

Commande par retour d'effort d'un fauteuil roulant électrique

Mohammed-Amine HADJ-ABDELKADER^{1,2}, Guy BOURHIS¹, Brahim CHERKI²

¹Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales LASC
7 rue Marconi, 57070 Metz Technopole, France.
hadjabde@univ-metz.fr, bourhis@univ-metz.fr

²Laboratoire d'Automatique de Tlemcen LAT
Université de Tlemcen, Faculté des Sciences de l'ingénieur, BP 230, 13000 Tlemcen, Algérie
b_cherki@yahoo.fr

Résumé— Le retour haptique, naturel pour des aides techniques destinées à des personnes à déficiences visuelles, n'est exploré que depuis peu pour des personnes handicapés moteurs. L'objectif de ce travail est d'en étudier les potentialités, plus particulièrement pour l'aide à la conduite de fauteuils roulants électriques. Après un état de l'art, on présente la méthodologie et l'implémentation d'une commande par retour haptique sur un prototype de fauteuil roulant intelligent. On décrira aussi les différentes approches testées pour déterminer la force de retour appropriée. Des expérimentations pratiques ont été effectuées pour valider l'intérêt de la méthode et juger l'apport du retour haptique à la conduite de fauteuil roulant électrique.

Mots-clés— Fauteuil électrique, aide technique, retour haptique, VFH.

I. INTRODUCTION

Ce travail s'inscrit dans le cadre général des aides techniques pour personnes handicapées. Dans ce cadre, quel que soit la fonctionnalité concernée (aide à la mobilité, aide à la préhension, aide à la communication, ...), l'interaction humain-machine apparaît comme un facteur essentiel à prendre en compte. En effet, comme pour tout système humain-machine, un dialogue doit s'instaurer entre le système à contrôler et l'utilisateur. Ce dialogue peut être rendu difficile voire impossible par des voies classiques du fait des déficiences motrices et/ou sensorielles de la personne par hypothèse handicapée.

Trois sens sont naturellement sollicités pour le retour d'information vers l'utilisateur : la vue, l'audition et le toucher. Ce dernier est considéré au sens large sous l'appellation « haptique » en incluant les informations tactiles, proprioceptives (perception de notre corps, de la position des membres, ...) et kinesthésiques (sens du mouvement des membres). Un déficit sensoriel peut être compensé par l'aide technique en sollicitant un autre sens. Une aide au déplacement pour personnes non-voyantes utilisera par exemple le sens haptique (cane d'aveugles) ou le sens auditif (cane télémétrique renvoyant une image sonore de l'environnement proche).

Le canal de transmission de l'utilisateur vers l'aide technique peut être également défectueux du fait d'un déficit moteur de la personne. On peut alors, dans certains cas, utiliser une autre voie que la commande musculaire classique en faisant appel à un dispositif de reconnaissance vocale. Ceci suppose que la voix de la personne soit

suffisamment reproductible. Ce mode de contrôle n'autorise par ailleurs que des commandes discrètes. Il est également envisageable de renforcer la commande motrice par des informations haptiques au niveau de l'interface humain-machine : retour d'effort ou retour tactile. On se propose dans cet article d'étudier les potentialités de ce retour haptique pour des aides techniques destinées à des personnes handicapés moteurs. On s'intéresse plus particulièrement à la commande d'un fauteuil roulant électrique. Notre propos est basé sur des expérimentations de conduite du fauteuil roulant intelligent VAHM [12] en utilisant le joystick à retour d'effort SideWinder2™ de Microsoft.

II. ETAT DE L'ART

A. Généralités

De nombreux travaux décrits dans la littérature concernent la téléopération assistée par un retour d'effort. Ces applications ne ciblent que des utilisateurs valides mais leurs conclusions sont tout de même indicatives sur le potentiel de la méthode. Ainsi, selon Sheridan, le retour d'effort en téléopération est essentiel pour certaines tâches pas pour d'autres [1]. Pour un contrôle de position en espace libre par exemple, et plus particulièrement si les mouvements sont lents, l'avantage du retour d'effort est faible. Il est par contre essentiel dans des tâches de manipulation ou d'assemblage. Dans [2] des expérimentations sont menées en simulation concernant la téléopération d'une base mobile en milieu hostile. Les auteurs constatent une diminution significative du nombre de collisions en utilisant un joystick à retour d'effort par rapport à un joystick classique. La durée et la longueur des trajets ne sont par contre que peu modifiées d'une situation à l'autre. Une expérimentation similaire dans [3], menée à l'aide d'un appareil à retour d'effort 3D PHANTOM™ de SensAble bridé à 2D, conduit aux mêmes conclusions : le retour d'effort diminue les collisions sans augmenter significativement la durée de navigation. Des mesures de performances ne suffisent cependant pas toujours pour conclure à l'intérêt du retour de force : dans [4] des mesures de charge de travail mentale lors de la téléopération d'un hélicoptère mènent au constat que certains algorithmes de calcul de retour de force améliorent la performance au prix d'une augmentation significative de la charge de travail.

B. Haptique en ingénierie de réadaptation

Les premières applications de l'haptique en ingénierie de réadaptation ont naturellement concerné la compensation du déficit visuel avec notamment l'invention de l'alphabet Braille au 19^{ème} siècle. Beaucoup plus récemment sont apparus des logiciels associés à des interfaces à retour d'effort et/ou tactiles permettant un rendu haptique de formes dessinées à l'écran d'un microordinateur. Les applications de ce principe sont très variées : exploration d'une carte géographique, de circuits électriques, de courbes mathématiques, de documents graphiques sur le Web [7], [8]... Le retour d'effort a également été utilisé pour l'aide à la mobilité des personnes polyhandicapées cumulant déficits visuel et moteur : le prototype SPAM (Smart Power Assistant Module) accroît la résistance des "mains courantes" d'un fauteuil roulant manuel en fonction de la proximité des obstacles [9]. Le fauteuil électrique décrit dans [10] renvoie de même une information sur l'environnement mais cette fois par le biais d'un joystick à retour d'effort.

Dans le domaine des aides techniques pour personnes handicapées moteur le retour haptique, moins naturel dans ce contexte d'application, n'est l'objet d'études que depuis peu de temps. Deux problématiques semblent retenir l'attention des chercheurs. La première concerne l'accès à l'ordinateur pour des personnes handicapées moteurs ayant des difficultés à utiliser les dispositifs classiques de pointage. Des tests sur un panel de personnes handicapées ont montré qu'une interface à retour d'effort pouvait améliorer de façon spectaculaire les performances obtenues dans une tâche de pointage [5]. Ces résultats sont corroborés par une étude décrite dans [6] portant sur un groupe de 10 personnes handicapées moteurs. La modélisation du couplage entre l'utilisateur et l'interface haptique a par ailleurs montré qu'il est ainsi possible de supprimer les tremblements pathologiques de certaines personnes handicapées [16]. La seconde problématique porte sur l'aide à conduite des fauteuils électriques sur laquelle porte plus spécifiquement notre travail.

B. Haptique et fauteuil roulant électrique

Pour de nombreux utilisateurs potentiels la conduite des fauteuils roulants électriques demeure en effet difficile voire impossible du fait de déficits moteurs trop importants [11]. Un certain nombre d'équipes de recherche se sont efforcées d'y remédier en développant des fauteuils électriques "intelligents" [12]. L'"intelligence" du fauteuil peut être définie comme la capacité de percevoir son environnement extérieur et d'en tirer des informations pertinentes dans l'objectif de réaliser des mouvements autonomes ou semi-autonomes : évitement d'obstacles, passage de portes, accostage, suivi automatique de parcours, ... La conduite d'un fauteuil en mode automatique pose cependant deux problèmes majeurs, un problème technique et un problème psychologique. Du point de vue technique, une parfaite fiabilité d'un mouvement autonome suppose d'utiliser une panoplie de capteurs d'environnement sophistiquée et un traitement informatique lourd peu compatibles avec les exigences en matière de coût d'une telle application. Du point de vue psychologique beaucoup d'utilisateurs potentiels d'une

part appréhendent de laisser l'entier contrôle du mouvement à la machine, d'autre part souhaitent utiliser au mieux leurs facultés motrices résiduelles. Une méthode pour remédier à ces deux inconvénients consiste à introduire un retour d'effort sur le joystick de commande fonction de la proximité des obstacles. On peut alors parler d'un mode de commande « assisté » : le contrôle du fauteuil est entièrement à la charge de la personne, la machine en tant que superviseur du mouvement se contente de lui transmettre des informations haptiques pour enrichir le retour visuel naturel. Dans ce contexte les limitations techniques et psychologiques du mode automatique n'apparaissent plus. Il reste cependant à démontrer que les performances en termes de conduite seront améliorées de façon significative par rapport à un pilotage classique du fauteuil.

Peu de travaux de ce type sont référencés dans la littérature. Dans [13] un joystick a été spécifiquement conçu pour tester en environnement entièrement modélisé un algorithme de retour d'effort "passif" (le joystick résiste à un mouvement vers un obstacle) et un algorithme de retour d'effort "actif" (le joystick écarte le fauteuil des obstacles). L'algorithme "actif" s'étant avéré plus efficace, il a été testé sur 5 personnes handicapées [14] : pour 4 d'entre elles le nombre de collisions dans un parcours test a diminué par rapport à un pilotage sans retour d'effort. Dans [15] les auteurs décrivent un algorithme de type "actif" basé sur la méthode des potentiels modifiée : pour contourner la difficulté de passer des portes avec cette méthode les auteurs ne tiennent compte, pour calculer la force répulsive, que des obstacles situés à +/- 30° dans la direction d'avance du fauteuil.

III. METHODOLOGIE

A. Introduction

L'objectif de notre travail est de concevoir un nouveau mode de commande de fauteuil roulant électrique basé sur un retour haptique : on renvoie une force sur le joystick fonction de la proximité des obstacles pour aider le pilote à se diriger vers l'espace libre le plus proche de la direction qu'il a sélectionné. Ceci nécessite de disposer de capteurs télémétriques sur la base mobile : on utilisera à cet effet un prototype de fauteuil intelligent développé dans le cadre du projet VAHM [12] équipé d'un télémètre laser, couvrant un secteur de 240° sur une distance de 4m. Etant donné la difficulté de faire des essais sur fauteuil réel avec des personnes handicapées, on préfère réaliser ces expériences sur simulateur. Pour cela on a tout d'abord réalisé une première série d'expérimentations en simulation avec un panel de personnes valides. Ils sont décrits dans [19] et [20]. Il s'avère en particulier que dans certaines configurations d'environnement telles que les passages de porte par exemple, l'utilisation d'un retour d'effort améliore les performances de conduite. En un second temps, nous avons implémenté cette méthode sur le prototype VAHM pour la tester en situation de conduite réelle. Cette implémentation et les résultats des premiers tests pratiques sont détaillés dans les sections suivantes. A la différence du simulateur, qui permettait de tester un retour d'effort actif en utilisant des capteurs à ultrasons, notre implémentation utilise un télémètre laser et

met en œuvre un mode supplémentaire de retour d'effort, à savoir le mode passif.

B. Algorithme du retour d'effort

Notre algorithme est basé sur la méthode VFH (Vector Field Histogram) introduite par Borenstein [18]. Cette méthode est généralement utilisée pour l'évitement d'obstacles des robots mobiles autonomes équipés de capteur ultrasons et d'odomètres. Elle permet, en effet, de tenir compte des erreurs de mesure en remplissant une grille cartésienne par des valeurs de certitudes, correspondant aux points de détection des capteurs. Dans notre cas, nous n'avons pas voulu utiliser les odomètres, donc la grille a été reconstruite à chaque itération de la boucle de commande. De plus, la grille a été centrée autour du capteur laser pour réduire au maximum la zone non mesurable (Fig. 1). Toutefois, à la fin, les directions résultantes de la VFH sont converties dans un repère associé au fauteuil. Nous avons choisi une grille de $50 \times 50 \text{ dm}^2$ divisée en cellules de 1 dm^2 chacune. Les étapes de l'algorithme sont les suivantes :

- 1) Lecture des mesures fournies par le télémètre laser,
- 2) Remplissage de la grille en incrémentant d'une unité les valeurs des cellules qui coïncident avec une détection du laser ; si plusieurs détections correspondent à la même cellule, la valeur de celle-ci est incrémentée autant de fois qu'il y a de détections pour donner une valeur indicative de la densité d'obstacles dans la cellule (Fig. 1),
- 3) On applique le principe des champs de potentiels [21] à la grille, i.e. on suppose que chaque cellule va exercer une force répulsive sur le fauteuil ; l'amplitude de la force sera calculée par la formule :

$$m(i, j) = c(i, j)(a - b \cdot d(i, j)) \quad (1)$$

Où : $c(i, j)$ est valeur associée à la cellule (i, j) , $d(i, j)$ est la distance entre le centre de la grille et la cellule ; a et b sont des coefficients permettant d'avoir une amplitude de force nulle pour la cellule la plus éloignée.

- 4) La grille est divisée en secteurs de 5° , et pour chacun d'entre eux on calcule la densité polaire d'obstacles (Fig. 2), qui est la somme des valeurs des cellules appartenant au même secteur. On obtient ainsi un histogramme polaire de densité d'obstacles. Cet histogramme est ensuite lissé par la fonction suivante :

$$h(i) = \frac{3h(i-2) + 4h(i-1) + 5h(i) + 4h(i+1) + 3h(i+2)}{19} \quad (2)$$

Où $h(i)$ est la densité polaire du secteur i .

- 5) Dans l'histogramme polaire on distingue les pics, représentant les directions des obstacles, et les vallées, correspondant aux directions libres dans l'environnement. Cette distinction est effectuée par un seuil que nous avons choisi empiriquement égal à la multiplication du coefficient 2.7 par la somme des poids des cellules de la grille (Fig. 2). Après la détermination des vallées, plusieurs méthodes ont été adoptées pour le calcul de la force de retour sur le joystick :

- i) 'VFH actif': la direction de la force de retour correspond au milieu de la vallée la plus proche de la direction appliquée par l'utilisateur sur le joystick. Notons que du fait que le joystick n'est pas un capteur de force et par souci de sécurité,

le mouvement du fauteuil est déclenché par la gâchette du joystick. Pour l'arrêter, il suffit de la relâcher.

- ii) 'VFH passif': le joystick est maintenu à sa position centrale par une force de résistance moyenne. Si l'utilisateur se dirige vers une vallée, la force de résistance est diminuée progressivement (selon qu'il est au bord, ou au centre de la vallée), et s'il se dirige vers un obstacle (représenté par un pic sur l'histogramme) la force de résistance est augmentée pour le forcer à s'en éloigner. L'arrêt du fauteuil se fait en relâchant le joystick pour qu'il revienne à sa position centrale.

- iii) 'VFH avec pondération de la force': de la même manière que précédemment, si l'utilisateur se dirige vers une direction dont la densité du secteur correspondant est supérieure au seuil, on applique une force de résistance maximale. Si, en revanche, il se dirige vers une direction dont la densité du secteur correspondant est inférieure au seuil, alors on applique une force proportionnelle à sa densité, tout en gardant une valeur minimale pour remettre le joystick à sa position centrale. Le fauteuil s'arrête lorsqu'on relâche le joystick. Ce mode nous a semblé intéressant à évaluer car ainsi les forces dépendent précisément de la direction qu'on emprunte.

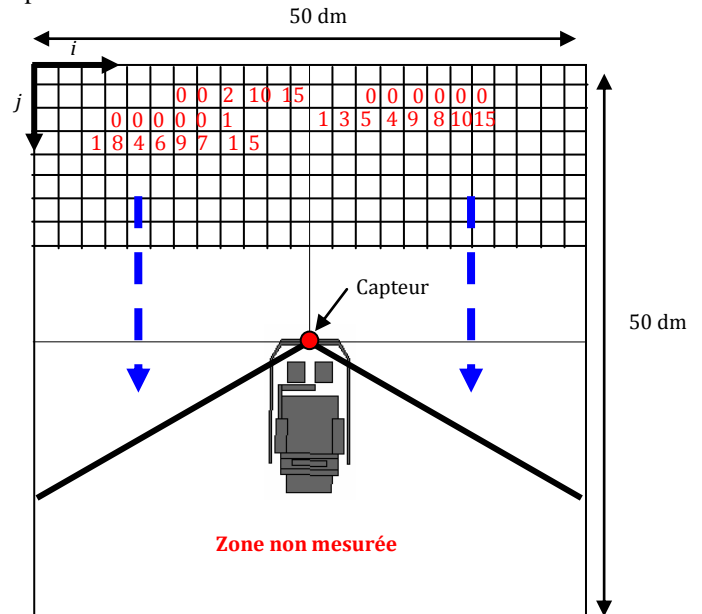


Fig. 1. Disposition du fauteuil, du laser et de la grille

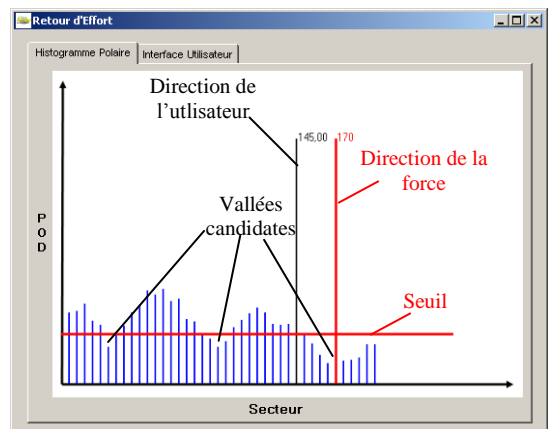


Fig. 2. Histogramme polaire et détermination des vallées

IV. EXPERIMENTATION ET RESULTATS

Pour tester notre approche, nous avons demandé à un groupe de cinq utilisateurs valides (4 hommes et une femme) de conduire le fauteuil dans un environnement expérimental composé de trois zones, faisant appel à des comportements de conduite différents. Après quelques tours d'entraînement, on demande à chaque utilisateur de parcourir les trois zones. L'utilisateur commence par une conduite sans retour d'effort, puis avec retour d'effort en utilisant successivement les trois algorithmes cités précédemment. Afin d'évaluer les performances de conduite, on enregistre le temps du parcours (sans comptabiliser le temps des arrêts) et le nombre de collisions pour chaque zone et chaque type d'algorithme. Les résultats sont les moyennes (pour les temps) et les sommes (pour les collisions) des mesures obtenues sur quatre tours du parcours pour chaque utilisateur et chaque algorithme. A la fin de chaque série d'essais, on demande aux utilisateurs de répondre à un questionnaire TLX (Task load index) [22] pour évaluer la charge de travail correspondant à chaque type de conduite. Ce questionnaire subjectif comporte un jugement sur la concentration, l'effort physique, les contraintes temporelles, le stress et la performance qu'ils pensent avoir investis dans la tâche de conduite. Pour les algorithmes actif et passif, un enregistrement de la direction résultante et de la force de résistance, respectivement, permet de mesurer 'le taux de suivi' de l'algorithme par l'utilisateur. Cette mesure correspond au pourcentage de temps de conduite pendant lequel l'utilisateur applique une direction appartenant à la vallée sélectionnée par l'algorithme. Ceci nous servira à évaluer la cohérence des algorithmes avec les choix des utilisateurs et nous permettra de juger leurs efficacités.

La première zone d'essai (Fig. 3) est composée de virages de 180° associés à des passages de porte de 0.9m de largeur. De plus, les couloirs dans cette zone sont relativement étroits (1.35m, 1.4m, 1.5m) ce qui rend les virages très difficiles à passer du fait que le fauteuil (de 1.2m×0.8m) nécessite une large zone de manœuvre pour tourner correctement. Dans les résultats de cette zone (Tableau I), on remarque que pour les utilisateurs 2 et 5, le nombre de collisions est le plus élevé pour l'algorithme actif, contrairement aux utilisateurs 1 et 4 qui n'ont pas eu de collisions avec ce mode. Ceci est dû au fait que ces derniers se sont mieux entraînés que les autres à ce mode de conduite. Les appréciations des deux groupes sur ce mode ont été également opposées. Une analyse ANOVA à 0.05 sur les temps de cette zone, suivi par le test post-hoc de Scheffe, a indiqué un gain de temps pour l'algorithme actif par rapport aux autres algorithmes. Sur les taux de suivi, on remarque des valeurs autour de 50-60%, donc l'efficacité des algorithmes était moyenne, probablement à cause de la complexité de cette zone de l'environnement.

La seconde zone d'essai est composée principalement de deux couloirs de 1.8m, contenant des passages de portes de 0.9m avec des obstacles qui gênent les manœuvres à proximité (Fig. 4). Le nombre de collisions pour cette zone est très réduit et les taux de suivi des algorithmes passif et actif sont élevés (Tableau II), ce qui indique une bonne efficacité des algorithmes, surtout pour le mode 'actif'. Cependant, l'analyse des temps par ANOVA ne révèle aucun gain de temps de conduite pour les quatre algorithmes.

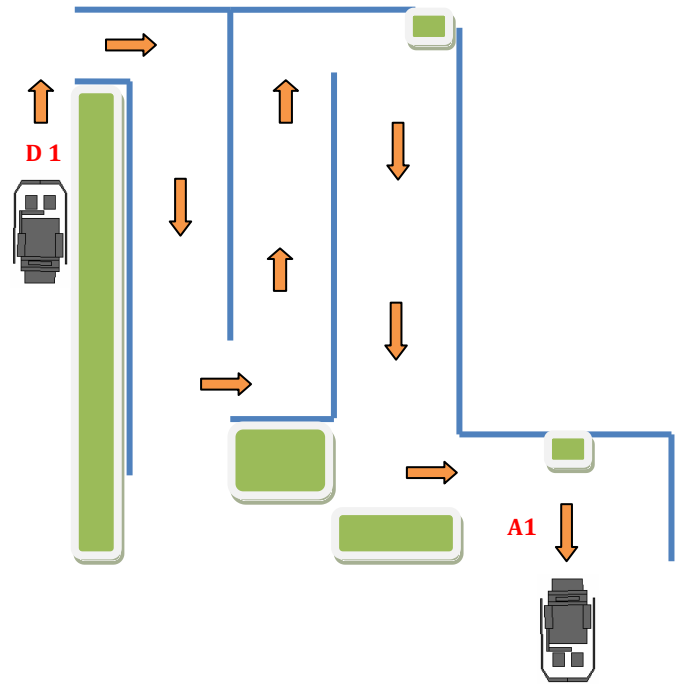


Fig. 3. Zone 1 : Départ de D1 – Arrivée à A1

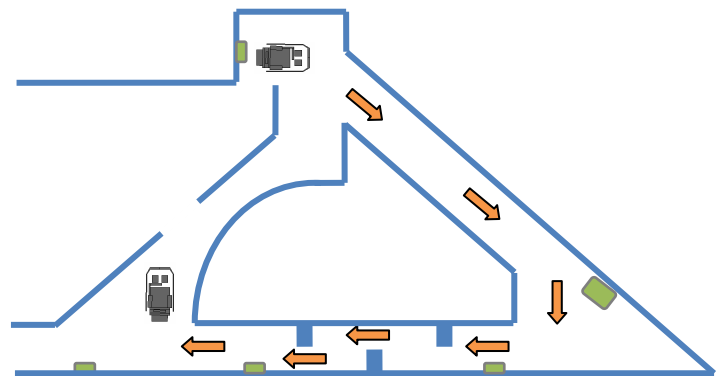


Fig. 4. Zone 2 : Départ de D2 – Arrivée à A2

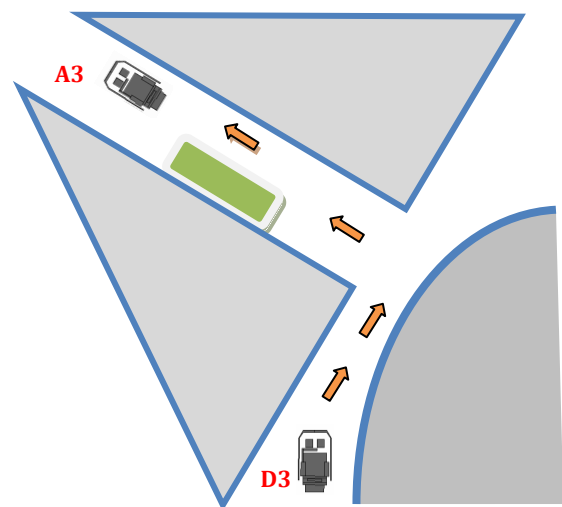


Fig. 5. Zone 3 : Départ de D3 – Arrivée à A3

La troisième zone est plus courte que les précédentes, mais elle est composée de deux passages étroits (0.85m de largeur) difficiles à franchir (Fig. 5). Cette zone contient également un passage de porte de 1.5m mais qui est abordé juste après le premier passage étroit, ce qui laisse peu d'espace pour la manœuvre. Là aussi, il y a un bon suivi des algorithmes et moins de collisions dans le mode actif pour les utilisateurs qui ont réussi à s'y adapter. Pour les temps de conduite, il n'y a pas de différence significative entre les algorithmes (Tableau III).

TABLEAU I
ZONE 1 : MOYENNES DES TEMPS, COLLISIONS ET TAUX DE SUIVI

Utilisateur	Type d'algorithme	Temps (sec)	Collisions	Suivi (%)
1	Sans Force	40,38	2	
	Passif	35,83	1	60.23
	Actif	35,00	0	69.14
	Pondération	34,21	1	
2	Sans Force	57,75	5	
	Passif	47,82	4	49.13
	Actif	44,28	6	53.58
	Pondération	48,82	2	
3	Sans Force	40,54	4	
	Passif	39,32	3	50.45
	Actif	39,5	4	63.16
	Pondération	39,65	4	
4	Sans Force	44,12	6	
	Passif	42,13	3	53.6
	Actif	39,51	0	63.15
	Pondération	41,24	3	
5	Sans Force	41,36	0	
	Passif	35,82	1	57.48
	Actif	39,78	2	61.03
	Pondération	36,8	0	

Les résultats pour le parcours complet sont donnés dans le Tableau IV. On peut voir que, globalement, la cohérence avec les choix des algorithmes est supérieure à la moyenne pour les cas passif et actif. Pour la charge de travail mentale, il était clair expérimentalement qu'elle était plus importante dans le mode 'actif', ce qui a été confirmé par l'évaluation TLX. Ceci vient du fait que le joystick bouge constamment dans la main de l'utilisateur pour le diriger et que cela implique plus de concentration et d'attention dans la conduite. Cependant, les avis étaient partagés pour désigner le mode de conduite le moins 'exigeant' en charge de travail. Certains utilisateurs ont apprécié l'aide apportée par le mode passif et le mode avec pondération, tandis que d'autres ont préféré la conduite classique, sans intervention de la machine.

La différence entre certains modes de conduite était clairement visible, en particulier dans le mode 'actif' où la force de retour était bien ressentie. En analysant ce mode, on a constaté que les collisions qui y sont survenues étaient dues aux grandes dimensions du fauteuil. En effet, la VFH était initialement utilisée pour les petits robots mobiles qui ne posent pas de problèmes de manœuvres [18]. De plus, cette méthode ne fait pas de planification de trajectoire, donc le conducteur du fauteuil était censé lui-même anticiper les manœuvres, ce qui n'était pas le cas. Ainsi, on pense qu'un

entraînement supplémentaire pourrait améliorer les performances de ce mode. Par ailleurs les modes 'passif' et 'avec pondération' étaient presque similaires. Ils étaient appréciés par les utilisateurs à cause de la réduction de fatigue qu'ils apportent, mais la force de retour était moins ressentie qu'avec le mode 'actif'.

TABLEAU II
ZONE 2: MOYENNES DES TEMPS, COLLISIONS ET TAUX DE SUIVI

Utilisateur	Type d'algorithme	Temps (sec)	Collisions	Suivi (%)
1	Sans Force	51.42	0	
	Passif	47.02	0	83.93
	Actif	48.57	0	87.83
	Pondération	46.74	0	
2	Sans Force	55.24	1	
	Passif	52.59	1	74.92
	Actif	54.53	1	82.07
	Pondération	51.86	0	
3	Sans Force	48.03	1	
	Passif	46.63	0	81.21
	Actif	47.71	0	83.78
	Pondération	46.45	0	
4	Sans Force	55.42	1	
	Passif	54.19	1	71.75
	Actif	52.79	1	83.88
	Pondération	53.77	1	
5	Sans Force	47.78	0	
	Passif	44.95	0	85.8
	Actif	46.98	0	85.43
	Pondération	45.37	0	

TABLEAU III
ZONE 3: MOYENNES DES TEMPS, COLLISIONS ET TAUX DE SUIVI

Utilisateur	Type d'algorithme	Temps (sec)	Collisions	Suivi (%)
1	Sans Force	17.44	1	
	Passif	16.04	1	69.74
	Actif	16.57	0	89.11
	Pondération	15.69	1	
2	Sans Force	26.36	1	
	Passif	20.54	0	54.15
	Actif	22.01	3	80.01
	Pondération	21.26	0	
3	Sans Force	17.72	1	
	Passif	17.31	0	52.94
	Actif	18.84	2	72.55
	Pondération	18.19	1	
4	Sans Force	22.62	1	
	Passif	21.03	1	48.66
	Actif	17.27	0	87.47
	Pondération	19.55	2	
5	Sans Force	18.64	0	
	Passif	17.3	1	64.79
	Actif	16.77	0	90.06
	Pondération	16.97	0	

TABLEAU IV

PARCOURS COMPLET : MOYENNES DES TEMPS, COLLISIONS, ET SUIVI

User	Type d'algorithme	Temps (sec)	Collisions	Suivi (%)	TLX (%)
1	Sans Force	109.24	3		38.80
	Passif	98.89	2	71.30	41.80
	Actif	100.14	0	82.03	54.53
	Pondération	96.64	2		38.00
2	Sans Force	139.35	7		49.73
	Passif	120.95	5	59.40	64.47
	Actif	120.82	10	71.89	74.53
	Pondération	121.94	2		53.47
3	Sans Force	106.29	6		64.40
	Passif	103.26	3	61.53	62.33
	Actif	106.05	6	73.16	66.87
	Pondération	104.29	5		54.20
4	Sans Force	122.16	8		38.33
	Passif	117.35	5	58.00	38.47
	Actif	109.57	1	78.17	40.60
	Pondération	114.56	6		40.13
5	Sans Force	107.78	0		53.33
	Passif	98.07	2	69.36	41.27
	Actif	103.53	2	78.84	73.00
	Pondération	99.14	0		51.27

V. CONCLUSION

Les résultats présentés dans ce papier correspondent à la première phase d'essais effectués sur le fauteuil réel pour tester l'apport du retour d'effort à la conduite d'un fauteuil roulant intelligent. Différents types de forces de retour ont été appliqués pour étudier la manière la plus adéquate de mettre en oeuvre une aide haptique pour les personnes handicapées. Les modes 'passif' et 'avec pondération' permettent de réduire la fatigue des utilisateurs pendant la conduite en raison de la réduction de résistance qu'ils engendrent lorsque la bonne direction est choisie, ce qui pourrait être bénéfique pour les personnes handicapées. Ces modes étant presque similaires, on ne gardera que l'un d'eux dans les futures expérimentations. On a constaté aussi que pour les utilisateurs qui se sont familiarisés avec le mode actif, la conduite était plus efficace en termes de collisions et de charge de travail. Ceci nous incite à entreprendre une deuxième phase d'essais, dans un futur travail, avec un entraînement plus poussé sur le mode actif pour mieux l'évaluer. Ces expérimentations nous ont permis de cerner les spécificités de la conduite par retour d'effort et de percevoir les limites du simulateur précédemment réalisé [19] [20]. On pourra donc l'améliorer afin d'effectuer des tests sur des personnes handicapées pour mieux évaluer les apports de cette technique à la conduite de fauteuil roulant électrique.

REFERENCES

- [1] T.B. Sheridan, "Human and machine haptics in historical perspective", Workshop on Human and Machine Haptics, Introduction to the book, Stanford University, CA, 1997.
- [2] D.P. Barnes, M.S. Counsell, "Haptic Communication for Remote Mobile Manipulator Robot Operations", Proceedings 8th Topical Meetings on Robotics and Remote Systems, Pittsburgh, PA, USA, 1999.
- [3] S. Lee, G.S. Sukhatme, G.J. Kim, C. Park, "Haptic Control of a Mobile Robot: a User Study", Presence : Teleoperators & Virtual Environments, Vol. 14, n°3, p.345-365, 2005.
- [4] T.M. Lam, H.W. Boschloo, M. Mulder, M.M. Van Paasen, "Effect of Haptic Feedback in a Trajectory Following Task with an Unmanned Aerial Vehicle", IEEE Int. Conf. on SMC, The Hague, The Nederland, p.2500-2506, 2004.
- [5] S. Keates, P. Langdon, J. Clarkson, P. Robinson, "Investigating the use of force feedback for motion impaired users", 6th ERCIM Workshop "User Interfaces for all", Florence, Italy, 2000.
- [6] D.W. Repperger, C.A. Phillips, T.L. Chellette, "A study on spatially induced "virtual force" with an information theoretic investigation of human performance", IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Vol.25, n°10, p.1392-1404, 1995.
- [7] C. Sjöström, K. Rasmus-Gröhn, "The sense of touch provides new computer interaction techniques for disabled people", Technology and disability, n°10, 1999, p. 45-52.
- [8] N. Baptiste-Jessel, B. Tornil, B. Encelle, "Using SVG and a force feedback mouse to enable blind people to access "graphical" Web based documents", ICCHP 2004 Paris, France, 2004, p. 228-235.
- [9] R. Simpson and al., "A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and avoidance for those with visual impairments", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2:30, 2005.
- [10] R.C. Luo, C.Y. Hu, T.M. Chen, M.H. Lin, "Force reflective feedback control for intelligent wheelchairs", IEEE Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, 1999, p. 918-923.
- [11] Fehr L., Langbein W.E., Skaar S.B., "Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : a clinical survey", Journal of Rehabilitation Research and Development, vol.37, n°3, may-june 2000.
- [12] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, A. Pruski, "Autonomous vehicle for people with motor disabilities", IEEE Robotics and Automation Magazine, Special issue on "Reinventing the wheelchair", vol.7, n°1, 2001, p.20-28.
- [13] D.M. Brienza, J. Angelo, "A force feedback joystick and control algorithm for wheelchair obstacle avoidance", Disability and Rehabilitation, vol.18, n°3, p.123-129, 1996.
- [14] J.L. Prothro, E.F. Lopresti, D.M. Brienza, "An evaluation of an obstacle avoidance force feedback joystick", RESNA Annual Conference, 2000.
- [15] J.P. Hong, O.S. Kwon and al., "Shared-control and force reflection joystick algorithm for the door passing of mobile robot or powered wheelchair", IEEE TENCON, 1999, p. 1577-1580.
- [16] S. Pledgie, K. Barner, S. Agrawal, T. Rahman, "Tremor suppression through force feedback", ICORR'99, Stanford, CA, 1999, p.16-26.
- [17] R.A. Cooper and al., "Analysis of position and isometric joysticks for powered wheelchair driving", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.47, n°7, 2000, p.902-910.
- [18] J. Borenstein, Y. Koren, "The Vector Field Histogram - Fast Obstacle Avoidance For Mobile Robots", IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol.7, n°3, p.278-288., 1991.
- [19] G. Bourhis, M. Sahnoun, "Assisted control for a smart wheelchair". 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR'07, Noordwijk, Pays-Bas, 13-15 juin 2007.
- [20] M. Sahnoun, G. Bourhis, "Conception et simulation d'une commande à retour d'effort pour fauteuil roulant électrique". Sciences et Technologies pour le Handicap, Ed. Hermes, vol.1, n°2, 2007, p. 123-141.
- [21] Khatib, O., "Real-Time Obstacle Avoidance for Manipulators and Mobile Robots." 1985 IEEE International Conference on Robotics and Automation, St. Louis, Missouri, March 25-28, 1985, pp. 500-505
- [22] S.G. Hart, L.E. Staveland, "Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of experimental and theoretical research", in P.A. Hancock and N. Meshkati (Eds), Human mental workload, Amsterdam: North-Holland, 1988 p. 139-183.