans la zone correspondant à la vitesse maximale, le pointeur détecté était, en réalité, localisé un peu en dessous. Ceci a naturellement affecté le temps mis pour traverser la distance. Il faudra donc dans les versions futures agrandir un peu plus cette zone. La déviation par rapport à la ligne tracée ne présente pas de différence significative. On peut en déduire que la tablette a permis de conserver, aussi bien que le joystick, une trajectoire rectiligne. Cependant, un résultat qui n'était pas anticipé est le fait que la tablette a permis de garder une vitesse constante plus longtemps que le joystick. On peut expliquer ceci par le fait qu'il est plus facile avec la tablette de maintenir une vitesse maximale tout en corrigeant la trajectoire en suivant la bordure du cache.

Pour cette tâche, nous pouvons remarquer que les utilisateurs sont plus rapides avec le joystick qu'avec l'interface tactile. On peut expliquer ceci par le fait que, sur cette dernière, la zone réservée à la conservation de la vitesse maximum n'était pas assez large pour accommoder les différentes tailles des doigts des sujets. Ainsi, même si les utilisateurs avaient l'impression d'être dans la zone correspondant à la vitesse maximale, le pointeur détecté était, en réalité, localisé un peu en dessous. Ceci a naturellement affecté le temps mis pour traverser la distance. Il faudra donc dans les versions futures agrandir un peu plus cette zone. La déviation par rapport à la ligne tracée ne présente pas de différence significative. On peut en déduire que la tablette a permis de conserver, aussi bien que le joystick, une trajectoire rectiligne. Cependant, un résultat qui n'était pas anticipé est le fait que la tablette a permis de garder une vitesse constante plus longtemps que le joystick. On peut expliquer ceci par le fait qu'il est plus facile avec la tablette de maintenir une vitesse maximale tout en corrigeant la trajectoire en suivant la bordure du cache.

Tableau 1 : Résultats de l'analyse statistique des données de la première tâche.

Critère de performance	Vitesse	Valeur de p ($\alpha=0.05$)	Médiane interface tactile	Médiane joystick
Vitesse moyenne	1	0.006836	0.61 m/s	0.67 m/s
	2	0.00097	0.97 m/s	1.08 m/s
Durée du parcours	1	0.008686	5.85 s	5.27 s
	2	0.003822	3.66 s	3.29 s
% de temps à vitesse constante	1	0.02686	89.79 %	86.87 %
	2	0.002441	76.02 %	72.23 %
Déviation de la ligne droite	1	ns	0.107 m ²	0.094 m ²
	2	ns	0.111 m ²	0.106 m ²

3.2.2 Tâche 2 : Virage 90°. Le virage mis en place correspond à celui d'un couloir étroit dans un bâtiment conforme aux normes d'accessibilité. Pour cette tâche, nous avons considéré la vitesse à l'entrée du virage qui donne une idée sur le niveau de confiance que le dispositif de pilotage permet avant d'entamer un virage serré. Nous avons calculé ensuite la vitesse moyenne ainsi que la vitesse

en sortie. Ces deux métriques nous donnent une idée sur le niveau de confiance à l'intérieur et juste après le virage. Nous avons aussi calculé le pourcentage de temps pendant lequel l'utilisateur a conservé une vitesse angulaire constante. Enfin, nous avons comptabilisé le nombre de collisions avec les cônes qui représentent les murs du couloir. Les résultats sont listés dans le tableau 2.

Tableau 2 : Résultats de l'analyse statistique des données de la deuxième tâche.

Critère de performance	Vitesse	Valeur de p ($\alpha=0.05$)	Médiane interface tactile	Médiane joystick
Vitesse à l'entrée du virage	1	ns	0.65 m/s	0.67 m/s
	2	0.006636	0.96 m/s	1.10 m/s
Vitesse moyenne	1	0.001465	0.52 m/s	0.57 m/s
	2	0.001465	0.63 m/s	0.75 m/s
Vitesse à la sortie du virage	1	0.004883	0.60 m/s	0.68m/s
	2	0.006836	0.88 m/s	1.00m/s
Temps total	1	0.006836	4.32 s	3.92 s
	2	0.004883	3.36 s	3.04 s
Distance linéaire totale	1	ns	2.267 m	2.269 m
	2	ns	2.29 m	2.26 m
% de temps à vitesse angulaire constante	1	ns	25.48 %	31.45 %
	2	ns	13.00 %	13.54 %
Nombre de collisions	1	---	3	0
	2	---	3	1

Concernant cette tâche, un avantage apparaît pour le joystick comparé à la tablette au vu de plusieurs critères. Ceci est notable surtout au niveau de la vitesse et le temps de passage. Une des explications est liée à la taille de la zone réservée à garder une vitesse maximum sur la tablette tactile, comme expliqué dans le paragraphe précédent. Une autre explication est que le joystick donne plus de confiance à entreprendre une tâche où la manœuvre est relativement plus compliquée que l'interface tactile. En effet, les sujets ont noté que cette dernière semblait trop sensible par rapport au joystick. Le moindre déplacement du doigt est immédiatement ressenti au niveau du mouvement du fauteuil, surtout à grande vitesse. Le joystick, par contre, leur semblait plus tolérant et moins sensible aux petits mouvements involontaires que pouvaient avoir leurs mains lorsqu'ils manœuvraient pour passer le virage. Ceci se reflète aussi sur le nombre de collisions avec les « murs » du couloir vu le caractère plus impulsif de l'interface tactile. Cette remarque montre l'importance d'appliquer un filtre aux mouvements de la main même quand l'utilisateur ne souffre pas de tremblements cérébelleux. Une étape future dans le développement de

3.2.3 *Tâche 3: Franchissement de porte.* Pour le passage de porte, nous avons calculé la vitesse d'entrée, la vitesse de passage, ainsi que la vitesse de sortie de la porte. Nous avons aussi calculé le pourcentage de temps où l'utilisateur a conservé une vitesse linéaire constante. Le nombre de collisions avec les bords de la porte a également été comptabilisé. Les résultats sont listés dans le tableau 3.

Tableau 3: Résultats de l'analyse statistique des données de la troisième tâche.

<i>Critère de performance</i>	<i>Vitesse</i>	<i>Valeur de p ($\alpha=0.05$)</i>	<i>Mediane interface tactile</i>	<i>Mediane joystick</i>
Vitesse à l'entrée	1	ns	0.60 m/s	0.66 m/s
	2	ns	0.98 m/s	1.07 m/s
Vitesse moyenne	1	ns	0.62 m/s	0.67 m/s
	2	0.006836	0.97 m/s	1.08 m/s
Vitesse à la sortie	1	ns	0.65 m/s	0.67 m/s
	2	0.001465	0.97 m/s	1.09 m/s
Durée du passage	1	ns	1.93 s	1.79 s
	2	0.009816	1.22 s	1.10 s
% de temps à vitesse linéaire constante	1	ns	100 %	100 %
	2	ns	80.02 %	72.02 %
Nombre de collisions	1	---	1	1
	2	---	3	3

Pour cette tâche, la performance des deux dispositifs est similaire au niveau 1 de vitesse. Pour le niveau 2, le joystick se distingue par rapport à l'interface tactile. La vitesse d'entrée était similaire, ce qui suggère que les sujets avaient relativement le même niveau de confiance au début de la manœuvre avec les deux interfaces. Une fois la manœuvre commencée, la vitesse avec la tablette a baissé ce qui rejoint le point évoqué dans le paragraphe précédent. Une dernière remarque concernant cette tâche mais aussi la précédente, est que la précision des sujets a tendance à baisser quand la vitesse augmente ; d'où la hausse du nombre de collisions. Une piste d'amélioration future possible est l'adaptation de l'interface de contrôle selon la difficulté de la manœuvre, soit par une réduction automatique de la vitesse si elle est jugée trop élevée lors des manœuvres ou la diminution de la sensibilité du contrôle à l'aide de filtres.

4 CONCLUSION

Ce papier présente les résultats d'une étude pilote pour l'évaluation d'une interface tactile pour le pilotage d'un fauteuil roulant électrique. Ces résultats montrent une performance encourageante de cette nouvelle interface comparativement au dispositif de pilotage classique (joystick). L'étude a permis de mettre en évidence différents points à améliorer au niveau de l'interface tactile de pilotage. Plus concrètement, une meilleure accommodation de la taille des doigts de chaque utilisateur devra permettre une meilleure précision au niveau du panneau de pilotage. Elle permettra cependant d'exploiter au mieux tout le panneau y compris les bords. Nous allons aussi optimiser la sensibilité du pilotage et la rendre adaptable à l'utilisateur afin de palier au caractère impulsif noté lors de cette étude tout en gardant une bonne précision du pilotage. Une adaptation du pilotage selon la difficulté de la manœuvre pourra aussi être introduite dans l'interface tactile. Cette étude est la première étape dans l'évaluation de l'interface tactile. Une étude clinique devra suivre avec des utilisateurs cibles. Une évaluation qualitative accompagnera l'approche quantitative et visera à évaluer l'interaction d'utilisateurs cibles avec notre interface tactile dans des centre d'accueil pour une durée déterminée.

RÉFÉRENCES

- [1] R.Lee Kirkby. 2006. Wheelchair Skill Assesment and Training. CRC Press, Taylor and Francis Group, Boca Rota, FL, USA (Nov. 2006),
- [2] Youssef Guedira, René Farcy, Yacine Bellik. Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roullants Electriques. Actes de la 28i`eme conf`erence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, Oct 2016, Fribourg, Suisse.
- [3] Ministère de la Transition Ecologique et Solidaire, Ministère la Cohésion des Territoires. 2017. *Réglementation Accessibilité Batiment*. Master's thesis. Web: <http://www.accessibilite-batiment.fr/> (retrieved on March 2017)
- [4] P D.J. Kupetz, S. A. Wentzell and B. F. BuSha. 2010. Head Motion Controlled Power Wheelchair. In *Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference*. 26-28 March 2010. New York, NY, USA. IEEE..
- [5] Quynh Xuan Nguyen, Jeong Sang Jo. 2012. Electric wheelchair control using head pose free eye-gaze tracker. In *Electronic Letters*, 48 (13), June 21st, 2012. IET. London, England.
- [6] Brice Rebsamen, Etienne Burdet, Cuntai Guan, Hailhong Zhang, Chee Leong Teo, Qiang Zeng, Christian Laugier and Marcelo H. Ang JR. 2007 Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought. In *IEEE Intelligent Systems*, 22 (2), March-April 2007. IEEE (2007)
- [7] Dalhousie University. 2013. Wheelchair Skill Test Program. Web: <http://www.wheelchairskillsprogram.ca/eng/wspforms.php> (retrieved: March 2017).
- [8] Michael J. Rosen. 1987. *Tremor Suppressing Hand Control*. US Patent US4689449 A. Filed: Oct. 3rd, 1986. Massachusetts Institute of Technology, MA, USA.
- [9] Nadine Pellegrini, Bruno Guillon, Hélène Prigent, Michel Pellegrini, David Orlikovski, Jean-Claude Raphael, Frédéric Lofaso. 2004. Optimization of power wheelchair control for patients with severe Duchenne muscular dystrophy. In *Neuromuscular Disorders*. 14 (5), pp: 297-300. PMID (2004).
- [10] Alvin R. Tilley and Henry Dreyfuss Associates. 2001. Design Considerations for the Differently Abled. In *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. ed. 1. P: 21-22. Wiley, (December 2001).

