

Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique

Bruce Ferrer, A Kokosy, Jean-Marc Capron, Matthew Pepper, Martin Henderson, Stephen Kelly, Michael Gillham

▶ **To cite this version:**

Bruce Ferrer, A Kokosy, Jean-Marc Capron, Matthew Pepper, Martin Henderson, et al.. Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique. HANDICAP'2014, IFRATH, Jun 2014, Paris, France. hal-01080483

HAL Id: hal-01080483
https://inria.hal.science/hal-01080483

Submitted on 5 Nov 2014

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.

Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique

S.B. Ferrer[1], A. Kokosy[1,2], J.M. Capron[1]
[1]ISEN, département SMART
[2] LAGIS, UMR CNRS 8219
Lille, France
s.b.ferrer@ieee.org, Annemarie.kokosy@isen.fr, jean-marc.capron@isen.fr

Matthew Pepper[3,4], Martin Henderson[3], Stephen Kelly[3], Michael Gillham[3]
[3]University of Kent
[4]Kent & Canterbury Hospital, Medical Physics Department
Canterbury, Royaume-Uni

***Résumé*—Cet article propose un nouvel système d'aide à la conduite qui accompagne l'utilisateur d'un fauteuil roulant électrique, afin de garantir un déplacement sans collision dans un environnement indoor. Ce système, à bas coût, peut être adapté à la plupart des fauteuils roulants électriques. L'utilisateur reste maître du fauteuil et le système n'intervient qu'en cas de danger. Ce système a été embarqué sur un fauteuil de la marque Invacare Bora et testé par des utilisateurs volontaires dans un espace de 13 m^2 équipé d'un système de vision VICON. Afin de mettre en évidence son utilité, plusieurs indicateurs de performances ont été évalués.**

Mots clés—aide technique pour le handicap, fauteuil roulant électrique intelligent, système d'aide à la conduite, évaluations cliniques, évitement d'obstacles, système de conduite partagée utilisateur/machine

I. INTRODUCTION

D'après la Caisse Nationale de solidarité pour l'autonomie, il existe en France 850 000 personnes souffrant d'un handicap moteur isolé et 1 400 000 personnes atteintes d'un handicap moteur associé à d'autres déficiences [1]. Il existe quatre grandes causes de handicap moteur :

- les lésions de la moelle épinière (accident de la route, du sport ou du travail) pour lesquelles on peut envisager des solutions techniques plus couteuses car en général prises en charge par des assurances ; elles touchent environ 30 000 personnes en France,
- les infirmités motrice cérébrale, résultant de lésions cérébrales non évolutives intervenues avant ou autour de la naissance ; elles touchent 3 enfants sur 5 000 naissances,
- les myopathies, maladies neuromusculaires d'origine génétique. Certaines débutent dans la petite enfance, d'autres à l'adolescence ou à l'âge adulte,
- les accidents vasculaires cérébraux.

Un certain nombre des maladies sont évolutives, comme la sclérose en plaque. Et même lorsque la maladie est stable en elle-même, ses conséquences en termes de handicap peuvent s'accroître au cours de la vie par des déformations pendant la croissance ou des difficultés majorées par le vieillissement.

Les fauteuils roulants (manuels ou électriques) permettent aux personnes ayant des difficultés de déambulation de retrouver une certaine autonomie dans leurs déplacements (au domicile comme à l'extérieur) et d'améliorer leur qualité de vie [2], [3]. Tandis que le fauteuil roulant manuel demande un effort physique plus important pour le manœuvrer, le fauteuil électrique quant à lui requiert des capacités cognitives et motrices qui ne sont pas à la portée de tous.

Afin d'augmenter le nombre de personnes capables d'utiliser les fauteuils roulants électriques (FRE), plusieurs projets de recherche de FRE intelligents ont vu le jour depuis les années 80 [4]-[13]. La plupart des solutions présentées ont été développées sur des fauteuils modifiés dans les laboratoires de recherche. Elles utilisent souvent des capteurs très couteux comme les lidars ou caméras omnidirectionnelles pour la localisation et des PC pour calculer la trajectoire. Certains chercheurs ont toutefois proposé des solutions sous la forme d'un module qui peut être ajouté sur le FRE de la personne [4], [5], [6], [7], [8], [9]. Cependant, ils n'ont pas été forcement conçus pour être interfacés avec n'importe quel fauteuil roulant électrique, ce qui pourrait limiter leur utilisation aux personnes qui possèdent la bonne marque et type de fauteuil. Selon les sources de la Fondation de Garches, il existe environ 150 types de fauteuils roulants électriques et deux grands constructeurs d'électronique de fauteuil se partagent environ 80% du marché.

Il est possible de classer les aides à la conduite d'un FRE en trois catégories. Dans la première on trouve les systèmes garantissant uniquement la sécurité de la personne en évitant la collision avec les obstacles par l'arrêt du fauteuil [7], [8], [9], l'utilisateur étant le seul conducteur du fauteuil. Dans la seconde catégorie, l'utilisateur et le module d'aide à la conduite se partagent la conduite du fauteuil et le système intervient en fonction du besoin de la personne ou des éléments détectés dans l'environnement du fauteuil [7], [10]. Plus récemment, les chercheurs se sont interrogés sur les besoins des patients selon leur handicap et ont proposé des systèmes de partage de la conduite basés sur l'état de l'utilisateur ou ses intentions [10], [11] (par exemple, dans [10], ce partage est modulé en fonction du degré de stress détecté sur le conducteur). Plusieurs modes opératoires sont proposés, comme l'évitement d'obstacle, le passage des portes ou encore le suivi des murs qui peuvent être choisis par l'utilisateur ou directement par la machine. Dans la dernière catégorie, on retrouve les systèmes automatiques. Dans ce cas, l'utilisateur indique à la machine sa volonté (une direction, une trajectoire ou un point de destination), ou la machine détecte elle-même la

Ce travail a été soutenu financièrement par le programme Interreg IVA 2 Mers et le FEDER par le biais du projet SYSIASS, 06-020-FR.

volonté de la personne [12], et le système conduit le fauteuil de façon autonome.

Cet article propose un système d'aide à la conduite qui partage son action avec celle de l'utilisateur. Son rôle est d'aider l'utilisateur à se déplacer en toute sécurité en l'aidant à éviter les obstacles qu'il n'aurait pas vu ou pas pu éviter sans le système. Celui-ci doit être universel, c'est-à-dire adaptable sur la plupart des fauteuils roulants existant sur le marché. Afin de rester accessible à l'achat par les utilisateurs, le système utilise est composé de capteurs et d'un système de traitement de l'information peu onéreux. De plus, le système doit être également modulable en fonction de l'évolution de son handicap et de son état et également de son besoin. En effet, il est indispensable, pour l'acceptation de la technologie, de prendre en compte le besoin exprimé par la personne. Afin de mieux cerner les attentes et besoins des utilisateurs, nous avons mené une enquête nationale sur Internet (www.sysiass.eu) entre octobre 2011 et mai 2012. Les résultats peuvent être trouvés dans [14], [15]. Afin que l'utilisateur puisse comprendre le comportement du fauteuil, surtout quand le système d'aide à la conduite agit sur le fauteuil, le module transmet à l'utilisateur l'information sur son fonctionnement (correction réalisée ou non) ainsi que sur l'état de dangerosité des obstacles détectés et leur position par rapport au fauteuil. Il utilise pour cela un système vibratoire dans le joystick couplé à un signal sonore et un système à LEDs.

II. SYSTEME D'AIDE A LA CONDUITE PROPOSE

A. Architecture hardware

L'architecture adoptée, présentée dans la Fig. **1**, est modulaire et composée de trois nœuds de capteurs, un nœud de communication et un nœud de contrôle.

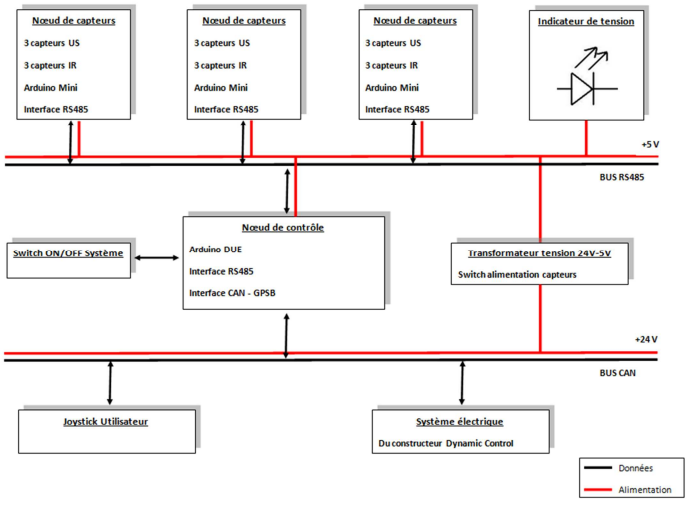


Fig. 1. Architecture hardware du système d'aide à la conduite

Le nœud de capteurs permet de recevoir des informations sur l'environnement tout autour du fauteuil grâce aux capteurs ultrasons et infrarouges. Nous utilisons trois nœuds positionnés sur le fauteuil afin de couvrir toute la zone autour du celui-ci : le premier nœud est positionné à l'avant gauche, le deuxième à l'avant droit et le troisième à l'arrière (Fig. **2**). Cependant, grâce à la modularité du système, il est possible d'ajouter ou d'enlever un nœud en fonctions des besoins de l'utilisateur. Par exemple, si l'utilisateur a besoin d'une aide à la conduite uniquement pour reculer, il suffit de laisser uniquement le nœud de capteurs arrière.

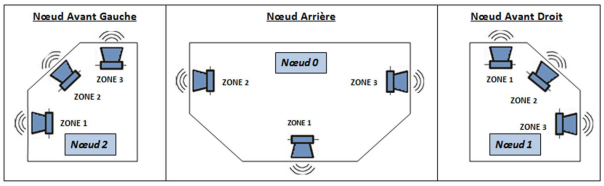


Fig. 2. Placement des capteurs pour les trois nœuds

Chaque nœud de capteurs est composé de trois capteurs Ultrason SRF01 (http://www.robot-electronics.com), de trois capteurs Infrarouge GP2Y0A02YK (Sharp Corporation ; Osaka, Japon, http://www.sharp-world.com), d'une carte Arduino Mini et d'une interface pour un bus de communication RS485. Les capteurs ultrasons permettent de détecter un obstacle sur une distance allant de 16 cm à 600 cm sur un cône de détection de 55°. Chaque capteur renvoie la distance de l'objet le plus proche de lui. Les capteurs sont espacés de 45°, de cette façon chacun des nœuds est donc capable de couvrir une zone de 90°. L'Arduino Mini appartenant à chaque nœud, contacte chacun des capteurs du nœud à tour de rôle afin de faire une nouvelle mesure et stocke la dernière valeur obtenue. En lançant des mesures de façon indépendante entre les capteurs on évite ainsi le phénomène de diaphonie. Il pourrait néanmoins apparaître car les mesures de capteurs appartenant à des nœuds différents sont lancées de façon asynchrone. Il est donc important de s'assurer que ce phénomène ne se produira pas. Afin de le vérifier, le fauteuil a été placé dans un cas de figure où il est totalement entouré par des obstacles situés entre 40 et 60 cm. Les données du capteur ultrason (capteur 2) du nœud 1 (seul) ont été comparées à celles obtenues lorsque le nœud 1 et le nœud 2 sont activés simultanément (Fig. **3**). On constate ainsi que l'effet de diaphonie est donc négligeable pour cette étude, car sur une période de 2 minutes, des interférences n'ont été constatées qu'a trois reprises (Fig. **3**).

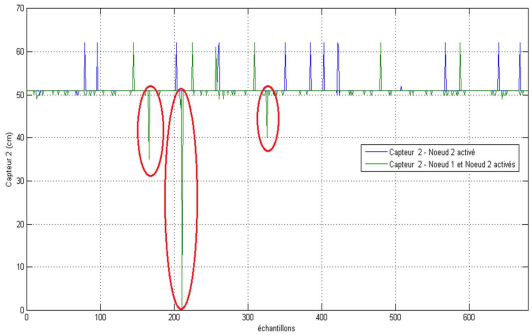


Fig. 3. Diaphonie du capteur 2 du nœud 2

Les capteurs Infrarouges permettent, quant à eux, de détecter les obstacles dans une plage allant de 20 cm à 150cm. Contrairement aux capteurs ultrasons, les capteurs infrarouges ont une très grande directivité, ce qui permet d'avoir une plus grande précision lorsque le fauteuil est en train de longer un

mur ou lorsqu'il est dans un corridor. Dans ces cas-là, le système utilisera les données des capteurs situés sur les côtés.

L'alimentation des nœuds est réalisée avec un transformateur de tension de 24V issue du bus CAN à 5 V stabilisé. Cette alimentation est mise sur le même câble où transite le bus RS485.

Le nœud de communication permet d'assurer la liaison entre les informations reçues du joystick (traduisant la volonté de mouvement de l'utilisateur), le système électronique de commande du fauteuil et la correction proposée par le module d'aide à la conduite. Cette correction prend en compte l'environnement autour du fauteuil et la direction de déplacement de celui-ci. Pour les fauteuils équipés d'une l'électronique Dynamic Controls®, le module GPSB permet une connexion directe avec le bus de communication CAN. Pour le fauteuil possédant une autre électronique, nous avons développé une carte qui peut être insérée dans le joystick, qui permet de lire les données du joystick et de les corriger via le système d'aide à la conduite, si nécessaire.

Les données du joystick utilisateur qui transitent par le bus CAN sont sous un format de deux octets signés allant de -127 à 127, 0 représentant la position neutre, 127 le maximum en positif et -127 le maximum en négatif. Le premier octet est l'image de la vitesse souhaitée, le second est la direction désirée.

Le nœud de contrôle permet de centraliser toutes les informations du système : les informations des nœuds de capteurs (nœud actif ou non, pouvant aller jusqu'à cinq), les informations des capteurs (dernière valeur acquise), activation de la correction et les données de vitesse et de direction du joystick. Ces informations sont utilisées par l'algorithme de correction de trajectoire qui est présenté dans la section suivante qui renvoie sur le bus CAN la vitesse et la direction corrigées.

Le module d'aide à la conduite agit comme un joystick principal et prend donc la main sur le joystick utilisateur. L'usager peut choisir à tout moment d'activer ou non le système de correction via un bouton situé près du joystick du fauteuil. Dans ce cas, le module de communication renvoie tout simplement les données reçues du joystick sur le bus CAN, sans aucune correction. Dans le cas contraire, les données sont alors envoyées au nœud de correction, qui renvoie les nouvelles valeurs sur le bus CAN.

B. Algorithme de correction de trajectoire

Cet algorithme, basé sur la méthode de champ de potentiels, est embarqué directement dans le nœud de contrôle, à l'intérieur de l'Arduino DUE. A chaque boucle de calcul, le system demande aux nœuds de capteurs de lui donner son état (nœud actif ou inactif), et, dans le cas où le nœud est actif, de lui envoyer les dernières valeurs des trois binômes de capteurs (soit trois valeurs ultrason et trois infrarouges). Le système étant initialement conçu pour 5 nœuds de capteurs, nous obtenons ainsi une matrice de données de 30 valeurs.

Ces valeurs sont comparées avec les distances minimales autorisées, d_s. Si elles sont plus petites, cela signifie que le fauteuil se trouve à une distance inférieure au seuil de sécurité par rapport à un obstacle. Le système envoie alors au nœud de communication une valeur neutre afin de stopper le fauteuil roulant.

Si l'étape de vérification de la sécurité est validée, l'algorithme calculera alors la correction à apporter en fonction des données obtenues du joystick et celles des capteurs. Le système de correction utilisera des capteurs différents en fonction de deux situations : le fauteuil se trouve dans un couloir (mode 1) et lorsque le fauteuil se trouve dans tous les autres cas (mode 2).

Les données issues du nœud de communication (vitesse et direction du joystick) permettent de distinguer plusieurs mouvements souhaités (Fig. **4**).

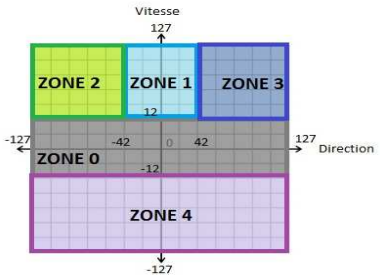


Fig. 4. Zone de fonctionnement du système en fonction du joystick

Dans cette application, 5 zones ont été définies et l'algorithme calcule la résultante des forces répulsives en utilisant les données des capteurs pertinents :

- ***Zone 0*** : zone morte ou il n'y a pas de correction. Dans cette zone de fonctionnement, l'utilisateur peut agir librement. Cela permet d'éviter qu'il se sente frustré par une correction lorsqu'il ne veut faire que de petits mouvements.
- ***Zone 1*** : l'usager souhaite aller vers l'avant avec un très faible changement de direction. Le champ de potentiel va donc être évalué à partir des deux capteurs frontaux et le capteur 2 des nœuds 1 et 2.
- ***Zone 2*** : L'usager souhaite aller vers la gauche. Dans ce cas-là ci l'algorithme utilise les capteurs du nœud 2 ainsi que le capteur 1 du nœud 1.
- ***Zone 3*** : L'usager souhaite aller vers la droite. Dans ce cas-ci là l'algorithme prend en compte les données des capteurs du nœud 1 ainsi que le capteur 3 du nœud 2.
- ***Zone 4*** : L'usager souhaite reculer, l'algorithme utilise les capteurs du nœud 0 situés à l'arrière du système.

Une fois que l'algorithme identifie le mouvement souhaité par l'utilisateur et les capteurs US et IR à utiliser, il calcule la norme de la force répulsive pour chaque capteur j utilisé, de son nœud i en utilisant l'équation (1) :

$$\left\|\vec{F}_{O_{i,j}}\right\| = 1 - \frac{log(d_{i,j} - d_s)}{log(d_{max} - d_s)} \qquad (1)$$

où $d_{i,j}$ est la distance donnée par le capteur j du nœud i, d_S est la distance de sécurité et d_{max} est la distance maximale de

portée du capteur j. Les paramètres de cette fonction (les distances de portée et de sécurité) sont à modifier de façon heuristique, en fonction de fauteuil et des capteurs utilisés. La force de répulsion résultante $\vec{F}_O$ est la somme des forces de répulsion calculées pour chaque capteur nécessaire :

$$\vec{F}_O = \sum_{i,j} \vec{F}_{O_{i,j}} \qquad (2)$$

La correction apportée est au final la somme vectorielle de la force d'attraction $\vec{F}_J$ (vitesse et direction du joystick) et de la force de répulsion $\vec{F}_O$ projetée sur l'axe de vitesse et de direction (Fig. 5) :

$$v = \beta * (v_j - \alpha_1 * v_O^1 - \alpha_2 * v_O^2) \qquad (3)$$
$$d = \beta * (d_j - \alpha_1 * d_O^1 - \alpha_2 * d_O^2) \qquad (4)$$

où v_O^i , i=1 ou i=2 en fonction du mode utilisé, représente la projection de la force de répulsion $\vec{F}_O$ sur l'axe vitesse et où d_O^i , i=1 ou i=2, représente sa projection sur l'axe direction. Les valeurs des coefficients α_1, α_2, β sont choisies en fonction du mode utilisé.

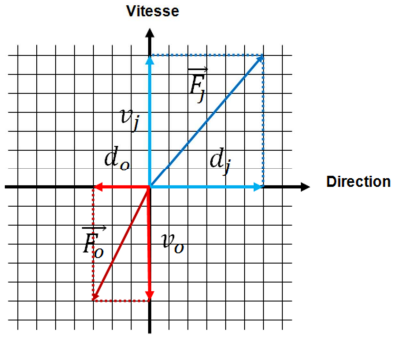


Fig. 5. Décomposition vectorielle des Forces présentées

Si le fauteuil se trouve dans un couloir, les capteurs utilisés sont les capteurs infrarouges situés sur les cotés : capteur 2 et 3 du nœud 0, capteur 3 du nœud 1 et capteur 1 du nœud 2. On suppose que ce mode n'est utile que lorsque l'usager souhaite aller vers l'avant (zone 1 du joystick de la Fig. **4**) lorsqu'il est dans un couloir ou lorsqu'il longe un mur. Si le joystick se trouve dans d'autres zones, ce mode ne sera pas activé et le coefficient de confiance associé α_1 vaudra 0. Le système estime que le fauteuil se trouve dans un couloir si au moins deux des valeurs des distances des capteurs testés sont inférieures à 70 cm au cours de deux acquisitions successives. Dans ce cas, les coefficients $\alpha_1 = 1$ et $\alpha_2 = 0$. L'algorithme détermine la force de répulsion $\vec{F}_O$ en utilisant les données de ces quatre capteurs.

Dans le cas où le système détecte que le fauteuil pourrait se trouver dans un couloir (si au moins deux de ces distances sont inférieurs à 70 cm, mais pas au cours de l'acquisition précédente), on a : $\alpha_1+\alpha_2=1$. L'algorithme détermine la force de répulsion $\vec{F}_O^1$ en utilisant les données de ces quatre capteurs infrarouges et la force de répulsion $\vec{F}_O^2$ en utilisant les données des capteurs ultrasons frontaux des et les capteurs 2 des nœuds 1 et 2.

Dans tous les autres cas, les coefficients $\alpha_1 = 0$ et $\alpha_2 = 1$. L'algorithme détermine la force de répulsion $\vec{F}_O$ en utilisant les données des capteurs ultrasons nécessaires.

III. EVALUATION ET RESULTATS DE TESTS

Le fauteuil utilisé pour les tests est de la marque Invacare Storm 4 équipé avec une électronique Dynamic Controls® et le système d'aide à la conduite.

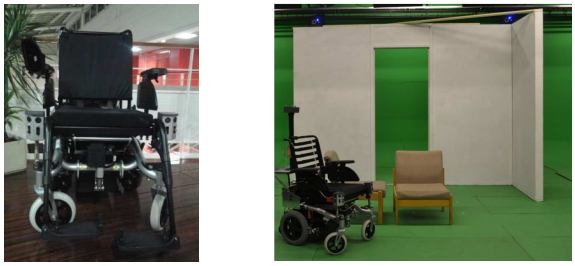


Fig. 6. Fauteuil équipé du système d'aide à la conduite et salle de tests monitorisée.

A. *Paramètres des Expérimentations*

Les tests ont été réalisés dans une salle de 13m^2 de l'université de Kent à Canterbury (UK) possédant un système VICON (http://www.vicon.com) (Fig. **6**). Les quatre volontaires qui ont réalisé les tests sont des personnes sans handicaps et ayant des aptitudes différentes à la conduite en fauteuil roulant. La Fig. **7** montre la trajectoire proposée pour les tests.

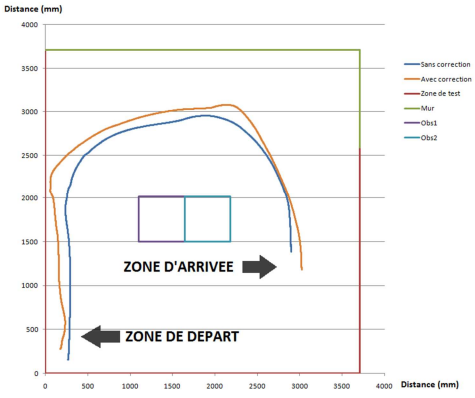


Fig. 7. Trajectoire du volontaire numéro 3

Les volontaires se déplacent de la zone de départ vers la zone d'arrivé en évitant les deux obstacles centraux et le mur. Les valeurs des paramètres utilisés par l'algorithme dans les tests sont données dans le TABLEAU **1**.

L'expérience consiste, pour chacun des volontaires, à réaliser le trajet défini précédemment 4 fois en alternant entre un trajet sans assistance et un trajet avec le système activé.

TABLEAU 1 VALEURS DES PARAMETRES DE L'ALGORITHME

Paramètres	Valeurs
d_s Nœud 1 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.55, 0.30, 0.30}[m]
d_{max} Nœud 1 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{2.20, 0.70, 0.60}[m]
d_s Nœud 2 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.30, 0.30, 0.50}[m]
d_{max} Nœud 2 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.60, 0.70, 2.20}[m]
d_s Nœud 0 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.60, 0.30, 0.30}[m]
d_{max} Nœud 0= {capteur1, capteur2, capteur3}	{1.80, 0.60, 0.60}[m]
α_1	0, 1 ou 0.5
α_2	1, 0 ou 0.5
β	0.4

La Fig. **8** montre la trajectoire réalisée par le volontaire numéro 3 avec et sans assistance. Pour chacun des tests réalisés, aucun des volontaires n'a heurté les obstacles centraux ou le mur du fond.

Afin de mesurer les performances du système, plusieurs indicateurs utilisés dans Urdiales et al.[16], sont évalués : la courbure du mouvement, la frustration de l'utilisateur, le temps nécessaire à l'exercice, la distance parcourue.

- ***La courbure du mouvement*** : représente l'habilité de conduite du fauteuil roulant. Plus cet indicateur est petit est plus la conduite sera souple. Il est estimé à chaque instant par l'angle entre la correction du mouvement par le système et la direction du mouvement du fauteuil.
- ***Le niveau d'intervention*** : représente le pourcentage de temps où l'utilisateur bouge le joystick sur toute la durée de l'exercice. On cherche ici à avoir un indicateur le plus grand possible afin de garder un contrôle actif de l'utilisateur.
- ***La frustration*** : représente le désagrément ressenti par l'utilisateur. Cet indicateur est calculé comme une distance euclidienne de la différence entre la volonté de mouvement de l'utilisateur et le mouvement réel du fauteuil. Plus cet indicateur est petit est plus il est estimé que le fauteuil soit facile à manœuvrer. En règle générale une valeur située entre 8 et 10% est recherchée. Au-delà de cette valeur, le désagrément pourrait se traduire par un rejet de l'assistance [16].

B. Résultats et discussions

En analysant les données obtenues lors de l'expérimentation du volontaire 3 on constate dans la Fig. **8** que le système d'aide à la conduite force le fauteuil à s'écarter du mur (zone encerclée en rouge). Alors que l'utilisateur souhaite aller en direction du mur (correspondant à une valeur de -5 de la donnée joystick), le système corrige en tournant vers la droite (correspondant à une valeur de 60 de la donnée joystick corrigée) (Fig. **9**).

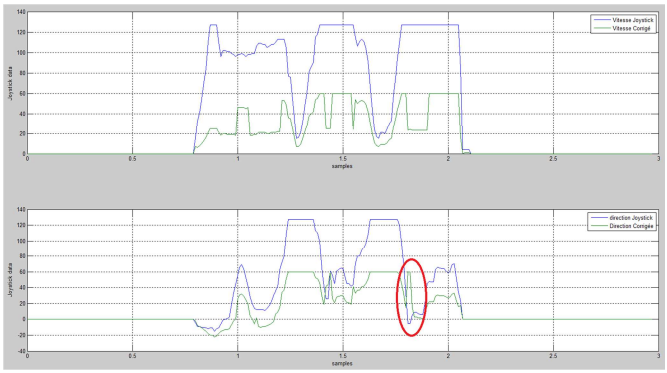


Fig. 8. Données de l'expérimentation

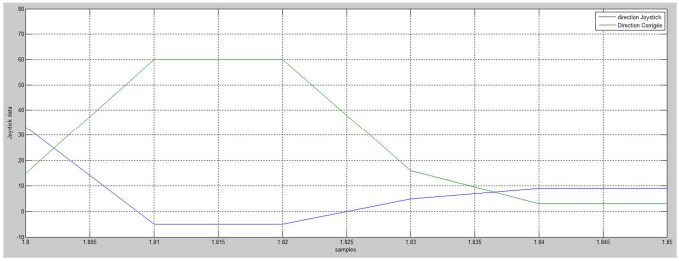


Fig. 9. Zoom sur la correction

Afin de comprendre le phénomène, il faut analyser les données des capteurs ultrasons des nœuds un et deux (Fig. **10**). On constate que les distances envoyées par les capteurs du nœud 1 sont supérieures à une valeur de 90 cm tandis que la distance perçue par le capteur de la zone 3 du nœud 2 est de 50 cm, indiquant qu'un obstacle se trouve sur sa trajectoire à cette distance. Il est donc normal que le système ait corrigé la direction du fauteuil afin que celui-ci tourne vers la droite et évite de s'approcher trop près du mur.

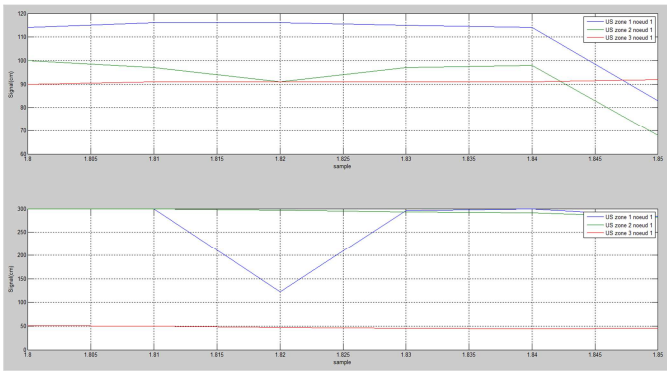


Fig. 10. Zoom sur les données capteurs

Les indicateurs de performance du système d'aide à la conduite sont donnés dans le Tableau 2 pour chacun des quatre volontaires. On constate que malgré une distance et une durée d'exercice plus grande avec le système, les sujets testés ont des trajectoires plus douces durant leur trajet. Concernant la courbure du mouvement, le système rend la trajectoire plus douce de 17° dans le meilleur des cas (33.7° sans correction et 16.44° avec correction). Le niveau d'intervention reste globalement élevé pour les sujet 3 et 4 (91.5% et 100%) mais diminue avec les sujet 1 et 2 avec une réduction de 16.4% et

8%. Néanmoins, on remarque une augmentation de la frustration d'environ 11 à 12 entre l'utilisation avec et sans le système. Cela permet de dire que les utilisateurs ne se sentent pas encore suffisamment à l'aise avec ce système par rapport aux préconisations d'Urdiales et al. [16]. Il est donc nécessaire d'affiner les valeurs des paramètres de l'algorithme avant les prochains tests, afin de réduire la sensibilité du système tout en gardant les paramètres de sécurités intacts.

IV. CONCLUSION

Cet article a proposé un système d'aide à la conduite. L'utilisateur reste maître du fauteuil, le système l'aidant uniquement à garder une trajectoire sans collision. L'architecture hardware est modulaire, ce qui a comme avantage la possibilité d'ajouter ou d'enlever des capteurs, en fonction des besoins de l'utilisateur. L'équipement utilisé permet de proposer une solution à faible coût, ce qui rend le système économiquement pertinent. L'utilisation d'une carte qui interface le joystick avec le système d'aide à la conduite, permet son utilisation sur la plupart des fauteuils présents sur le marché.

Le système a été évalué par des utilisateurs sains à l'université de Kent. Les premiers tests mettent en évidence l'utilité d'une aide technique de suppléance. Par ailleurs, ils ont permis de voir quels sont les améliorations futures à apporter. Dans les prochains mois, après l'amélioration du système, il sera testé à l'hôpital de Canterbury par des personnes en situation de handicap.

REMERCIEMENT

Nous remercions la société Dynamics control pour leur support technique ainsi que leur aide quand à la réalisation du module GPSB permettant la modularité de notre système. Nous remercions également les participants de cette étude.

REFERENCES

[1] B. Poletti, Rapport sur les apports de la science et de la technologie à la compensation du handicap, Juillet 2008.

[2] I. Pettersson, G. Ahlström, and K. Törnquist, "The value of an outdoor powered wheelchair with regard to the quality of life of persons with stroke: a follow-up study", Assist Technology, vol. 19(3), pp. 143-153, 2007.

[3] A. Davies, L.H. De Souza and A.O. Frank, "Changes in the quality of life in severely disabled people following provision of powered indoor/outdoor chairs", Disabil Rehabil, vol. 25(6), pp. 286-290. March 2003.

[4] C.S. Richard, "Smart wheelchairs: a literature review", Journal of Rehabilitation Research & Development, vol. 42(4), pp. 423-436, July/August 2005.

[5] M. Razali Tomari, Y. Kobayashi, Y. Kuno, « Development of smart wheelchair system for a user with sever motor impairment », Procedia Engineering, vol. 4, pp 538-546, 2012.

[6] E.F. LoPresti, V. Sharma, R.C. Simpson and C. Mostowy, "Performance testing of collision-avoidance system for power wheelchairs", JRDD, vol. 48(5), pp. 529-544, 2011.

[7] S.P. Parickh, V. Grassi Jr, V. Kumar and J. Okamoto Jr, "Usability study of a control framework for an intelligent wheelchair", Proceedings of the 2005 IEEE ICRA, Barcelona, Spain, April 2005.

[8] A. Kokosy, T. Floquet, G. Howells, H. Hu, M. Pepper and C. Donzé, "SYSIASS – an intelligent powered wheelchair", 1st International Conference on Systems and Computer Science (ICSCS'2012), Lille, France, August 29-31, 2012.

[9] N. Ragot, A. Kokosy, O. Labbani-Igbida, P. Sajous, E. Niyonsaba, D. Reguer, H. Hu, K. McDonald-Maier, K. Sirlantzis, G. Howells, M. Pepper and M. Sakel, "Enhancing the autonomy of disabled persons: Assistive technologies directed by user feedback" , 4th International conference on Emerging Security Technology, Cambridge UK, September 2013

[10] C. Urdiales, B. Fernandez-Espejo, R. Annicchiaricco, F. Sandoval and C. Caltagirone, « Biometrically modulated collaborative control for an assistive wheelchair », IEEE T on Neural Systems and Rehabilitation engineering, vol. 18(4), pp 398-408, August 2010.

[11] D. Vanhooydonck, E. Demeester, A. Hüntemann, J. Philips, G. Vanacker, H. Van Brussel and M. Nuttin, "Adaptable navigational assistance for intelligent wheelchairs by means of an implicit personalized user model", Robotics and Autonomous Systems, vol. 58, pp. 963-977, 2010.

[12] A. Escobedo, A. Spalanzan and C. Laugier, "Experimental setup for human aware navigation", Conference Control Architecture of Robots, Nancy, Mai 2012.

[13] F. Leishman, O. Horn, G. Bourhis, "Smart wheelchair control through a deictic approach", Robotics and Autonomous Systems, vol 58, pp. 1149-1158, 2010.

[14] C. Donzé, MA Guyot, L Malapel, A Baillet, T Danigo, S Bouillant and AM Kokosy, « Enquête NOMAD: Nouvelle Mobilité Adaptée: évaluation des besoins », Congrès de l'AMPAN (Association Médicale de Perfectionnement en Appareillage Nationale), Rennes, France, 18th June 2012.

[15] MA Guyot, A. Kokosy, B Lenne, L Malapel and C Donzé, "Technological needs and expectations of powered wheelchairs users", Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, vol. 56, page27, Octobre 2013.

[16] C. Urdiales, M. Fdez-Carmona, G. Peinado and F. Sandoval, "Metrics and benchmarking for assisted wheelchair navigation", ICORR 2013

TABLEAU 2 INDICATEURS DE PERFORMANCES DU SYSTEME

	Distance parcourue (m)		Temps réalisé (s)		Courbure du mouvement (°)		Frustration			Niveau d'intervention (%)	
	Sans module	Avec module	Sans module	Avec module	Sans module	Avec module	Sans module	Avec module	Différence	Sans module	Avec module
Sujet 1	6.348	7.183	12.5	21.5	32.5	31.41	48.3	59.9	11.69	98.9	82.5
Sujet 2	6.370	7.037	15	27.5	10.7	3.74	27.3	38.5	11.2	80.2	71.2
Sujet 3	6.268	6.728	22	24.5	33.7	16.44	22.3	34.1	11.8	76.5	91.5
Sujet 4	6.494	6.546	19.5	20.5	23.75	13.35	23.8	36.6	12.7	95	100