

Assistance à la Conduite par Approche Déictique pour Fauteuil Intelligent

F. Leishman, V. Monfort, O. Horn et G. Bourhis

Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales (L.A.S.C)
leishman@univ-metz.fr

Abstract. Dans cette publication, nous présentons une assistance à la mobilité en fauteuil électrique. Cette assistance propose aux conducteurs une fonctionnalité de suivi de mur ainsi qu'un franchissement automatique de passages étroits utilisables via une interface déictique. L'objectif est ici de comparer une conduite semi autonome avec cette assistance par rapport à une conduite manuelle classique par joystick. On souhaite que son évaluation porte sur l'humain. Pour cela, nous mettons en œuvre un protocole d'essai utilisant une méthode de double tâche afin de mesurer la charge attentionnelle des sujets pour chaque type de conduite. On effectue également une analyse plus fine de la charge attentionnelle des sujets afin d'identifier les types d'actions dans lesquelles celle-ci est la plus importante dans les deux modes de conduite pour pouvoir les comparer.

Keywords. fauteuil intelligent, contrôle déictique, évaluation cognitive.

1 Introduction

Aujourd'hui, beaucoup de personnes handicapées ont des difficultés à conduire leur fauteuil électrique avec un joystick standard. Une étude clinique, présentée dans [1], estime qu'entre 9 et 10% des personnes lourdement handicapées sont dans ce cas. Dans l'objectif de rendre la mobilité à ces personnes, de nombreuses recherches ont été menées depuis la fin des années 80 sur le développement de fauteuils intelligents [2]. Les premiers projets privilégiaient un fonctionnement autonome issu de la robotique mobile. L'utilisateur indique un emplacement à atteindre, ou une direction à suivre automatiquement. Les situations rencontrées sont gérées de manière autonome à l'aide de la perception sans faire appel à la cognition humaine. Ici, l'utilisateur peut se sentir dirigé par le fauteuil et ainsi être réticent à utiliser ce type d'assistance. Par opposition à cette approche, le fonctionnement manuel demande à l'utilisateur d'effectuer lui-même l'ensemble des déplacements augmentant ainsi sa charge de travail physique. On peut alors rechercher une voie intermédiaire, répartissant au mieux les tâches entre l'utilisateur et la machine [3], [4]. Dans cette optique, nous nous intéressons à une approche semi-autonome proposant un ensemble de fonctionnalités d'aide à la mobilité que l'utilisateur déclenche à partir d'une interface adaptée.

1.1 Interaction Humain Machine

L'interface de commande de fauteuil électrique la plus utilisée est le joystick [5], [6]. Tous les fauteuils électriques standards en sont équipés. Ce même capteur peut servir également à bouger un curseur sur un écran et désigner ainsi un objectif [7]. Dans le cas où l'utilisateur a des difficultés à conduire le fauteuil avec un joystick, on utilise généralement des capteurs tout ou rien, comme par exemple, les capteurs de contact (type bumper) pour la tête ou le menton, des capteurs de souffle [8] ou autres boutons poussoirs. Les interfaces basées sur ce type de commande utilisent une approche par « balayage » des informations. Elle consiste à proposer les différentes options de navigation les une après les autres sur un écran. L'utilisateur sélectionne ensuite l'action de son choix avec l'appui sur la commande [9], [10].

Enfin, des commandes plus élaborées, ont également été développées basées par exemple sur la récupération des signaux physiologiques (EOG) [10], sur l'analyse de la gestuelle ou du visage de l'utilisateur avec une caméra vidéo [11], sur des commandes vocales [12] ou, plus récemment, sur des commandes de type cerveau ordinateur [13] ou des commandes basées sur l'utilisation de la langue [14].

1.2 L'approche déictique

L'approche déictique consiste à utiliser un aperçu de l'environnement comme interface de commande. Le but est de présenter un aperçu de l'environnement le plus proche possible de la perception de l'utilisateur de manière à ce qu'elle soit intuitive et simple d'utilisation. Pour effectuer un déplacement, l'utilisateur indique la localisation dans l'environnement qu'il souhaite atteindre en la pointant sur l'interface. Ensuite, le fauteuil se déplacera automatiquement à cette position. Comme la commande est donnée ponctuellement, elle n'impose pas beaucoup d'effort à l'utilisateur. Dans le domaine de la robotique mobile, plusieurs projets illustrent cette approche. Par exemple, dans [16], une plateforme mobile utilise l'image vidéo d'une caméra comme interface de pilotage. L'utilisateur pointe un endroit de l'image et le robot s'y rend automatiquement. La méthodologie utilisée se base sur un algorithme de suivi vidéo. Cette fonctionnalité de navigation vers un point est complétée par une fonctionnalité d'évitement d'obstacle qui assure un déplacement sans collision. De même dans [17], un robot mobile équipé d'un système de vision et d'encodeurs, est commandé à distance par ordinateur. Son interface présente à l'utilisateur la vision perçue par le robot. Pour effectuer un déplacement, celui-ci indique l'endroit dans lequel il veut positionner le robot en le pointant dans l'image vidéo. Le point montré est converti en position topographique en utilisant un modèle de projection de l'image vidéo vers le plan du sol. Enfin, une trajectoire est planifiée et suivie en utilisant les données odométriques. Cette approche est également utilisée dans l'assistance à la préhension d'objet pour la commande d'un bras robotisé monté sur un fauteuil électrique [18].

Dans le domaine des fauteuils roulants intelligents, une première approche se basant sur un système de vision est développée dans [19]. L'interface déictique contient un panel proposant à l'utilisateur les différentes possibilités de déplacement ainsi que l'image vidéo comme aperçu de l'environnement. Pour commander le fauteuil, l'utilisateur choisit le type d'ordre à effectuer sur le panel et pointe l'endroit

de l'environnement qu'il souhaite atteindre sur l'image vidéo. Ensuite, le suivi de l'endroit ciblé dans l'image est réalisé avec un traitement d'image basé sur le théorème de Bayes. Ici, la gestion du déplacement du fauteuil n'a pas été traitée. Une approche similaire a également été développée dans [20], où l'interface est projetée avec un vidéo projecteur sur la tablette du fauteuil. Celle-ci contient l'image vidéo de l'environnement et des boutons pour choisir le mode de fonctionnement (aller à, avancer en évitant les obstacles, suivre ce mur, aller ici en trois points). Pour se déplacer, l'utilisateur choisit une fonctionnalité en la montrant sur la tablette, et ensuite, il doit pointer sur l'image, l'endroit où il souhaite aller.

Dans la suite de cette communication nous présentons la commande déictique que nous avons conçue et nous évaluons la charge cognitive attentionnelle supplémentaire qu'elle induit par rapport à un contrôle manuel classique du fauteuil.

2 L'assistance à la conduite avec une interface déictique

Notre assistance à la conduite est développée sur le prototype de fauteuil roulant intelligent, le VAHM. Il s'agit d'un fauteuil du commerce Storm3™ équipé de capteurs lasers à balayage, d'une caméra, d'un ordinateur portable, et d'une carte de contrôle (figure 1). Elle propose deux fonctionnalités, le suivi de mur et le franchissement automatique de passage étroit utilisable via une interface déictique [21]. Le principe est de proposer à l'utilisateur d'indiquer sa cible sur une interface présentant un aperçu de l'environnement. Le fauteuil s'y déplace alors automatiquement. Pour cela, nous utilisons l'image vidéo de la caméra pour réaliser l'interface et les capteurs lasers à balayage pour repérer et mouvoir le fauteuil dans l'environnement.

L'interface, composée de l'aperçu de l'environnement, montre à l'utilisateur un ensemble d'éléments surlignés correspondant aux actions que peut réaliser le fauteuil en automatique. De plus, un code couleur est utilisé pour différencier les actions. Ainsi, le suivi de mur sera mis en évidence par deux rectangles verts, affichés à gauche et à droite de l'interface (correspondant respectivement à un suivi de mur gauche et droite). Les passages étroits sont surlignés par des rectangles bleus prenant leurs formes sur l'interface. L'utilisateur n'a plus qu'à indiquer sa cible pour lancer l'action correspondante. Cela permet de réaliser une commande de type « Je veux franchir cette porte » en une seule indication sur l'interface (en pointant le rectangle bleu surlignant cette porte). La figure 2 illustre notre interface.

Pour indiquer une cible, l'utilisateur utilise un bouton sur le joystick du fauteuil pour basculer en mode souris sur l'interface, ensuite il pointe sa cible en bougeant le joystick, et enfin, il la valide en appuyant une seconde fois sur le bouton. Les éléments surlignés sur l'interface étant d'assez grande taille, les tâches de pointage avec le joystick sont faciles à réaliser. On choisit ce type de contrôle afin de pouvoir utiliser l'assistance à la conduite avec le mode de contrôle classique par joystick à partir du même organe de contrôle et limiter ainsi les mouvements que doivent faire les utilisateurs.



Fig. 1. Prototype VAHM.



Fig. 2. Interface déictique.

Pour arrêter une fonctionnalité automatique, l'utilisateur a deux solutions. Soit il attend que celle-ci se termine, soit il reprend le contrôle, la moindre action sur le joystick ou le bouton provoquant immédiatement le retour en contrôle manuel. Ainsi, le basculement du mode manuel vers un mode automatique, ou inversement, s'effectue très facilement. Par exemple, un utilisateur lance un suivi de mur, puis, lorsqu'il voit apparaître une porte sur l'interface, la franchit automatiquement en appuyant sur le bouton et en l'indiquant, et enfin, une fois l'obstacle franchi, il peut continuer en mode manuel en reprenant directement le joystick.

3 Les méthodes d'évaluations

Les méthodes d'évaluation d'une assistance à la conduite pour fauteuil roulant sont diverses. On peut évaluer quantitativement les performances de l'assistance proposée en mesurant le temps de parcours, le nombre de collisions, la distance parcourue, les erreurs par rapport à une trajectoire optimale, ceci pour différents modes de conduite (avec joystick, avec assistance à la conduite autonome ou semi-autonome) [22], [23], [24], [25], [26]. Il est également envisageable de mesurer la charge de travail mentale ou physique du conducteur à l'aide de questionnaires (méthode TLX, [25], batterie de tests psychologiques, [24]) ou de tâches secondaires à effectuer en parallèle de la conduite (opérations mathématiques à effectuer pendant la conduite, [22]). Enfin, on peut évaluer la coopération entre le fauteuil et son conducteur, en mesurant par exemple la fréquence des interactions avec l'interface de commande ou avec le joystick [22], [26].

L'évaluation que nous proposons ici est axée sur la charge attentionnelle du conducteur à l'aide de la méthode de la double tâche permettant d'évaluer son niveau d'alerte attentionnelle lors de la conduite, et par conséquent, l'efficacité de sa coopération avec le fauteuil en analysant les actions de l'utilisateur tout au long du parcours.

4 L'expérimentation

Les essais que nous avons réalisés précédemment ont montré que l'assistance à la conduite que nous proposons réduit de manière générale la charge de travail par rapport à une conduite manuelle et plus particulièrement allège physiquement l'utilisateur dans la conduite [21]. On souhaite à présent évaluer la charge attentionnelle de l'utilisateur par rapport à la conduite manuelle. Pour cela on utilise une méthode de double tâche consistant à effectuer une tâche secondaire seule, indépendamment de la conduite, puis en parallèle des deux types de conduite que nous souhaitons évaluer, avec et sans assistance. On peut ainsi observer comment la tâche a été perturbée dans les deux modes en comparant avec les performances obtenues lors de la tâche simple.

4.1 Le choix de la tâche secondaire

La tâche choisie est une tâche de temps de réaction simple dans la modalité auditive. Des stimuli auditifs sont délivrés dans un casque (un bip) apparaissant à intervalles de temps aléatoire (de 1,5 à 3 secondes) et le sujet doit répondre en appuyant le plus rapidement possible sur un bouton tenu dans sa main gauche, sa main droite lui servant pour conduire le fauteuil.

On choisit un stimulus auditif pour ne pas gêner l'exploration visuelle de l'environnement des sujets lors de la tâche de conduite. Toutefois, cette tâche de temps de réaction simple mesure le niveau d'alerte tonique d'un sujet, à savoir sa réactivité, sa disposition à traiter des informations, à répondre aux stimuli externes réalisés en concurrence avec la tâche de conduite. Elle est supposée interférer avec les mécanismes attentionnels susceptibles d'être mis en œuvre dans la conduite.

4.2 Le protocole

L'expérimentation se déroule avec douze sujets valides (huit hommes et quatre femmes). Tout d'abord, chaque personne effectue un apprentissage de la conduite dans les deux modes et se familiarise avec la tâche de temps de réaction lors de la conduite. Pour cela, elle effectue plusieurs fois le parcours avec et sans assistance jusqu'à ce que les temps de parcours se stabilisent. Ensuite, elle réalise un parcours en effectuant la tâche de temps de réaction en parallèle pour se familiariser avec elle.

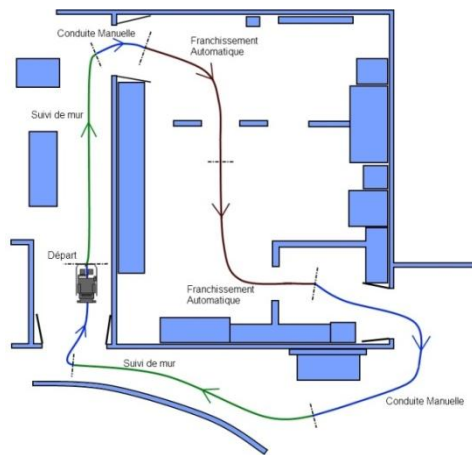
Les sujets sont divisés en deux groupes pour éviter un effet d'ordre. Le premier groupe suivra le protocole suivant. Tout d'abord, le sujet effectue la tâche de temps de réaction seule (Tr) de manière à avoir une condition de contrôle. La durée de cette tâche dépend du temps de parcours moyen qu'il aura effectué durant l'apprentissage. Chaque sujet réalise cinq fois cette tâche. Ensuite, il effectue la tâche en parallèle de la conduite avec l'assistance (Tauto) cinq fois également. Enfin, il conduit cinq fois en mode manuel avec la tâche en parallèle (Tmanu). Le sujet doit ensuite faire une pause de 5 à 10 minutes. Puis, il recommence l'ensemble en ordre inverse. Le groupe 2 quant à lui effectue le même protocole en ordre inverse. Le tableau 1 illustre ceci.

Table 1. Protocole de l'expérimentation par groupe.

Groupe 1		Groupe 2	
Apprentissage	(10 à 20 min)	Apprentissage	(10 à 20 min)
Tr		Tr	
Tauto	(20 à 30 min)	Tmanu	(20 à 30 min)
Tmanu		Tauto	
Pause	(10 min)	Pause	(10 min)
Tmanu		Tauto	
Tauto	(20 à 30 min)	Tmanu	(20 à 30 min)
Tr		Tr	

4.3 Le parcours

Le parcours est choisi de manière à utiliser l'ensemble des fonctionnalités de manière équilibrée, les phases de franchissement automatique, de suivi de mur, de mode manuel, ou d'arrêt doivent durer suffisamment longtemps pour disposer d'assez de stimuli dans chaque condition. La figure 3 présente le parcours.

**Fig. 3.** Parcours de la conduite avec assistance.

5 Les résultats

5.1 Effet d'ordre et de fatigue

Tout d'abord nous vérifions l'effet d'ordre entre les deux groupes pour savoir si le fait d'effectuer la conduite manuelle en premier lieu a une influence sur la conduite avec assistance, et inversement. Pour cela, nous effectuons un test de Mann-Whitney pour ces deux conditions. On compare ainsi les moyennes obtenues avec l'assistance à la conduite du groupe 1 avec celles du groupe 2 et, on fait de même pour la conduite manuelle. Pour chacune des conditions, on ne relève pas de différence significative, l'effet d'ordre n'a donc pas d'influence notable (l'apprentissage effectué avant les essais par les sujets aide à réduire considérablement cet effet).

Ensuite, comme les essais sont relativement longs pour les sujets (entre 1h et 1heure 30), nous devons également vérifier s'il n'y a pas d'effet de fatigue entre le début et la fin des essais. Pour cela, on effectue un test de Wilcoxon entre les moyennes des temps de réaction obtenus au début et en fin d'essai. On ne relève également pas de différences significatives. Ces deux effets n'ayant pas suffisamment d'influence pour différencier les deux groupes nous pouvons regrouper toutes nos données.

5.2 Les mesures

Lors d'un parcours, nous mesurons plusieurs éléments, le temps de réaction en réponse à un stimulus, l'instant où il est apparu dans le parcours, ainsi que la chronologie des actions de chaque sujet durant le parcours. Nous pouvons ainsi savoir ce que fait chaque sujet à l'apparition des stimuli. On obtient, pour chacun d'eux, une chronologie présentant la variation des temps de réaction durant chaque parcours. Les figures 4 et 5 présentent respectivement un exemple d'un parcours en conduite avec assistance et un exemple d'un parcours effectué en conduite manuelle. La Table 2 présente la légende des différentes actions des chronologies.

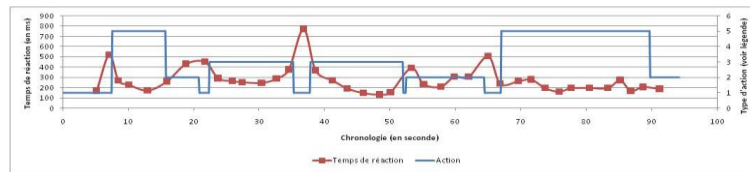


Fig. 4. Chronologie en conduite avec assistance (en bleu les actions faites par le sujet et en rouge les temps de réaction).

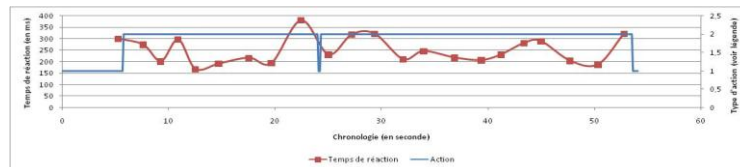


Fig. 5. Chronologie en conduite manuelle.

Table 2. Légende des actions de la chronologie.

Identifiant	Description des actions
0	Mode Debug (Contrôle)
1	Arrêt
2	Déplacement manuel avec joystick
3	Déplacement en franchissement de porte automatique
4	-Réservé-
5	Déplacement en suivi de mur automatique

Nous mesurons également les erreurs que peut faire le sujet (les omissions, les appuis alors qu'il n'y a pas de stimulus...) pour ensuite déduire un pourcentage d'erreur pour chaque parcours en fonction du nombre de stimuli entendus. Les moyennes des temps de réactions pour chaque type de conduite et pour la tâche de

temps de réaction simple réalisée isolément, ainsi que les pourcentages d'erreurs associés, sont présentés sur la figure 6. Chaque sujet effectue au total dix fois le parcours dans chaque mode. On obtient donc la moyenne de 120 moyennes de 25 stimuli (environ) par type de conduite. De même pour les erreurs.

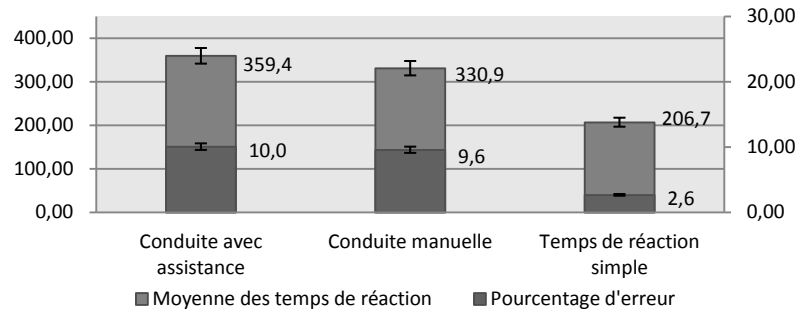


Fig. 6. Histogramme des moyennes et pourcentages d'erreurs effectués pour l'ensemble des sujets pour les différents modes de conduite.

Pour pouvoir différencier les différentes conduites avec la tâche de temps de réaction, nous testons tout d'abord la normalité de nos échantillons avec le test de Shapiro-Wilk. Nos échantillons ne suivant pas une distribution normale, nous nous orientons vers le test non paramétrique de Kruskal-Wallis avec comparaison multiple. On effectue ce test avec les moyennes de temps de réaction d'un côté, et avec le nombre d'erreurs de l'autre. La table 3 présente les intervalles de confiance des différences entre groupe pour un seuil de risque à $\alpha = 0.05$. Si un intervalle entre deux groupes contient la valeur nulle, cela signifie que l'on ne peut pas les différencier.

Table 3. Test de Kruskal-Wallis (différences entre les modes de conduite pour les moyennes de temps de réaction, ainsi que pour le nombre d'erreurs).

	Intervalle de confiance pour les moyennes de temps de réaction	Différence significative à $\alpha = 0.05$	Intervalle de confiance pour le nombre d'erreurs	Différence significative à $\alpha = 0.05$
<i>Tr - Tauto</i>	-177,45 à -114,47	oui	-89,81 à -29,72	oui
<i>Tr - Tmanu</i>	-155,30 à -92,33	oui	-111,44 à -51,36	oui
<i>Tmanu - Tauto</i>	-9,35 à 53,60	non	-51,68 à 8,41	non

Ensuite, nous détaillons plus précisément la charge attentionnelle des sujets lors de la conduite avec assistance. Pour cela, nous effectuons la moyenne des temps de réaction pour chaque action : la moyenne *Moy_Tr_Arr* des temps de réaction quand le sujet est à l'arrêt (cela correspond aux moments où il établit une commande sur l'interface), quand le sujet est en suivi de mur automatique *Moy_Tr_Sdm*, en franchissement automatique de passage étroit *Moy_Tr_Pdp* et enfin quand il utilise la conduite manuelle *Moy_Tr_Manu*. La figure 7 présente ces moyennes. Pour chaque

Assistance à la Conduite par Approche Déictique pour Fauteuil Intelligent 9

condition, un sujet répond au minimum à 4 stimuli par parcours, la moyenne pour chaque condition représente environ 480 réponses à un stimulus.

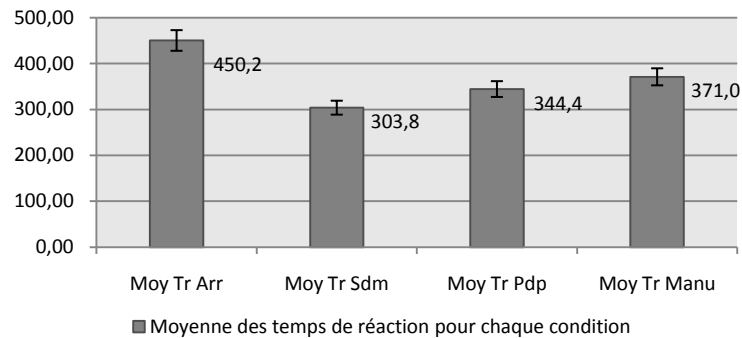


Fig. 7. Histogramme des moyennes pour l'ensemble des sujets avec la conduite avec assistance pour chaque condition.

On effectue les mêmes tests statistiques que précédemment pour différencier les différentes conditions de la conduite automatique. La table 4 présente les résultats du test de Kruskal-Wallis.

Table 4. Test de Kruskal-Wallis (différence entre les modes de conduite pour les moyennes de temps de réaction).

	Intervalle de confiance pour les moyennes de temps de réaction	Différence significative
Moy_Tr_Arr – Moy_Tr_Sdm	827,62 à 1205,72	oui
Moy_Tr_Arr – Moy_Tr_Pdp	508,45 à 896,26	oui
Moy_Tr_Arr – Moy_Tr_Manu	301,87 à 714,89	oui
Moy_Tr_Sdm – Moy_Tr_Pdp	-465,74 à -162,88	oui
Moy_Tr_Sdm – Moy_Tr_Manu	-675,56 à -341,02	oui
Moy_Tr_Pdp – Moy_Tr_Manu	-366,72 à -21,24	oui

6 Discussion et conclusion

Cette expérimentation nous permet de comparer la charge attentionnelle requise par les deux modes de conduite et par la tâche de temps de réaction. De manière générale, les deux conduites demandent un niveau d'attention soutenu. Chaque sujet arrive à faire les deux tâches sans trop de difficulté mais doit toutefois rester concentré. Les tests statistiques nous montrent que les niveaux d'attention moyen des deux modes sont très proches et non différenciables. On remarque toutefois que la charge attentionnelle est très variable pour les deux modes de conduite. Pour la conduite avec assistance, on relève une augmentation significative des temps de réactions lorsque les sujets doivent établir une commande sur l'interface, alors qu'au contraire, lorsqu'une fonctionnalité est lancée, la charge attentionnelle devient très basse. De manière descriptive, on remarque grâce à la chronologie que les pics d'attention mesurés dans ce mode sont courts et assez intenses. Pour la conduite manuelle, la charge attentionnelle varie également tout au long du parcours. On relève

une augmentation des temps de réaction lorsque l'utilisateur doit effectuer une manœuvre (un passage étroit, un resserrement, ou une situation délicate à gérer). Les pics d'attention observés sont un peu moins intenses qu'en conduite avec assistance mais sont beaucoup plus longs.

On retrouve également le même phénomène avec les erreurs. On ne peut pas différencier les deux modes de conduite statistiquement, cependant on remarque descriptivement qu'elles ne surviennent pas dans les mêmes situations. En conduite manuelle, les erreurs arrivent lorsque l'utilisateur est en difficulté. On observe même des erreurs successives sur plusieurs stimuli qui montrent que l'utilisateur, à ces moments, n'arrive plus à gérer les deux tâches et se concentre sur sa sécurité (la conduite). Cela arrive quand il s'engage mal dans une manœuvre (un passage étroit pris trop court par exemple). Pour la conduite avec assistance, l'attention requise par la commande peut pousser l'utilisateur à commettre des erreurs, notamment lorsqu'il se trouve dans une situation d'hésitation, comme par exemple, quand il valide un déplacement sur l'interface à côté d'une cible, ou lorsqu'il bouge le joystick involontairement après avoir fini d'établir une commande. Dans ces cas, le fauteuil bascule en mode manuel par sécurité et l'utilisateur doit recommencer sa commande. L'utilisateur éprouve alors une incertitude sur ce qu'il doit faire et commet un grand nombre d'erreurs.

Ces essais ont donc permis de localiser les situations et les actions dans lesquelles l'utilisateur est en difficulté, ce qui nous permettra par la suite de faire évoluer notre assistance à la conduite (au niveau de l'interface, du mode de contrôle, et de l'interaction en général) pour alléger au mieux la charge attentionnelle requise nécessaire à la conduite.

7 Références

- [1] L. Fehr, W. E. Langbein, and S. B. Skaar, "Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 3, pp. 353-360, May 2000.
- [2] R. C. Simpson, "Smart Wheelchairs: A literature review," *Journal of rehabilitation Research & Development*, vol. 42, no. 4, pp. 423-436, May 2005.
- [3] G. Bourhis and Y. Agostini, "Man Machine Cooperation for the control of an intelligent powered wheelchair," *Journal of Intelligent and Robotic Systems, Special Issue on "Mobile Robots in Health Care Services"*, vol. 22, pp. 269-287, 1998.
- [4] P. D. Nisbet, "Who's intelligent? Wheelchair, driver or both?," *Conference on Control Applications*, September 2002.
- [5] S. P. Levine et al., "The NavChair Assistive Wheelchair Navigation System," *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*, vol. 7, no. 4, Dec. 1999.
- [6] D. P. Miller, "Design and Testing of a Low Cost Robotic Wheelchair Prototype," *Autonomous Robots*, vol. 2, pp. 77-88, 1995.
- [7] J. M. Pergandi, P. Mallet, and D. Mestre, "Evaluation d'une aide à la navigation d'un fauteuil intelligent," *Proc. Handicap 2006*, 2006, <http://www.ism.univmed.fr>.
- [8] T. Felzer and R. Nordmann, "Alternative wheelchair control," *IEEE Computer Society, in Proc. RAT'07*, pp. 67-74, 2007.

- [9] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, and A. Pruski, "The VAHM Project : Autonomous Vehicle for People with Motor Disabilities," *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on Wheelchairs in Europe*, vol. 7, no. 1, pp. 21-28, March 2001.
- [10] H. A. Yanco, "Wheelesley : A Robotic Wheelchair system : Indoor navigation and user interface," *Assistive Technology and Artificial Intelligence*, vol. 1458, pp. 256-268, 1998.
- [11] Y. Matsumoto, T. Ino, and T. Ogasawara, "Development of intelligent system with face and gaze based interface," *In proc. 10th IEEE Int. Workshop on Robot and Interactive Communication*, pp. 262-267, 2001.
- [12] M. Mazo et al., "Integral System for Assisted Mobility," *Information Sciences*, vol. 124(1-4), pp. 1-15, December 2000.
- [13] B. Rebsamen et al., "A Brain Controlled Wheelchair Based on P300 and Path Guidance," *Proceedings of IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006.
- [14] H. Xueliang, W. Jia, and G. Maysam, "Wireless control of powered wheelchairs with tongue motion using tongue drive assistive technology," *30th Annual International Conference of the IEEE, Engineering en Medicine and Biology Society, EMBS 2008*, Aug. 2008.
- [15] G. Pires, U. Nunes, and A. T. de Almeida, "RobChair - A semi Autonomous Wheelchair for disabled people," *Proc. 3rd IFAC Symposium on Intelligent Autonomous Vehicles (IAV'98)*, pp. 648-652, 1998.
- [16] P. E. Trahanias, M. I. A. Lourakis, A. A. Argyros, and S. C. Orphanoudakis, "Navigational Support for Robotic Wheelchair Platform : An Approach that Combines Vision and Range Sensors," *International Conference on Robotics and Automation*, April 1997.
- [17] T. Sekimoto, T. Tsubouchi, and S. Yuta, "A Simple Driving Device for a Vehicle - Implementation and Evaluation -, " *International conference on Intelligence Robots and Systems*, September 1997.
- [18] H. Hok Kwee, "Integreted control of MANUS manipulator and wheelchair enhanced by environmental docking," *Robotica*, vol. 16, pp. 491-498, 1998.
- [19] J. D. Crisman and M. E. Cleary, "Progress on the Deictically Controlled Wheelchair," *Assistive Technology and Artificial Intelligence, LNAI 1458*, pp. 137-149, 1998.
- [20] R. S. Rao, K. Conn, S. H. Jung, and J. Katupitiya, "Human Robot Interaction : Application to Smart Wheelchairs," *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2002.
- [21] F. Leishman, O. Horn and G. Bourhis, "Smart wheelchair control through a deictic approach", *Robotics and Autonomous Systems*, Volume 58, Issue 10, Pages 1149-1158, 31 October 2010.
- [22] S.P. Parikh, V. Grassi, V. Kumar and J. Okamoto, "Usability Study of a Control Framework for an Intelligent Wheelchair", *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain, April 2005*.
- [23] T. Carlson and Y. Demiris, "Human-Wheelchair Collaboration Through Prediction of Intention and Adaptive Assistance", *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA-2008), Pasadena, CA, pp 3926-3931, 2008*.

- [24] I. Iturrate, J.M. Antelis, A. Kübler, and J. Minguez, “A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation”, *IEEE Transaction on Robotics*, Vol. 25, No. 3, June 2009.
- [25] V. Sharma, R. Simpson, E. LoPresti, and M. Schmeler, “Evaluation of semiautonomous navigation assistance system for power wheelchairs with blindfolded nondisabled individuals”, *Journal of Rehabilitation Research & Development JRRD*, Vol. 47, Number 9, Pages 877–890, 2010.
- [26] L. Montesano, M. Diaz, S. Bhaskar, and J. Minguez, “Toward and Intelligent Wheelchair System for Users with Cerebral Palsy”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 18, No. 2, April 2010.