



HAL
open science

Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roulants Electriques

Youssef Guedira, René Farcy, Yacine Bellik

► **To cite this version:**

Youssef Guedira, René Farcy, Yacine Bellik. Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roulants Electriques. Actes de la 28ième conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, Oct 2016, Fribourg, Suisse. pp.230-236, <10.1145/3004107.3004132>. <hal-01384257>

HAL Id: hal-01384257

<https://hal.science/hal-01384257v1>

Submitted on 19 Oct 2016

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.



HAL Authorization

Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roulants Electriques

Youssef GUEDIRA

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

René FARCY

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

Yacine BELLIK

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

© ACM, 2016. This is the author's version of the work. It is posted here by permission of ACM for your personal use. Not for redistribution. The definitive version was published in Actes de la 28ème conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, 2016.
<http://dx.doi.org/10.1145/3004107.3004132>

Résumé

Dans le cadre de l'amélioration des technologies d'assistance pour les personnes en situation de handicap, ce projet vise à concevoir, développer et évaluer une interface tactile pour piloter un fauteuil roulant électrique(FRE). Il cible les utilisateurs ayant des difficultés à manipuler un joystick, le dispositif de pilotage le plus répandu pour les FRE. Nous proposons un nouveau système de contrôle du FRE sur tablette tactile ou smartphone (Android). Nous avons développé un premier prototype que nous avons pu tester avec un groupe d'utilisateurs handicapés. Les résultats obtenus étaient encourageants. Suite aux retours recueillis, nous avons pu développer un deuxième prototype qui sera bientôt en phase de test.

Mots Clés

Fauteuil roulant électrique ; interface tactile.

Abstract

In the framework of improving assistive technologies for people with disabilities, this project aims to design, develop and evaluate a tactile interface to control an electric wheelchair. It targets users who have a difficulty using a joystick, the most common control device for electric wheelchairs. We propose a new steering system with a tactile tablet or smartphone (Android). We have developed a prototype that we tested with a group of disabled users. The



Figure 1: Posture crispée de la main d'une personne souffrante de dystonie.

results were encouraging. The feedback we collected then lead to developing a second prototype which will soon be in the testing phase.

Author Keywords

Electric wheelchair; tactile interface.

ACM Classification Keywords

K.4.2. Social Issues: Assistive technologies for persons with disabilities.

Introduction

Depuis quelques dizaines d'années, de plus en plus de personnes souffrant d'un handicap moteur utilisent un FRE. Toutefois, l'utilisation de ce dernier demeure limitée pour les personnes atteintes d'infirmité motrice cérébrale (IMC), qui outre le handicap moteur, peuvent présenter un déficit au niveau des facultés cognitives, rendant le pilotage du FRE difficile voire dangereux.

Notre projet vise à équiper le fauteuil d'un système de détection de situations potentiellement dangereuses afin d'assister l'utilisateur dans sa tâche de pilotage. Notre but à terme est également d'équiper le fauteuil de différentes modalités de contrôle afin de le rendre accessible à différents profils d'utilisateurs handicapés. Nous visons aussi à ce que le système puisse communiquer de façon optimale les informations issues du système d'aide au pilotage afin de rendre efficace l'interaction entre l'utilisateur et son fauteuil.

L'utilisation d'un joystick est prédominante chez la plupart des patients pour piloter un FRE. Il peut être placé près de l'accoudoir du fauteuil pour être manipulé à la main, ou parfois au niveau du menton. Il permet de commander la vitesse et la direction du mouvement du fauteuil, de façon

progressive. Cependant, suite à divers entretiens avec des ergothérapeutes dans des centres d'accueil pour enfants polyhandicapés et après avoir observé ces derniers durant certaines tâches avec leurs fauteuils, nous avons relevé un certain nombre de problèmes liés au joystick. Ainsi, la posture crispée des mains de certains patients atteints de dystonie (Figure 1) rend la prise en main du joystick difficile. Il arrive également que sous l'effet d'une émotion, les bras de patients atteints de spasticité partent vers l'avant dans un mouvement d'extension non contrôlé conduisant à un contact involontaire avec le joystick et pouvant ainsi causer des accidents. Enfin, des patients myopathes ayant une grande faiblesse musculaire ne peuvent manipuler correctement un joystick. Un autre besoin important nous a été signalé par les ergothérapeutes : les utilisateurs de fauteuils roulants électriques souhaitent bénéficier d'un dispositif unique pour le contrôle d'un maximum d'objets de leur environnement (TV, stores, éclairage...) [6].

Interfaces alternatives existantes

Plusieurs solutions ont été explorées dans la littérature afin de proposer des systèmes alternatifs pour le pilotage d'un FRE. Quelques-uns ont même atteint le stade du produit commercial, comme la commande par la langue [2] ou le soufflet [3]. La commande vocale a été explorée mais cette modalité est lente et fatigante pour l'utilisateur. De plus, l'utilisateur peut activer une commande de façon involontaire et le système peut capter une commande ne venant pas de l'utilisateur lui-même, ce qui peut être source d'un danger potentiel. Des techniques de filtrage sont utilisées dans [4] pour rendre le système dépendant du locuteur mais elles exigent beaucoup plus de ressources.

Un fauteuil roulant électrique peut aussi être contrôlé par une commande occipitale. Hirsch et al. [5] proposent l'utilisation

d'un collier capacitif. Le système peut être entraîné à reconnaître différents mouvements du cou et les associer à des commandes. Toutefois, les mouvements involontaires non destinés à commander le fauteuil peuvent engendrer un déplacement non désiré. Afin de filtrer les commandes parasites, les auteurs proposent de doubler le geste occipital pour chaque commande mais cette solution ralentit l'interaction et la rend plus fatigante pour le patient.

Les interfaces cerveau-machine ou BCI (Brain Computer Interfaces), basées sur la lecture de signaux cérébraux ont elles aussi été expérimentées pour contrôler un FRE. Que ce soit à travers un potentiel évoqué [7] ou grâce à l'utilisation de l'imagerie motrice [8], les BCI restent confrontées à des défis techniques de traitement du signal qui les rendent trop lentes et trop intrusives pour être utilisées dans une tâche de pilotage au quotidien.

Concernant les interfaces tactiles, un touchpad résistif rectangulaire est utilisé dans [9]. En considérant le point central comme référentiel, le doigt de l'utilisateur définit un vecteur vitesse pour diriger le fauteuil. Les auteurs proposent de marquer les différentes directions principales par du ruban adhésif afin de fournir des repères à l'utilisateur. Cependant, pour que le toucher soit détecté, l'utilisateur doit exercer une certaine pression ce qui peut être problématique si ce dernier souffre d'une faiblesse musculaire. Dans leur système [10], Chen et al. ont remédié à cela en utilisant un écran tactile capacitif placée sur l'accoudoir du fauteuil. Le problème dans ce système concerne la modalité de sortie qui est entièrement visuelle. L'utilisateur est contraint de regarder l'écran en permanence pour se repérer dans l'interface. Ceci peut le distraire de la tâche de pilotage et être source de danger potentiel.

Dans le cas de nos utilisateurs cibles, la modalité tactile semble être très adaptée : une interface tactile peut être manipulée même en ayant une posture crispée des mains. Aussi, la surface tactile étant posée à plat, en cas de mouvement d'extension des bras vers l'avant, le contact avec celle-ci sera perdu, ce qui aura pour effet, l'arrêt immédiat du fauteuil. De plus l'utilisation d'une interface tactile requière moins d'effort musculaire que celle d'un joystick. Dans notre système, nous explorons cette modalité par le biais d'un smartphone ou d'une tablette. Cependant, pour remédier aux problèmes rencontrés dans [9] et [10], nous utilisons une tablette avec un écran capacitif. Nous avons par ailleurs, conçu un cache qui se place sur l'écran afin de permettre à l'utilisateur de se repérer dans l'interface en utilisant uniquement le toucher. En fin, la tablette ou le smartphone peut constituer la plate-forme de contrôle unique idéale recherchée par les utilisateurs.

La section qui suit décrit l'architecture générale du système. Nous détaillerons ensuite les modalités d'interaction utilisées. Nous aborderons alors les résultats issus du test préliminaire effectué auprès de quelques utilisateurs handicapés. Les résultats de ces tests nous ont permis d'améliorer la conception de notre système lors du second prototype décrit dans la section qui suit. Enfin, nous décrirons brièvement le protocole d'expérimentation qui sera utilisé pour l'évaluation du second prototype.

Architecture du système proposé

Un des premiers problèmes auquel nous avons été confrontés a été la prise de contrôle d'un fauteuil existant à partir d'une application Android. Pour cela, nous avons utilisé un module de contrôle R-net IOM (Input-Output Module) qui contourne l'interface du joystick. Ce module permet de commander le fauteuil sans modifier son système interne, ce qui préserve la

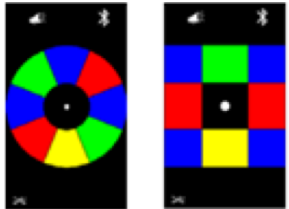


Figure 3 : Différentes configurations de l'interface de pilotage.



Figure 4 : A gauche, le modèle du cache en 3D. A droite, la tablette avec la première version du cache.

garantie du fauteuil. Ceci est primordial pour le pilotage par une personne handicapée.



Figure 2 : Contrôle du mouvement du fauteuil.

Le module IOM donne accès à deux modes de contrôle différents : numérique et analogique. Le premier offre un contrôle de la vitesse du fauteuil selon un mode discret « tout-ou-rien ». La vitesse correspondant au niveau "tout" peut-être choisie au préalable, parmi cinq vitesses différentes, allant de la plus lente à la plus rapide. Ce mode permet également des mouvements dans huit directions différentes : avant, arrière, gauche, droite et les quatre diagonales. Le second mode permet un contrôle continu et plus fin aussi bien de la vitesse que de la direction du mouvement. Le mode analogique étant plus complexe à mettre en œuvre, nous avons décidé, dans une première étape, de commencer par la mise en œuvre du mode numérique. Bien que ce dernier soit moins intuitif pour une tâche de pilotage, il nous permet une première phase de mise en place des modalités d'interaction entre l'utilisateur et le fauteuil.

La tablette Android communique avec le système de contrôle par connexion Bluetooth. Nous avons mis en place un protocole propriétaire d'échange de données afin de sécuriser cette liaison et permettre l'arrêt automatique du fauteuil en

cas de défaillance de la connexion Bluetooth. Dans une phase ultérieure de tests, nous comptons explorer d'autres types de communication (filaire par exemple) afin d'évaluer leur efficacité et leur éventuelle latence pour permettre un pilotage et une interaction plus rapides.

Modalités d'entrée/sortie

Nous avons utilisé une tablette Android du commerce de 179x92 mm, dotée d'un écran capacitif de 6,4 pouces. Cette taille permet d'avoir relativement la même plage de course qu'un joystick de fauteuil roulant. Nous explorerons l'effet de différentes dimensions sur le pilotage du FRE dans une phase ultérieure du projet. La tablette est fixée près de l'accoudoir de manière à permettre une utilisation de l'interface sans effort.

Dans le premier prototype, l'interface propose une palette à l'utilisateur à travers laquelle ce dernier peut choisir la direction du mouvement souhaité. Deux configurations principales (Figure 3), paramétrables par l'utilisateur, sont possibles en fonction de la forme de la palette (circulaire ou rectangulaire). Bien que la version circulaire soit plus rapide puisqu'elle minimise la distance entre les régions de contrôle non-adjacentes, nous souhaitons néanmoins explorer de nouvelles alternatives susceptibles de s'avérer plus efficaces pour certains profils de handicap. Par exemple, l'interface rectangulaire donne relativement plus d'espace de contrôle ce qui permet son utilisation même en ayant une main tremblante. L'interface gère également le multitouch. Dans ce cas, c'est le dernier doigt posé qui est prioritaire. Ceci permet à l'utilisateur de corriger sa trajectoire avec un moindre effort et plus de fluidité.

Une tablette est un dispositif reposant intrinsèquement sur le mode visuel. L'utiliser telle quelle pour piloter un FRE



Figure 5: Une personne handicapée en train de tester le système.

obligerait l'utilisateur à regarder constamment son écran. C'est pour cela que nous avons mis en place plusieurs modalités de sortie afin d'aider l'utilisateur à positionner ses doigts sans avoir à regarder directement la tablette. Premièrement, nous avons conçu un cache qui reflète la configuration de l'interface et qui vient se poser sur la tablette (figure 4). Il comporte une zone surélevée, au centre, servant de repère principal pour positionner la main de l'utilisateur. La taille de cette zone a été soigneusement fixée de telle façon à pouvoir être ressentie sans toucher l'écran mais sans être trop élevée afin de ne pas gêner les mouvements de la main. Nous avons également utilisé des vibrations et des bips sonores qui signalent à l'utilisateur quand il touche/relâche l'écran ainsi que lors du passage d'une direction à l'autre.

Evaluation du premier prototype

Nous avons organisé quelques sessions d'évaluation préliminaire avec cinq personnes handicapées (figure 5) qui utilisent régulièrement un FRE avec joystick. Nous avons pu observer leurs façons d'interagir avec notre système et collecter leurs impressions et remarques à travers des questionnaires d'appréciation subjective en vue de l'amélioration du système.

Notre premier prototype a obtenu un score encourageant de 85,5% au questionnaire SUS (System Usability Scale [11]). Ceci indique une bonne acceptation du concept de contrôle d'un FRE par le biais d'une interface tactile. Toutefois, nous avons relevé plusieurs remarques utiles pour la conception des prochaines versions. Premièrement, l'intensité des bips sonores n'a pas été très appréciée par les utilisateurs. Cela leur causait une certaine distraction par rapport à la tâche de pilotage. Dans les prochaines versions de l'application, il conviendra d'explorer l'utilisation de sons plus doux, diminuer

leur fréquence, voire même les supprimer si l'utilisateur le désire. Quant aux vibrations, elles se sont avérées moyennement utiles pour se repérer dans l'interface. Par contre, la présence du cache a été bien appréciée et a rendu l'interface tactile mieux utilisable dans le pilotage du FRE. Toutefois, la remarque la plus importante que nous avons recueillie est que le mode de pilotage numérique (notamment le contrôle de la vitesse en tout-ou-rien) est trop brusque. Ceci a rendu les utilisateurs hésitants et n'a pas permis un pilotage fluide du FRE. C'est pourquoi, le développement d'un second prototype implémentant le mode analogique est devenu notre priorité.

Second prototype : contrôle continu

L'évaluation préliminaire du premier prototype a montré l'importance du contrôle continu de la vitesse et de la direction du mouvement. C'est pourquoi, nous avons axé nos efforts sur le développement d'un second prototype offrant ce type de contrôle. De plus, cela nous permettra de confronter notre système de contrôle à celui du joystick qui utilise ce mode et de disposer ainsi d'une base de comparaison. L'état actuel du système supporte le mode analogique et permet désormais un contrôle continu de la vitesse et de la direction du mouvement.

Concernant les modalités d'entrée, nous avons conservé ce que nous avons dans la première version : une interface circulaire et une autre rectangulaire (Figure 6). La vitesse du mouvement est proportionnelle à la distance de la position centrale de repos. Nous avons mis en place une zone tampon sur la bordure intérieure de la zone de contrôle qui permet de maintenir la vitesse maximum et de compenser l'effet que peut avoir la taille du doigt de l'utilisateur sur le point de contact. Cependant, la séparation de l'interface de contrôle en différentes régions ne devrait plus être utile vu que le

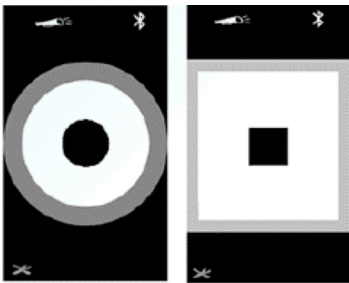


Figure 6: Choix de conception de l'interface de contrôle adaptée au mode de pilotage progressif.



Figure 7: Tablette avec le 2ème prototype du cache.

contrôle de la direction est continu. Ceci a impacté la conception du nouveau cache tactile : nous avons ainsi supprimé les séparations entre les différentes régions tout en gardant la zone centrale surélevée (Figure 7). En bas du cache, nous avons ajouté un repose main cylindrique qui non seulement offre à la main une position encore plus relâchée mais aide aussi à mieux se repérer pour le contrôle de la vitesse lors d'une manœuvre en marche arrière. Nous avons également gardé la gestion du multitouch qui permet à l'utilisateur de corriger sa trajectoire avec un effort moindre.

Pour les modalités de sortie, les bips sonores ont été maintenus tout en utilisant un son plus doux. Nous avons enfin gardé les vibrations mais seulement lors d'un changement majeur de direction.

Evaluation du second prototype

Actuellement, nous entamons la première phase d'expérimentation pour tester le deuxième prototype et confronter sa performance à celle du joystick. Ces tests comportent d'abord une étape de familiarisation avec le pilotage d'un FRE en utilisant l'interface présentée. L'utilisateur devra ensuite effectuer le parcours décrit dans la Figure 8 le plus rapidement possible et sans heurter les plots indiqués en orange sur la figure. En dernier lieu, nous introduisons une tâche parallèle afin d'évaluer la charge cognitive induite par l'interface de contrôle. Nous comptons comparer les temps mis par les utilisateurs pour effectuer les tâches demandées dans le cas des deux systèmes (joystick et tablette) ainsi que le succès du passage (nombre de collisions avec des obstacles). Les tâches citées se feront en différents niveaux de vitesse pour voir comment ce facteur pourrait influencer la performance de chaque système.

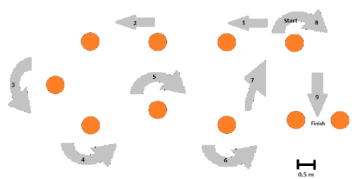


Figure 8: Parcours lors de l'évaluation du second prototype.

Conclusion

Un fauteuil roulant électrique peut apporter une aide très importante à beaucoup de personnes souffrant d'un handicap moteur. Malheureusement, le moyen de contrôle le plus répandu (joystick) n'est pas assez adapté à certains profils de handicap. Dans cet article, nous avons exploré une solution tactile sur tablette Android qui permettra d'adresser les problèmes rencontrés par nos utilisateurs cibles. Nous avons également exploré différentes modalités d'interaction dont un cache pour un retour haptique. Nous avons conçu un premier prototype qui se base sur un mode de pilotage permettant un contrôle discret de la vitesse et de la direction. Après l'avoir testé avec un groupe d'utilisateurs handicapés, nous avons constaté l'importance du contrôle continu. Dans le cadre de notre démarche de conception itérative, nous avons conçu un deuxième prototype qui offre ce contrôle continu et dans lequel nous avons amélioré les modalités de sortie en fonction des remarques recueillies lors des premiers tests. Ce deuxième prototype sera testé prochainement afin de le comparer au contrôle par joystick et évaluer nos choix de conception. Nous comptons évaluer notre système dans différentes conditions : intérieur, extérieur, terrain plat, accidenté, etc. afin de prendre en compte tous les facteurs qui pourraient influencer sur son utilisabilité (vibrations par exemple). Les prochaines phases de conception et d'évaluation se focaliseront également sur les spécificités ergonomiques liées à nos utilisateurs cibles notamment les patients atteints de spasticité, dystonie et de myopathie.

Remerciements

Nous remercions l'association Tarbaya Video et les personnes handicapées ayant participé aux tests du premier prototype.

Bibliographie

1. Kondo, Y., Miyoshi, T., Terashima, K. and Kitagawa, H, *Navigation Guidance Control Using Haptic Feedback for Obstacle Avoidance of Omni-directional Wheelchair*. 2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, (Reno, NE, USA, 2008), IEEE, 437-444.
2. Kim, J, Park, H, Bruce, J, Sutton, E, Rowles, D., Pucci, D., Holbrook J., Minocha, J., Nardone, B., West, D., Laumann, A., Roth, E., Jones, M., Veledar, E. and Ghovanloo, M. The Tongue Enables Computer and Wheelchair Control for People with Spinal Cord Injury. *Science Translational Medicine*, 5(213), 166.
3. Therafin Corporation, *Whisper-Lite Swingaway Sip-N-Puff*. Retrived July 18, 2016, URL: <http://www.therafin.com/sipnpuff.htm>.
4. Shastri, D. Voice Controlled Wheelchair using Speaker Dependent Voice Recognition and Improved Format Frequency Location. *International Journal for Innovative Research in Science & Technology*, 1 (12), 461-463.
5. Hirsch, M., Cheng, J., Reiss, A., Sundholm, M., Lukowicz, P. and Amft, O., Hands-free gesture control with a capacitive textile neckband. In proc. of the 2014 ACM *International Symposium on Wearable Computers*, (New York, NY, USA, 2014) ACM, 55-58.
6. Caon, M., Carrino, S., Ruffieux, S., Abou Khaled, O. and Mugellini, E., Augmenting Interaction Possibilities between People with Mobility Impairments and Their Surrounding Environment. In *Advanced Machine Learning Technologies and Applications* vol: 322. 172-181, proceedings of the First International Conference, AMLTA 2012, Cairo, Egypt, December 8-10, 2012.
7. Chen, T. L., Zeng, Q., and Ang Jr., M. H. Controlling a Wheelchair Indoors Using Thought. *IEEE Intelligent Systems*, 22 (2), 18-24.
8. Carlson, T. and Del R. Millan, J. Brain-Controlled Wheelchairs: A Robotic Architecture. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 20, (1), 65 – 73.
9. Richey II, J. B., Jaenke, B. and Hudak, D. J. *Wheelchair Having Speed and Direction Control Touchpad*, U.S. Patent 10/429,558, Aug. 9, 2005. issued August 9, 2005
10. Chen, T. S., Kuo, Y. C., Syu, Y. S. and Kuo, C. H. A Touch-Based Wheelchair Control Interface: Concept and Implementation. *Applied Mechanics and Materials*, 300-301(1), 1471-1474.
11. Brooke, J. SUS: a 'quick and dirty' usability scale. *Usability Evaluation in Industry*, Chapter 21, ed: P. W. Jordan, Taylor and Francis. Abingdon. UK, 1996.