



Evaluation d'une Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roulants Electriques pour des Personnes Atteintes de Maladies Neuromusculaires

Youssef Guedira, Delphine Dervin, Pierre-Eric Brohm, René Farcy, Yacine Bellik

► To cite this version:

Youssef Guedira, Delphine Dervin, Pierre-Eric Brohm, René Farcy, Yacine Bellik. Evaluation d'une Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roulants Electriques pour des Personnes Atteintes de Maladies Neuromusculaires. Journal d'Interaction Personne-Système, 2019, Volume 8, Issue 1, Special issue : the best of IHM'2018, 10.46298/jips.5961 . hal-02393416

HAL Id: hal-02393416

<https://hal.science/hal-02393416>

Submitted on 4 Dec 2019

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.

Evaluation d'une Interface Tactile pour le Pilotage de Fauteuils Roulants Electriques pour des Personnes Atteintes de Maladies Neuromusculaires

Youssef GUEDIRA

Campus Universitaire d'Orsay,
bâtiment 507, Rue John Von
Neumann, 91400 Orsay, France

Delphine DERVIN

Centre de Rééducation
Fonctionnelle Le Brasset, 14 Rue
Louis Braille, 77100 Meaux,
France

Pierre-Eric BROHM

Centre de Rééducation
Fonctionnelle Le Brasset, 14 Rue
Louis Braille, 77100 Meaux,
France

René FARCY

Campus Universitaire d'Orsay,
bâtiment 505, Rue du Belvédère,
91400 Orsay

Yacine BELLIK

Campus Universitaire d'Orsay,
bâtiment 507, Rue John Von
Neumann, 91400 Orsay, France

Yacine.bellik@limsi.fr

Evaluation of a touch interface for the control of electric wheelchairs for people suffering from neuromuscular diseases.

Abstract. Power wheelchairs remain an efficient means of regaining mobility for many people around the world. Unfortunately, some are not able to use power wheelchairs because of difficulties using a standard joystick. People with neuromuscular diseases who experience a loss in muscular strength find it difficult to use of a joystick. In this paper, we explore steering power wheelchairs using a tactile interface on a smartphone. Eleven users with neuromuscular diseases tried this type of steering in free learning sessions. Four among them were able to take part in an experiment where we evaluated their kinematic performance between the use of the tactile steering interface and the joystick. The paper presents data and observations from both sessions and tries to detect tendencies and draw hypotheses that can guide further and in-depth clinical testing of the tactile steering for wheelchair users suffering from neuromuscular diseases. Overall, the user performance with the tablet was close or the same as their performance with the joystick. In addition, the users reported a lesser level of physical demand of the tactile steering over the joystick

Key words: Power wheelchair, tactile interface, joystick, kinematic evaluation, neuromuscular diseases.

Résumé. Les fauteuils roulants électriques constituent un moyen efficace de retrouver une certaine mobilité pour de nombreuses personnes dans le monde. Malheureusement, certaines ne sont pas en mesure d'utiliser un fauteuil roulant électrique en raison de difficultés éprouvées lors de l'utilisation d'un joystick standard. Les personnes atteintes de maladies neuromusculaires souffrant d'une perte de force musculaire ont du mal à utiliser un joystick. Dans cet article, nous explorons l'utilisation d'une interface tactile sur un smartphone pour le pilotage de fauteuils roulants électriques. Onze utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires ont testé notre prototype lors de séances d'initiation. Parmi eux, quatre ont pu participer à une expérience dans laquelle nous avons évalué leur performance cinématique lors de l'utilisation de l'interface de pilotage tactile et du joystick. Cet article présente des données et des observations issues de ces deux campagnes (initiation et évaluation), met en évidence des tendances et dégage des hypothèses qui peuvent guider vers des essais cliniques plus approfondis concernant le pilotage tactile pour des utilisateurs de fauteuils roulants souffrant de maladies neuromusculaires. Dans l'ensemble, les performances des utilisateurs avec la tablette étaient proches de celles du joystick. En outre, les utilisateurs ont signalé un sentiment de moindre fatigue physique avec l'interface tactile par rapport au joystick.

Mots-clés : Fauteuil roulant électrique, interface tactile, joystick, maladies neuromusculaires, évaluation cinématique.

1 INTRODUCTION

La mobilité constitue un bienfait majeur pour les êtres humains. Malheureusement, de nombreuses personnes atteintes d'un handicap moteur ne sont pas en mesure d'en profiter. De nombreux dispositifs ont été utilisés pour pallier à ce problème et aider les personnes à mobilité réduite à retrouver une certaine mobilité autonome. Les fauteuils roulants électriques en sont un exemple. Ils peuvent s'adapter à des situations exigeant une vitesse faible (en intérieur) ou élevée (en extérieur). Le dispositif usuel de pilotage fourni par les constructeurs de fauteuils roulants est le joystick (Kirkby 2016). Ce dispositif est un transducteur de force et de déplacement qui requiert un certain niveau de force musculaire pour arriver à bien le manier. Cela peut poser des problèmes à certaines personnes atteintes de maladies neuromusculaires qui peuvent trouver ce dispositif difficile à utiliser. Cette population souffre en effet, à des degrés divers, d'une perte de force musculaire, qui peut rendre le joystick difficile, voire impossible à utiliser.

Divers dispositifs ont été utilisés pour remédier à la non-compatibilité d'un joystick avec le handicap de l'utilisateur. Cependant, beaucoup de ces solutions ne répondent pas aux besoins des personnes atteintes de maladies neuromusculaires. Dans des publications antérieures (Guedira et al. 2016), nous avons introduit une nouvelle interface tactile de pilotage sur smartphone ou tablette pouvant potentiellement remplacer le joystick pour les personnes ayant des difficultés à l'utiliser. Notre hypothèse est que l'interface tactile est moins exigeante qu'un joystick standard en termes de force physique nécessaire pour piloter le fauteuil. En outre, le smartphone peut servir de plateforme "universelle" pour diverses applications afin de permettre à l'utilisateur non seulement de piloter son fauteuil, mais également d'interagir avec les objets connectés et les technologies domotiques. Le smartphone peut également permettre à l'utilisateur du fauteuil de communiquer avec son entourage en cas de problème d'élocution. Guerrier et al. (2018) ont ainsi étudié l'utilisation d'une plateforme de pictogrammes et de bouts de textes grâce auxquels l'utilisateur peut former des phrases synthétisées vocalement pour l'aide à la communication. Bien que cet outil soit principalement destiné à des personnes qui souffrent de paralysie cérébrale¹, il peut potentiellement servir à d'autres populations comme certains cas de maladies neuromusculaires. De plus, l'outil intègre une fonctionnalité d'alerte qui peut servir à appeler de l'aide en cas de besoin.

Une campagne de tests avec des personnes atteintes de maladies neuromusculaires peut s'avérer complexe à mettre en place en raison de la situation des personnes concernées. Afin de bien préparer notre étude et minimiser au maximum les efforts qui seront demandés aux participants, nous avons commencé par évaluer notre interface tactile avec deux types d'utilisateurs différents. Nous avons d'abord effectué une évaluation préliminaire avec des utilisateurs non handicapés (Guedira et al. 2017) afin de détecter ce qui devait être amélioré dans le protocole d'expérimentation. Puis nous avons procédé à une évaluation similaire, mais avec des utilisateurs de fauteuils roulants (Guedira et al. 2018). Ces derniers souffraient d'un handicap moteur mais n'étaient pas atteints de maladies neuromusculaires. Bien que la taille de la population avec laquelle nous avons évalué l'interface tactile dans ces deux études n'était pas assez grande pour permettre des généralisations, nous avons pu constater que l'interface tactile peut parfois avoir des performances similaires, voire meilleures, que le joystick. Cela dépend fortement des caractéristiques de la personne et de son expérience antérieure dans l'utilisation d'une interface tactile. Nous avons également pu remarquer que la personne qui a obtenu les meilleurs résultats avec la tablette préférerait l'utiliser en lieu et place du joystick.

¹ La paralysie cérébrale est une maladie, engendrée dans plusieurs cas par un accident cérébral périnatal, qui impacte la fonction motrice et cognitive de la personne. (Kriger 2006)

Dans cet article, nous présentons les résultats d'une d'évaluation de l'interface tactile de pilotage, mais avec des utilisateurs souffrant de maladies neuromusculaires. Pour chaque participant à l'étude, nous avons d'abord conduit une session d'initiation. Ensuite, au cours de deux sessions distinctes, le participant doit effectuer diverses tâches courantes de la vie quotidienne, avec tantôt le joystick, tantôt l'interface tactile, afin de comparer les performances respectives de ces deux dispositifs, le but étant de détecter d'éventuelles tendances susceptibles d'orienter les futurs essais cliniques.

Le reste de l'article est organisé comme suit : Nous décrivons d'abord quelques problèmes majeurs auxquels font face les personnes souffrant de maladies neuromusculaires et comment les manifestations de ces problèmes peuvent influencer sur la conception d'un système interactif. Ensuite, nous décrivons certaines technologies utilisées dans le passé afin de fournir aux utilisateurs de fauteuils roulants électriques des moyens de conduite plus faciles à manipuler qu'un joystick. Nous donnons ensuite une brève description de notre interface tactile permettant de piloter un fauteuil roulant électrique et en présentons les principales caractéristiques pertinentes pour l'étude. Nous décrivons alors l'évaluation de cette interface en deux étapes : La première concerne les sessions d'initiation. Nous décrivons des observations issues de ces séances et comment elles peuvent être utiles pour accompagner les utilisateurs dans leur première utilisation de l'interface tactile de pilotage. La deuxième étape porte sur une évaluation cinématique au cours de laquelle nous comparons les performances des utilisateurs, dans des tâches courantes de la vie quotidienne, tantôt en utilisant l'interface tactile, tantôt en utilisant leur propre joystick.

LES APPORTS DE CETTE RECHERCHE :

- ✓ Des directives clefs dans la conception d'un système interactif pour des personnes atteintes de maladies neuromusculaires.
- ✓ Présentation d'une interface tactile pour le pilotage de fauteuils roulants électriques.
- ✓ Validation d'une méthode progressive qui facilite la prise en main de l'interface tactile.
- ✓ Comparaison cinématique de la performance entre l'utilisation de l'interface tactile et du joystick pour des personnes atteintes de maladies neuromusculaires.
- ✓ Etablissement de tendances visant à guider une future étude clinique concernant le pilotage à l'aide de l'interface tactile.

2 MALADIES NEUROMUSCULAIRES

Dans cette section, nous présentons brièvement certains des défis auxquels sont confrontés les personnes souffrant de maladies neuromusculaires. Nous présenterons ensuite comment ces défis peuvent affecter la conception d'un système interactif.

2.1 Définition

Les maladies neuromusculaires constituent un grand spectre de maladies dégénératives qui provoquent une anomalie de la fonction musculaire. Ces maladies peuvent résulter de mutations génétiques, comme dans le cas de la maladie de Duchenne (Ascadi 2019), et ont pour effet d'entraver par la suite la fonction motrice et parfois la fonction cognitive. Dans d'autres cas, la prise de certains médicaments comme les "agents hypolipidémiants (abaissants de lipides)" peut avoir des effets secondaires négatifs sur la fonction motrice (Valiyil et al. 2010).

Selon la partie de la chaîne motrice touchée par la maladie, celles-ci peuvent être classées en :

- Neuropathies : maladies affectant les voies neuronales qui transmettent les instructions de mouvement aux muscles. Elles provoquent des interruptions affectant la circulation des informations électriques à travers les nerfs du système neural périphérique. La maladie de Charcot² en est un exemple.
- Maladies de la jonction neuromusculaire : maladies qui affectent la jonction chimique qui transmet des informations entre les nerfs et les muscles. Même si les informations transitent du cerveau par les nerfs, elles ne sont pas transmises correctement aux muscles. La myasthénie, une maladie auto-immune, en est un exemple (Juel et Massey 2007).
- Myopathies : maladies affectant le tissu musculaire, entraînant une déficience physique directement au niveau des muscles. De telles maladies peuvent provoquer des dépôts qui bloquent la fonction des muscles, des insuffisances en substances essentielles à la fonction musculaire ou une altération entraînant une fonte musculaire. L'une des maladies les plus connues dans ce domaine est la dystrophie musculaire de Duchenne (DMD), qui affecte environ 1 sur 3 500 naissances mâles dans le monde (Haslet et al. 2002).

Les maladies neuromusculaires peuvent affecter négativement les capacités motrices, perceptives, cognitives et sociales des patients. Il est à noter que les avancements techniques médicaux des dernières décennies ont permis de prolonger l'espérance de vie de ces patients. Ceci a permis aux chercheurs de pouvoir mieux évaluer les implications de telles maladies sur la vie quotidienne ainsi que leur progression dans le temps. Dans la sous-section qui suit, nous présentons quelques manifestations de telles maladies que nous illustrerons principalement à travers le syndrome de Duchenne

2.2 Manifestations majeures des maladies neuromusculaires

2.2.1 Faiblesse et fatigue musculaire

La faiblesse musculaire est la caractéristique dominante chez les personnes atteintes de maladies neuromusculaires. Elle peut être localisée ou généralisée selon la maladie et son avancement chez la personne (Jasvinder 2011).

En plus de la faiblesse musculaire, les maladies neuromusculaires peuvent aussi induire une fatigue musculaire. Nous distinguons les deux cas car dans le premier, la force pour exécuter un mouvement n'est pas présente. Dans le deuxième, la personne peut avoir la force d'exécuter le mouvement mais se fatigue d'une manière anormalement rapide. Dans les deux cas, la personne est anormalement incapable d'exécuter certains mouvements demandant l'intervention des muscles touchés.

Par exemple, les patients atteints de la maladie de Duchenne ont une faiblesse plus prononcée au niveau des membres inférieurs. Ceci entraîne une perte de mobilité à un très jeune âge. La faiblesse musculaire peut également être accompagnée de douleurs et/ou crampe musculaires (Valiyil et al. 2010).

La faiblesse musculaire peut également toucher des muscles responsables de fonctions essentielles comme l'avalement ou la respiration comme dans certains cas d'hyperthyroïdie (Jasvinder 2011). Ceci peut nécessiter l'utilisation d'aides techniques à la respiration. D'autres muscles faciaux peuvent aussi souffrir d'une faiblesse ce qui rend plus difficile le contrôle précis du regard, du mouvement des paupières (Harada et al. 1999) ou plus généralement de l'expression faciale (Rivner et al. 2018).

² "Maladie neurologique à évolution rapide presque toujours mortelle et qui attaque directement les cellules nerveuses (neurones) responsables du contrôle des muscles volontaires " <https://maladiedecharcot.org/>

En ce qui concerne la faiblesse des muscles moteurs, nous pouvons distinguer deux catégories de muscles : les muscles proximaux (plus proches du tronc comme au niveau de l'épaule) et les muscles distaux (plus loin du tronc comme les muscles de l'avant-bras). Lorsque ces derniers sont atteints, cela entraîne une faible motricité fine dans le sens où la main et/ou les doigts sont incapables de fournir la force nécessaire pour accomplir une certaine tâche. De même pour les muscles proximaux, la personne aura du mal à exécuter des mouvements amples. En plus de l'amplitude du mouvement, la vitesse d'exécution ainsi que la force générée afin de manipuler un objet d'intérêt peuvent être affectées (Jasvinder 2011). Les maladies neuromusculaires sont progressives dans la plupart des cas. Cette progression va généralement des muscles proximaux aux muscles distaux (Troise et al. 2014).

Le niveau de faiblesse musculaire peut varier dans le temps (Cyrulnik et Hinton 2008). La perte de force et/ou la fatigue peut même évoluer au cours d'une même journée. Le niveau de force musculaire peut fluctuer en terme de temps (plus la journée progresse plus la personne perd de force) ou bien en fonction de facteurs externes comme la température. En effet, la baisse de température peut affecter négativement le niveau de force musculaire.

Il est à noter que dans le cas de certaines maladies neuromusculaires comme celles causées par l'hypothyroïdie (Sowmini et al. 2013) ou certaines neuropathies (Rowland 1985), la personne peut souffrir de douleurs et/ou crampes musculaires. La personne peut également développer des contractures et des spasmes qui induisent des mouvements involontaires, ce qui nuit à la précision du mouvement de la personne, déjà affaiblie par le manque de force musculaire.

2.2.2 Déficit perceptif

Costa et al. (2007) ont rapporté un daltonisme (rouge-vert uniquement) chez des personnes atteintes du syndrome de Duchenne. Cette déficience n'a pas été progressive dans le temps selon l'étude. Ces personnes présentaient également un potentiel évoqué (signal cérébral en réponse à un stimulus) visuel plus réduit que la normale, contrairement au potentiel évoqué auditif qui ne semblait pas impacté. Le déficit visuel peut être causé par une faiblesse au niveau des muscles oculomoteurs ce qui engendre des difficultés à bien contrôler le regard et/ou l'ouverture et fermeture des paupières comme dans le cas de myasthénie (Harada et al. 1999 & Scherer et al. 2005).

En ce qui concerne la perception tactile, Troise et al. (2014) n'ont pas détecté de déficience chez les personnes atteintes du syndrome de Duchenne, de même pour la proprioception. Par contre, Vinik et al. (1995) ont rapporté que la sensation tactile peut être affectée chez les personnes souffrant de neuropathies comme dans le cas de diabète qui nuit aux extrémités nerveuses des doigts.

2.2.3 Déficit cognitif

Certaines maladies neuromusculaires peuvent engendrer des déficits cognitifs. Selon Nardes et al (2011), le déficit mental n'est pas corrélé à la sévérité du déficit moteur. Contrairement à ce dernier, le déficit ne semble pas être progressif. Il peut quand même y avoir un lien entre les causes du déficit moteur et cognitif. Par exemple, les dystrophies (comme la maladie de Duchenne ou la Myotonie dystrophique type 1 et 2) sont caractérisées par un manque de dystrophine, une matière chimique présente dans le cerveau et dans les muscles. Ceci entraîne un dysfonctionnement du muscle et/ou de la région cérébrale où elle est manquante (Wingeier et al. 2011). Plus spécifiquement, le manque de dystrophine dans le cerveau a été lié à un plus faible score au quotient intellectuel général par rapport à la normale (85 à la place de 100) (Cotton et al. 2005). En ce qui concerne le quotient d'intelligence verbal, Hinton et al. (2000) ont noté une capacité de rétention verbale limitée pour des patients atteints de la maladie de Duchenne. Nardes et al. (2011) ont rapporté que ce déficit n'était pas progressif dans le temps. Ils ont également rapporté une acquisition du langage plus retardée et une plus faible capacité à retenir les phrases. En général, les

patients atteints de la maladie de Duchenne peuvent avoir une capacité de stockage d'information à court terme plus faible que la normale selon Cyrulnic et al. (2008).

Le manque de dystrophine dans le cerveau peut également affecter le traitement de l'information chez le patient (Cyrulnic et al. 2008). Par exemple, Nardes et al. (2011) ont rapporté une faiblesse à traiter les informations séquentielles. Par conséquent, ces personnes peuvent trouver du mal à comprendre et à suivre une série d'instructions. La difficulté à traiter les informations devient plus nuisible lorsque la personne a du mal à détecter et à réagir à un danger imminent. Cette réaction peut être plus inefficace à cause d'une lente réactivité causée par la faiblesse musculaire. La dystrophie de Duchenne peut également causer des épilepsies (Ueda et al. 2017) et/ou des troubles d'attention chez les patients (Nardes et al. 2011).

2.2.4 Comportement social

Il est important de noter comment une maladie neuromusculaire peut affecter le comportement social d'un patient. Si la personne n'est pas bien accompagnée, la faiblesse musculaire peut faire en sorte que le patient soit exclu de certaines activités sociales comme le jeu. Ceci peut potentiellement induire une rétraction sociale du patient.

La pathologie de la personne peut également influencer intrinsèquement sur le comportement. Meola et al. (2003) rapportent que les patients atteints de dystrophie myotonique de type 1 et 2 manifestent un comportement évitant significatif sans atteindre un diagnostic complet du trouble de la personnalité évitante. En outre, beaucoup d'entre eux semblent réticents à se faire de nouveaux amis ou à prendre des risques personnels.

2.3 Répercussions de ces symptômes sur la conception des systèmes interactifs

2.3.1 Adaptation à la faiblesse/fatigue musculaire

En raison de la perte de force induite par les maladies neuromusculaires, un concepteur de systèmes interactifs doit penser à réduire la force nécessaire pour l'interaction. Ceci peut consister à utiliser des technologies plus sensibles qui ne nécessitent pas un gros effort de pression de la part de l'utilisateur. Dans le cas de l'interaction tactile par exemple, les écrans capacitifs conviennent mieux que les écrans résistifs. Cependant, un problème avec les écrans tactiles apparaît lorsque l'utilisateur subit des épisodes de fatigue et ressent le besoin de reposer une partie de sa main sur un support. Si cela n'est pas préconçu dans le système au moyen d'un repose-main dédié, l'utilisateur peut être amené à reposer sa main sur une partie de l'écran et déclencher une action involontaire. La gestion de ces occurrences peut être délicate et nécessite que le système détecte de manière fiable de tels événements et agisse en conséquence. Le concepteur du système peut même recourir à une reconnaissance du profil de la main et définir les parties de la main autorisées à interagir avec le système. Les techniques d'interaction doivent également minimiser l'effort physique de déplacement. L'utilisation des menus circulaire (Tapia et Kurtenbach, 1995) peut être mieux adaptée que l'utilisation des menus linéaires afin de réduire la distance de Fitts (Isokoski 2004), et minimiser l'effort de déplacement. Pour la même raison, si l'interaction gestuelle est requise, elle devrait se restreindre à des gestes simples et courts.

La faiblesse musculaire varie d'une personne à l'autre en termes d'intensité et de muscles touchés. Par conséquent, il est nécessaire que le système puisse être réglé en fonction des capacités motrices de chaque utilisateur.

En outre, le niveau de faiblesse musculaire peut varier dans le temps pour une même personne. Lorsque la situation s'aggrave ou s'améliore, il est possible que le système doive se réadapter pour accommoder le changement de l'espace moteur des mains. Dans le cas où l'état de l'utilisateur empirerait, les mouvements qui étaient possibles par le passé, peuvent devenir difficilement réalisables dans le présent. Ainsi, il serait préférable que le système puisse détecter un tel changement et s'adapter en conséquence. Il arrive même

fréquemment que le niveau de force musculaire puisse fluctuer dans la même journée. Par conséquent, cette adaptation du système devra être rapide et réactive.

2.3.2 Multimodalité

La différence qu'il peut y avoir dans les régions du corps touchés par la maladie entre une personne et une autre peut nécessiter une approche multimodale en entrée et en sortie. Toutefois, l'utilisation de certaines modalités peut être difficile pour certains patients. Par exemple, les patients qui ont peu de contrôle sur le mouvement de leurs paupières peuvent ne pas être en mesure d'utiliser un système d'interaction basé sur le suivi du regard (Wästlund et al. 2010). Le traitement de la parole doit également être évité pour les utilisateurs présentant un trouble de la parole (Pavlakis et al. 1984) ou une faiblesse des muscles faciaux. Ces technologies peuvent tout de même servir pour des personnes ayant perdu tout usage de leur membres supérieurs mais qui peuvent se servir de telles modalités.

La multimodalité peut également servir en sortie pour compenser certains déficits sensoriels. Si la personne souffre d'une neuropathie, il sera préférable d'éviter l'utilisation d'un retour tactile et le remplacer soit par un retour visuel ou un retour auditif.

2.3.3 Adaptation au déficit cognitif

Si le patient neuromusculaire souffre également d'un déficit cognitif, le système interactif devra s'adapter en conséquent. Par exemple, si le système a besoin de communiquer des instructions à l'utilisateur, elles doivent être courtes et simples à comprendre. Il faut également éviter les instructions séquentielles qui peuvent être difficiles à traiter pour certains patients neuromusculaires.

2.3.4 Ergonomie

L'ergonomie du système interactif, qu'il s'agisse d'une partie de l'interface utilisateur ou des artefacts environnants, doit être conçue de façon que l'effort nécessaire pour atteindre chaque élément soit minimal. En outre, il convient d'éviter les dispositions d'artefacts pouvant causer des blessures aux muscles et aux tendons, comme le syndrome du canal carpien (Silverstein et al. 1987) ; le besoin de mouvements répétitifs dans l'interaction doit également être minimisé. Sachant que les utilisateurs atteints de complications neuromusculaires ont une force limitée sur certains muscles squelettiques, qu'ils soient proximaux ou distaux (Jasvinder 2011), le concepteur du système interactif doit examiner avec soin les mouvements / gestes de la main nécessaires à l'interaction des muscles endommagés par la maladie. Par exemple, si la myopathie de l'utilisateur affecte ses muscles distaux, l'interaction devrait nécessiter moins de précision et disperser davantage les artefacts. Sinon, au cas où les muscles les plus proximaux seraient endommagés, l'interface devrait rétrécir l'espace entre les éléments, ce qui raccourcit le temps nécessaire pour se déplacer d'un élément à l'autre. Dans ce cas, si les muscles les plus distaux sont relativement sains, la nécessité de recourir à une plus grande précision ne serait pas très problématique.

2.3.5 Effet psychologique de la technologie

Enfin, il convient de prendre en compte l'effet psychologique que le système peut avoir sur l'utilisateur. Si la personne exhibe des traits de personnalité évitante, elle peut ne pas être très ouverte pour les nouvelles technologies. La réticence de certains patients neuromusculaires à prendre des risques personnels peut également affecter la manière dont ils accueillent (ou non) les changements en général, et les mises à jour / modifications du système, même si elles constituent des améliorations. Dans quelques cas, les patients peuvent refuser l'intervention d'un spécialiste qui a pour but d'améliorer leur système d'interaction s'ils sont trop attachés à ce qu'ils ont l'habitude d'utiliser. Ceci peut également être une réaction de la part du patient qui essaye de s'accrocher à ce qui lui reste comme

force et qui essaye de s'adapter lui-même à sa maladie plutôt que d'adapter la technologie qu'il a l'habitude d'utiliser.

Dans une sous-section précédente, nous avons évoqué l'importance de la personnalisation du système au besoin de chaque utilisateur. Cependant, la personnalisation peut également être importante pour l'engagement, les performances et la persistance (Oulasvirta et Blom, 2008) dans l'utilisation d'un système. Nous pouvons émettre l'hypothèse que cela pourrait réduire l'effet de réticence que la personne peut avoir à utiliser les nouvelles technologies, en particulier au début.

2.3.6 Conclusion

Nous pouvons voir que la conception d'un système interactif pour les utilisateurs souffrant de maladies neuromusculaires peut être très difficile. La raison principale est que le spectre des maladies est très large et leurs manifestations peuvent varier considérablement d'un individu à l'autre. Pour cette raison, nous recommandons une approche multimodale pour la conception de systèmes interactifs pour cette population d'utilisateurs, pouvant être adaptables (voire adaptatifs) aux spécificités du handicap de l'utilisateur. Une conception itérative centrée utilisateur et progressivement inclusive est essentielle. A chaque itération dans ce processus, les concepteurs peuvent aspirer à inclure de plus en plus de profils de patients appartenant à l'ensemble des utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires.

2.4 Dispositifs alternatifs de pilotage pour les personnes atteintes de maladies neuromusculaires

Le joystick est le dispositif le plus utilisé pour piloter un fauteuil roulant électrique. Malheureusement, de nombreux utilisateurs souffrant de maladies neuromusculaires ont beaucoup de difficulté à l'utiliser en raison de leur faiblesse musculaire. Si cette faiblesse entraîne une amplitude de mouvement limitée, un ajustement peut être apporté au logiciel accompagnant le joystick afin de réduire par exemple la distance de déplacement du levier requise pour atteindre la vitesse maximale. Toutefois, cela nécessite l'intervention d'un professionnel spécialisé. Lorsque cette modification est encore insuffisante, un type particulier de joystick peut être proposé à l'utilisateur, principalement un mini-joystick ou un mini-joystick isométrique (Switch-it 2018). Ces variantes sont beaucoup plus sensibles et nécessitent beaucoup moins de force à l'utilisation. Dans (Pellegrini et al. 2004) une étude concernant l'utilisation de tels dispositifs (Figure 1) pour piloter les fauteuils roulants électriques a montré qu'ils pouvaient aider les utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires à moins se fatiguer qu'avec un joystick normal. Le principal inconvénient de ces systèmes est toutefois leur prix, car ils peuvent coûter plus de 3 000 \$US pour un seul mini-joystick (Sunrise Medical 2019). Un autre inconvénient des transducteurs de force en général, est la nécessité de maintenir une certaine force, même si elle est faible, aussi longtemps que l'utilisateur a besoin de maintenir le mouvement. Lors d'une interview avec un groupe d'ergothérapeutes de l'Association Française contre les Myopathies (AFM), il a été porté à notre attention le besoin pour une personne présentant une faiblesse musculaire de pouvoir maintenir le déplacement de son fauteuil sans avoir à maintenir un effort musculaire.

Figure 1 Dispositifs de pilotage testés dans (Pellegrini et al. 2004)



Selon un autre ergothérapeute du même organisme (AFM), un inconvénient plus subtil mais non négligeable lié à l'utilisation d'un mini-joystick est son impact social. Le simple fait de son utilisation peut indiquer que la personne a atteint un niveau critique de force musculaire. Cela peut entraîner une stigmatisation négative qui peut mettre l'utilisateur mal à l'aise en société.

C'est pourquoi nous avons entrepris de concevoir une nouvelle interface de pilotage qui serait appropriée et adaptable aux besoins des utilisateurs souffrant de maladies neuromusculaires. L'interface de pilotage doit principalement tenir compte du manque de force physique. Elle doit également être suffisamment adaptable pour inclure un large spectre d'utilisateurs car les manifestations des maladies neuromusculaires peuvent varier en nature et en intensité. Cela signifie que l'interface doit être aussi configurable que possible. Après des discussions avec plusieurs ergothérapeutes, patients et accompagnateurs, nous avons commencé à travailler sur une interface tactile pour piloter les fauteuils roulants sous forme d'une application sur smartphone ou tablette. Nous émettons l'hypothèse que dans le cas de personnes atteintes de maladies neuromusculaires, une interface tactile basée sur des touches simples, peut permettre d'exécuter la tâche de pilotage à l'aide d'un effort musculaire tolérable.

De nos jours, ces dispositifs incluent plusieurs capteurs et bénéficient d'une puissance de calcul croissante ce qui en fait une plateforme qui réunit de multiples modalités d'interaction.

3 INTERFACE TACTILE POUR LE PILOTAGE DES FAUTEUILS ROULANTS ELECTRIQUES

L'interface tactile se présente sous la forme d'une application sur un smartphone ou une tablette qui se connecte au fauteuil roulant via USB ou Bluetooth. L'utilisation d'une interface tactile présente l'avantage de ne nécessiter que le toucher pour piloter le fauteuil roulant. Bien qu'un pad tactile existe déjà en tant que dispositif commercial de pilotage sous la forme d'un simple panneau tactile (Figure 2), il présente assez peu de possibilité de personnalisation et d'adaptation au profil d'une personne atteinte d'une maladie neuromusculaire. En comparaison, l'utilisation d'un smartphone ou d'une tablette peut présenter de nombreux avantages supplémentaires concernant aussi bien les possibilités de personnalisation que les possibilités d'utilisation multifonctionnelle permises par le smartphone ou la tablette.

Figure 2: Switch-it touch drive2 (switch it 2018)



En outre, les smartphones sont de plus en plus omniprésents dans nos sociétés (Statistica 2018) et leurs prix sont relativement moins chers par rapport à d'autres systèmes de pilotage alternatifs (plus de 3000 \$US pour un mini-joystick). Cela les rend plus accessibles à un plus grand nombre d'utilisateurs. Un autre avantage des smartphones, du fait qu'ils sont aujourd'hui très couramment utilisés, est qu'ils entraîneraient moins de stigmatisation sociale pour les personnes atteintes de maladies neuromusculaires qu'un mini-joystick. Aujourd'hui, les tablettes et les smartphones sont de plus en plus puissants en termes de capacités de traitement, ce qui peut offrir un terrain fertile pour la mise en place de mécanismes d'adaptation ainsi que pour de nouvelles possibilités d'interaction. Leurs puissances de traitement et leurs capacités de stockage peuvent leur permettre de stocker un grand nombre de profils d'utilisation. Un profil est une combinaison de réglages du fauteuil pouvant être enregistrés dans le module de commande du fauteuil roulant et accessibles en cas de besoin. Ceci est utile par exemple pour basculer d'un mode de conduite en intérieur à un mode extérieur. Il peut également y être enregistré un mode de conduite tierce lorsqu'un proche valide a besoin de déplacer le fauteuil ou de prendre la commande quand l'utilisateur en a besoin. Les fauteuils roulants actuels peuvent stocker entre 5 et 8 profils au maximum. Nous pouvons facilement imaginer que dans le cas d'une tablette, nous pouvons stocker un plus grand nombre de profil, ce qui permet une plus grande flexibilité dans l'utilisation quotidienne.

Enfin, il existe aujourd'hui sur le marché de plus en plus d'objets connectés pour des environnements domotiques pouvant être contrôlés via une application pour smartphone ou tablette. Par conséquent, le smartphone de l'utilisateur peut servir non seulement de hub pour les applications de contrôle d'environnement, mais également pour le pilotage du fauteuil. Cette fonctionnalité peut s'avérer très utile pour les utilisateurs car ils auront moins de dispositifs d'interaction à entretenir tout en mutualisant la définition des profils d'utilisation.

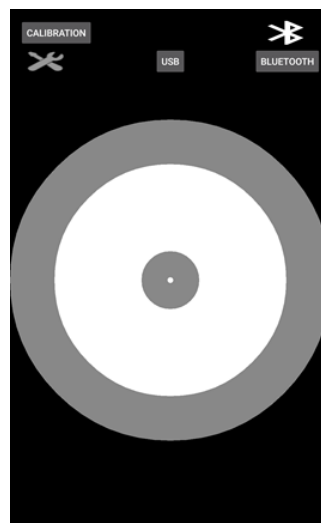
Dans (Guedira et al. 2018), nous avons présenté les fonctionnalités de notre interface et fourni les résultats d'une évaluation préliminaire avec des utilisateurs de fauteuils roulants, non atteints de maladies neuromusculaires. Dans les sections suivantes, nous rappelons les principales caractéristiques de cette interface pour une meilleure compréhension du reste de l'article.

3.1 Modalité de pilotage

L'interface (Figure 3) offre un panneau de pilotage circulaire. Afin de piloter le fauteuil roulant électrique, l'utilisateur doit simplement toucher l'écran et déplacer son doigt à l'intérieur du cercle de pilotage. Concernant la métaphore de pilotage, nous avons décidé de conserver la même logique que le joystick. Cela présente l'avantage de conserver un niveau de cohérence lorsqu'un utilisateur décide de passer du joystick à l'interface tactile et inversement. Le centre du cercle représente une zone neutre où l'utilisateur peut laisser reposer son doigt sans provoquer de mouvement du fauteuil. La taille de cette zone neutre peut être ajustée en fonction des préférences de l'utilisateur. À l'intérieur du cercle, l'utilisateur peut modifier de manière continue la direction du mouvement en déplaçant son doigt vers la direction voulue. L'utilisateur peut également contrôler la vitesse. Celle-ci augmente au fur et à mesure que le doigt s'éloigne du centre du cercle. L'utilisateur atteint la vitesse maximale à la bordure du cercle. Celle-ci est rendue plus épaisse afin de permettre même à des doigts relativement "épais" d'atteindre et de conserver une vitesse maximale

même si le toucher détecté n'est pas exactement sur le bord du cercle. Le fauteuil s'arrête lorsque le doigt de l'utilisateur quitte le cercle de pilotage (doigt levé ou posé à l'extérieur du cercle) ou bien posé sur la zone neutre (zone centrale).

Figure 3: Capture écran de l'interface tactile montrant le cercle de pilotage



Lors d'un précédent test informel avec un utilisateur de fauteuil roulant, nous avons constaté qu'il était très fatigant de toucher d'un doigt l'écran pendant que le reste de la main restait surélevé. En conséquence, l'utilisateur était amené souvent à poser sa main sur l'écran, ce qui perturbait la commande de pilotage. Pour cette raison, nous avons décidé de gérer le pilotage multitouch de différentes manières en fonction des préférences de l'utilisateur. Dans le menu de configuration de l'interface, l'utilisateur peut choisir de piloter le fauteuil en utilisant le premier ou le dernier doigt touchant l'écran. L'utilisateur peut également choisir de piloter son fauteuil en utilisant son doigt supérieur ou inférieur (position sur l'écran), ou même le plus à gauche ou le plus à droite. Avoir une telle possibilité peut permettre aux utilisateurs ayant différentes postures de la main (qui peuvent être déformées à cause de leur maladie) d'arriver quand même à piloter le fauteuil. Une autre option permise par l'interface de configuration, consiste à utiliser le barycentre de toutes les zones de contact détectées sur l'écran.

Une autre caractéristique importante de la personnalisation est la possibilité de segmenter le cercle de pilotage en différentes régions aussi bien pour la direction que la vitesse. La plage de contrôle de vitesse peut être segmentée pour avoir des paliers de vitesse discrets. Le nombre de niveaux peut aller d'un seul niveau (représentant une logique tout-ou-rien pour la vitesse) à 127 niveaux pratiquement continu compte tenu de la taille des smartphones/tablettes. La segmentation de direction peut, quant à elle, aller de 4 directions seulement (avant, arrière, gauche et droite) jusqu'à un maximum de 256 (Figure 4). D'une part, cela offre une opportunité aux utilisateurs ayant une dextérité réduite de piloter avec plus de stabilité : Moins il y a de divisions, plus ces dernières deviennent larges et la nécessité d'avoir une manipulation précise devient moins importante. D'autre part, cela peut présenter une opportunité d'apprentissage progressif pour l'utilisation de l'interface. Il est ainsi possible de commencer avec seulement 4 ou 8 directions et au fur et à mesure que l'utilisateur se familiarise avec l'utilisation de l'interface, d'augmenter progressivement le nombre de directions jusqu'à atteindre un niveau optimal pour lui.

Figure 4: Différentes captures écran de l'interface tactile montrant différents niveaux de segmentation du cercle de pilotage



Le cercle de pilotage peut être positionné de trois manières différentes : a) fixe au centre de la tablette, b) fixe dans une position définie en fonction des préférences de l'utilisateur, c) mobile de manière que son centre soit repositionné à l'endroit du premier toucher. Cette dernière option permet aux utilisateurs qui ont des difficultés à atteindre une cible donnée de pouvoir quand même piloter sans se soucier de l'endroit où leur premier toucher va se produire.

Les deux premières sont assez similaires bien que la seconde permette un peu plus de s'adapter aux contraintes de positionnement de l'utilisateur. Elles se ressemblent dans le sens où, pour initier le mouvement, l'utilisateur a simplement besoin de poser le doigt sur l'emplacement qui correspond à la direction/vitesse voulues³. La troisième manière est différente car à chaque premier toucher, le doigt indique la position initiale de la zone neutre du cercle. Pour atteindre la direction/vitesse voulue, l'utilisateur est alors contraint de glisser le doigt vers la direction et la vitesse désirée, ce qui augmente les déplacements du doigt sur la surface tactile. En considérant la friction entre le doigt et l'écran, cette solution paraît un peu plus fatigante que les deux premières si l'utilisateur souffre d'une grande faiblesse musculaire. En revanche, si l'utilisateur souffre plus d'imprécision pour atteindre une cible, la troisième solution peut être plus adaptée. Notons que la détermination de la solution optimale pour chaque utilisateur devra se faire au cas par cas en compagnie d'un ergothérapeute.

3.2 Modalités de retour

Lors du pilotage du fauteuil roulant, l'utilisateur doit être parfaitement conscient de son interaction avec le dispositif de pilotage sans avoir à garder les yeux fixés sur lui. Le feedback dans le cas d'un joystick provient principalement de la force de résistance opposée que le levier exerce sur la main de l'utilisateur : plus le levier est éloigné de sa position centrale plus la force est importante et plus la vitesse augmente. La direction de la force de résistance est opposée celle du mouvement. Dans le cas d'utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires, cette force opposée peut être pénible et fatigante. Même si la proprioception associée au mouvement du fauteuil fournit des informations sur cette interaction, les utilisateurs nous ont fait savoir qu'ils souhaitaient quand même un retour direct du dispositif de pilotage. Pour cette raison, l'interface tactile offre un certain nombre de mécanismes de rétroaction, configurables via un menu, afin d'aider l'utilisateur à utiliser l'interface de pilotage sans avoir à se focaliser visuellement sur l'écran de la tablette.

Le premier feedback, de nature haptique, se présente sous deux formes. Premièrement, la tablette peut émettre une petite vibration chaque fois que l'utilisateur touche l'écran et commence à piloter. Les vibrations peuvent également être configurées pour continuer aussi longtemps que l'utilisateur pilote. Deuxièmement, nous avons ajouté un retour haptique passif via un cache imprimé grâce à une imprimante 3D (Figure 5).

³ Dans le paramétrage du fauteuil, la courbe d'accélération peut être réglée pour qu'elle ne soit pas trop brusque. Une interpolation est faite entre la vitesse nulle et la vitesse indiquée par l'utilisateur.

Figure 5: L'interface tactile avec le cache pour retour haptique passif



Le cache présente deux ouvertures: une ouverture supérieure qui permet à l'utilisateur d'interagir avec différentes fonctionnalités de l'application (accès au menu de configuration, connexion de la tablette au fauteuil roulant...) et une ouverture centrale circulaire donnant accès au cercle de pilotage. Cette ouverture circulaire permet à l'utilisateur de toucher l'écran tandis que son bord donne une indication tactile sur la bordure du cercle de pilotage. Au centre de cette ouverture circulaire, un cercle surélevé recouvre la zone neutre afin de donner un référentiel physique à l'utilisateur sans avoir à regarder l'écran.

Lors de la conduite du fauteuil roulant, l'utilisateur est amené à constamment glisser son doigt sur le l'écran pendant une période prolongée. Selon (Adams 2013), le frottement prolongé entre le doigt et une surface lisse (l'écran tactile) peut induire de la sueur au niveau du doigt ce qui peut nuire à la fluidité du mouvement du doigt sur l'écran et augmenter la force nécessaire pour le faire glisser. Ceci est contraire au but initial qui est d'offrir un dispositif de pilotage pour réduire l'effort musculaire. Pour cette raison, nous avons recouvert la zone tactile d'un film semi-transparent mince avec une surface légèrement granulée afin de réduire les frottements causés par la sueur.

Enfin, nous avons ajouté la possibilité d'afficher la partie active du cercle (la division de direction active) avec des couleurs indiquant les différents niveaux de vitesse. Cela peut être particulièrement utile pour comprendre le pilotage dès les premières étapes d'apprentissage de l'utilisation de l'interface tactile.

4 TESTS DE L'INTERFACE TACTILE AVEC DES PERSONNES ATTEINTES DE MALADIES NEUROMUSCULAIRES

Après les tests préliminaires de (Guedira et al. 2017; 2018) et les résultats encourageants qui en sont ressortis, nous avons décidé de tester l'interface tactile de pilotage avec des utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires. Nous voulions voir si les résultats obtenus précédemment pouvaient être reproduits chez cette population d'utilisateurs. Nous voulions également observer leur niveau subjectif de fatigue en utilisant l'interface tactile par rapport à un joystick. Les tests ont été réalisés dans le centre de rééducation fonctionnelle Le Brasset à Meaux, France. L'une de nos priorités lors des tests était que les utilisateurs se sentent à l'aise pendant les sessions de test à fin d'éviter toute source de gêne extrinsèque aux tests. Cela impliquait que les joysticks qu'ils utiliseraient durant les tests de comparaison devaient être les leurs. De plus, même les fauteuils roulants devaient être ceux que les participants utilisent quotidiennement, car ils sont mieux adaptés à leur morphologie. Cela nous a permis d'éviter l'impact négatif que l'utilisation d'un fauteuil roulant mal ajusté pouvait avoir sur les performances des utilisateurs. Cependant, cela impliquait l'ajout d'un facteur externe aux tests à savoir un fauteuil roulant différent pour

chaque utilisateur, mais cela était compensé par une conception intra-sujet du joystick de comparaison par rapport à l'interface tactile.

La plupart des différentes sessions d'évaluation ont été supervisées par les responsables en ergothérapie du centre de rééducation. Sinon, ils étaient disponibles à tout moment pour intervenir en cas de besoin. En outre, le système de pilotage tactile a été sécurisé par l'ajout d'une commande d'arrêt d'urgence tenue par l'expérimentateur. Pendant toutes les séances où les participants ont utilisé l'interface tactile, un des expérimentateurs tenait un interrupteur d'activation sans fil qui permettait d'arrêter le fauteuil roulant en cas d'urgence. Tous les participants majeurs ainsi que les parents des enfants ont signé un consentement éclairé avant de participer aux tests. Le protocole d'expérimentation a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'université Paris-Saclay.

4.1 Caractéristiques démographique des utilisateurs

Onze participants (P1 à P11, âge moyen = 16,64, écart type = 3,72), 10 garçons et une fille, ont participé à l'étude. Ils sont tous atteints d'une maladie neuromusculaire : P11 souffre d'une encéphalopathie⁴, P5 d'une amyotrophie spinale infantile⁵ et les autres participants sont tous atteints de dystrophie musculaire de Duchenne. À l'exception du participant P5, ils sont tous résidents au centre de soins. Leur niveau d'éducation varie de la CM1/CM2 au DUT. À l'exception de P11 qui n'a jamais appris à marcher, les 10 autres participants ont perdu leur capacité de marcher entre l'âge de 5 et 9 ans et utilisent actuellement un fauteuil roulant électrique, tous les jours, avec un joystick standard. Pour certains, comme P5, le joystick est habituellement réglé sur un réglage plus sensible afin de compenser la perte de force physique. Ainsi, la vitesse maximale peut être atteinte en déplaçant le joystick à la moitié de sa course.

Le niveau de capacité motrice fine et globale entre les participants varie de très faible pour P7 à presque normal pour P10. Pour des participants avec une motricité globale faible (cas de P5 par exemple), l'amplitude de mouvement au niveau de l'épaule est très réduite ce qui rend difficile le fait de repositionner le bras quand il le faut. Pour les participants avec un niveau faible de motricité fine, l'amplitude de manipulation avec la main et/ou les doigts est très réduite (cas de P7 par exemple). Tous ont une bonne vision, audition et sensation tactile. Ils ne souffrent pas non plus de dysfonctionnements cognitifs bien que P4 ait tendance à perdre rapidement son attention et à se laisser distraire assez facilement. En outre, P9 a des difficultés à rester concentré pendant une période prolongée.

4.2 Session d'initiation

Les tests préliminaires menés lors d'études précédentes ont montré l'importance d'avoir une ou plusieurs séances d'initiation pour permettre à l'utilisateur d'être plus à l'aise lors de l'utilisation de l'interface tactile (Guedira et al. 2018). Ils nous ont également montré à quel point la personnalisation de l'interface de pilotage était aussi importante pour une meilleure utilisation. Dans cette perspective, nous avons organisé pour chaque participant une première session d'initiation. Cette session s'est déroulée dans une vaste salle du centre de soins sous la supervision étroite de l'ergothérapeute en chef du centre. Cette session a également été l'occasion d'observer la première interaction des utilisateurs avec l'interface tactile et de déterminer les meilleurs réglages de l'interface pour chaque participant.

4.2.1 Apprentissage général de l'utilisation de l'interface

⁴ Une encéphalopathie est "un terme pour toute maladie diffuse du cerveau qui modifie le fonctionnement ou la structure du cerveau". Il peut aussi être accompagné d'une faiblesse musculaire et d'une atrophie. (<https://www.ninds.nih.gov/disorders/all-disorders/encephalopathy-information-page>)

⁵ L'amyotrophie spinale "désigne une catégorie de maladies musculaires génétiques [...] résultant essentiellement en une atrophie et une faiblesse des muscles corporels" (<https://www.amyotrophie-spinale.com/>)

Nous avons voulu tout d'abord familiariser les patients avec l'utilisation du toucher pour piloter le fauteuil roulant avant de commencer l'évaluation cinématique. Les 11 participants ont tous réussi à apprendre à utiliser l'interface tactile et à piloter le fauteuil roulant électrique dans la salle d'expérimentation. Nous avons ainsi demandé aux participants de rouler librement dans la salle d'expérimentation en évitant les collisions avec divers objets dans la salle (tables, chaises, etc.). La plupart des participants ont pu facilement apprendre à piloter dans les 5 à 10 premières minutes. Ils ont également signalé, au fur et à mesure de l'avancement de la session d'initiation, qu'ils se sont sentis de plus en plus confiants à utiliser l'interface tactile. Notons que, selon leur ergothérapeute, aucun participant ne souffre de troubles majeurs de l'apprentissage. En outre, il nous a été mentionné que lors de leur première utilisation d'un fauteuil roulant électrique, ils avaient rapidement été en mesure de le piloter, avec un joystick, de manière très naturelle. Enfin, la métaphore de pilotage (comment changer la vitesse et la direction) à l'aide de l'interface tactile ressemble à celle du joystick. À la lumière de ces informations, nous pouvons supposer que la cohérence de la logique de pilotage entre les deux dispositifs a aidé les participants à comprendre plus rapidement comment piloter avec l'interface tactile.

4.2.2 Procédure d'apprentissage progressif

L'utilisation d'un nouveau dispositif de pilotage avec un contrôle continu de la direction peut être difficile à gérer pour l'utilisateur au début, surtout si ce dernier souffre d'un handicap cognitif. Une technique d'apprentissage qui est communément utilisée par les ergothérapeutes est de réduire, dans un premier temps, les directions auxquelles la personne a accès avec le dispositif. Selon les cas, les directions autorisées initialement peuvent se limiter, par exemple, uniquement à 3 directions : marche avant, droite, gauche (la marche arrière pouvant être plus difficile à gérer). Lorsque l'ergothérapeute juge que la personne maîtrise mieux le pilotage, le nombre de direction permise est augmenté progressivement jusqu'à atteindre un pilotage avec un contrôle continu de direction et de vitesse.

Dans (Guedira et al. 2018), nous avons expliqué comment cette procédure d'apprentissage progressif a aidé deux utilisateurs atteints de paralysie cérébrale (Jan 2006) à atteindre un pilotage plus stable au cours d'une session de formation. Au début, la sensibilité de l'interface tactile avait été réglée sur des paramètres élevés (la division du cercle de pilotage en différentes régions de direction était très fine). En conséquence, leur pilotage était très instable. Nous avons alors abaissé au minimum le niveau de précision (en diminuant le nombre de directions), puis nous l'avons progressivement augmenté pour atteindre un pilotage avec un contrôle de direction plus fluide tout en étant assez stable.

Nous avons voulu, dans la présente étude avec des patients neuromusculaires, vérifier si une telle procédure d'apprentissage progressif pouvait être reproduite pour faciliter la prise en main de l'interface tactile. Pour tous les participants, nous avons commencé la session avec un niveau de précision relativement élevé (128 divisions en direction et 100 divisions en vitesse). Le pilotage initial était plus stable pour ces participants souffrant de maladies neuromusculaires par rapport à ceux atteints de paralysie cérébrale de la précédente étude. Il y avait cependant encore place à amélioration pour la plupart d'entre eux. C'est pourquoi, nous avons abaissé ensuite le niveau de précision pour le pilotage à 8 directions. Pour la plupart des participants, ce changement a facilité le pilotage et a été apprécié. Nous avons par la suite augmenté progressivement le nombre de divisions, le but étant d'atteindre le plus haut niveau apprécié par la personne. Cela a été différent d'un participant à l'autre et a varié en fonction des préférences personnelles, des compétences et des habitudes de conduite. Pour le nombre de paliers de vitesse, nous avons procédé de la même façon jusqu'à obtenir les réglages les plus appropriés pour chaque utilisateur (Voir le Tableau 1).

4.2.3 Modalités de retour

Les modalités de retour de l'interface ont aussi été modifiées d'un participant à l'autre pour répondre aux préférences de l'utilisateur. Tous les participants, à l'exception de P6, ont aimé disposer du cache haptique afin de pouvoir guider leur main sur le panneau de pilotage. Seul P6 a considéré cela comme une limitation du mouvement de la main. Tous les utilisateurs ont également apprécié la vibration de la tablette au premier toucher et ont déclaré que cela les avait aidés à utiliser l'interface sans avoir à la regarder. Seul P7 a préféré avoir des vibrations continues pendant toute la période de toucher plutôt qu'au premier toucher uniquement. Le tableau 1 montre les préférences finales de chaque participant.

Tableau 1: Préférences de réglage de l'interface tactile pour chaque participant

Participant	Divisions en direction	Paliers de vitesse	Diamètre du cercle de pilotage	Vibrations	Utilisation du cache	Surface de toucher
P1	10	16	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P2	50	128	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P3	5	256	d= 4.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P4	5	16	d= 3.5 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P5	100	16	d= 3 cm	Ponctuelles	Oui	Lisse
P6	100	128	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Non	Lisse
P7	100	16	d= 2 cm	Continues	Oui	Granulée
P8	100	128	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P9	100	64	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P10	100	128	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée
P11	100	128	d= 5.8 cm	Ponctuelles	Oui	Granulée

4.2.4 Adaptation de la position de l'interface

Comme l'ont suggéré des tests informels antérieurs, le positionnement de la tablette peut également avoir un impact crucial sur les performances d'utilisation. Cela peut être plus critique dans le cas des utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires, car ils souffrent déjà d'une faiblesse musculaire et/ou d'une amplitude de mouvement limitée. Pour chaque participant, nous devons trouver la position optimale de la tablette à l'aide de fixations articulées. La Figure 6 montre la disposition de la tablette pour différents utilisateurs.

Figure 6: Photos de la position de l'interface tactile durant l'essai avec différents participant



En règle générale, nous avons décidé de commencer par placer la tablette au même endroit que le joystick de l'utilisateur, puis de travailler à partir de là pour trouver la position optimale. En ce qui concerne l'inclinaison de la tablette, l'angle spécifique était moins important que la position relative du poignet. Tant pour le placement que pour l'inclinaison, nous avons procédé en peaufinant progressivement les deux jusqu'à ce que l'utilisateur se sente le plus à l'aise. Il y a cependant un point à prendre en compte. Selon le thérapeute fonctionnel, il est préférable d'avoir une combinaison de position/inclinaison qui place le poignet dans la position la plus neutre possible. Parfois, il se peut que cette position ne soit pas la plus confortable pour l'utilisateur à ce moment-là, mais il est important également de prendre en compte la configuration la plus saine du point de vue thérapeutique. C'est pourquoi nous recommandons de placer la tablette, la première fois, sous la supervision du thérapeute fonctionnel de l'utilisateur. Dans certains cas, comme pour P4, une meilleure posture du poignet a été obtenue en élevant simplement le poignet avec une mousse épaisse (Figure 7).

Figure 7: P4 utilisant un bloc de mousse pour surélever son poignet



Le cas de P9 nous a révélé une observation critique au niveau du positionnement de la tablette qui peut affecter non seulement le pilotage, mais également la posture générale de la personne. P9 souffre de dystrophie musculaire de Duchenne et présente une faiblesse musculaire grave et progressive. Tandis que sa force régressait, il avait besoin de se pencher sur le côté pour pouvoir pousser le joystick à fond. Avec le temps, cette inclinaison a aggravé les problèmes de posture dus à sa maladie. Lorsqu'il a essayé l'interface tactile, sa position a été fixée au plus près de manière à lui éviter de s'appuyer pour l'utiliser pleinement. Nous pouvons en déduire l'importance de disposer d'un système de positionnement facilement modifiable pour tenir compte des fluctuations de la condition de l'utilisateur. Dans la vie quotidienne d'une personne atteinte d'une maladie neuromusculaire, lorsque le tronc peut difficilement bouger, une intervention courante consiste à modifier l'assise de l'utilisateur afin de permettre une meilleure circulation sanguine et éviter ainsi d'autres problèmes. Un repositionnement du tronc, en particulier lorsque les muscles proximaux du bras sont faibles, signifie que la position relative de la main par rapport au dispositif d'interaction peut changer. Cela nécessite de repositionner l'appareil pour maintenir une interaction cohérente. Une interface facilement repositionnable est très utile dans ce genre de situation.

Enfin, au cours de la séance d'initiation, P5 nous a demandé fréquemment de repositionner sa main sur le joystick à chaque fois qu'elle glissait. Sa faiblesse musculaire proximale ne lui permet pas de repositionner facilement sa main sur le levier de commande et il a souvent besoin d'aide pour cela. Lorsqu'il a essayé l'interface tactile, il a eu besoin de beaucoup moins d'aide pour repositionner sa main, car il lui a fallu simplement la faire glisser plutôt que de la placer au-dessus du levier du joystick.

4.2.5 Adaptation et co-adaptation.

La configuration des paramètres ainsi que le positionnement de l'interface tactile se sont avérés plus difficiles avec le participant P7. L'état de sa maladie lui permet de bouger à peine quelques doigts et son amplitude de mouvement est très limitée (quelques centimètres). Au moment de l'évaluation, il a eu du mal à utiliser son joystick avec lequel il pouvait difficilement piloter en arrière ou tourner vers la gauche en raison de sa force et de son amplitude de mouvement limitées. Après plusieurs minutes d'essai, nous avons atteint une configuration qui lui permettait d'utiliser pleinement l'interface tactile de pilotage. Nous avons couvert davantage l'écran de la tablette et n'avons laissé qu'une petite zone pour que sa main puisse reposer entièrement sur le cache alors que son pouce était en contact avec l'écran. Nous avons calibré le cercle de pilotage aussi petit que possible pour lui permettre d'atteindre toute la surface. Ensuite, nous avons défini la position du cercle pour qu'il se déplace à chaque premier contact de son doigt de contrôle. Une des raisons principales est que si son doigt venait à bouger accidentellement, il pouvait tout de même atteindre tout le cercle de pilotage. En utilisant cette configuration, il a été capable de se déplacer librement dans la salle d'expérimentation. Il était également capable de piloter en marche arrière et de tourner à droite et à gauche. Après seulement quelques minutes de conduite, il a même commencé à élaborer sa propre stratégie de pilotage, ce qui nous a paru très intéressant : comme il disposait d'une amplitude de mouvement limitée et que le cercle de pilotage est repositionné au premier toucher, il a commencé à anticiper ses changements de direction afin d'utiliser tout l'espace moteur disponible. Par exemple, pour avancer, il commence d'abord par déplacer son pouce le plus en arrière possible, puis il établit un premier contact avec l'écran. Cela positionne le cercle de pilotage un peu plus bas mais lui donne plus d'amplitude dans la partie supérieure du cercle de pilotage pour avancer. Il fait la même chose pour les autres directions. Cette technique peut être considérée comme un exemple de co-adaptation (Mackay 2000) dans laquelle la configuration du système interactif est définie au plus près des besoins de l'utilisateur et que conjointement, l'utilisateur réadapte, jusqu'à un certain point, sa propre technique de pilotage afin d'utiliser plus efficacement les fonctionnalités du système.

En résumé, les 11 participants ont pu, à la fin de la session de formation, comprendre l'utilisation de l'interface tactile. Dans l'ensemble, nous avons également pu constater que leur pilotage s'est amélioré au fil de la session. La plupart d'entre eux ont souligné la facilité d'utilisation instantanée, mais se sont montrés sceptiques quant à l'utilisation sur une période prolongée (toute la journée) pour le moment. Ceci est en partie dû à la nouveauté de l'interface tactile : ils ont encore besoin de planifier leur mouvement avec la tablette ce qui les fatigue davantage. Du fait qu'ils sont habitués au joystick, on peut supposer qu'un changement de dispositif nécessitera plus de temps d'adaptation ou sera plus pertinent lorsque l'utilisation du joystick devient impossible.

4.3 Evaluation cinématique

Après avoir constaté que les participants étaient capables de piloter leur fauteuil roulant électrique à l'aide de l'interface tactile, nous avons procédé à une évaluation cinématique afin de quantifier le niveau de performance que l'interface tactile confère aux utilisateurs par rapport à leurs propres joysticks. Nous avons demandé aux participants d'effectuer 5 tâches différentes avec l'interface tactile et le joystick. Les trois premières tâches (ligne droite dans un couloir, virage à 90 ° et passage de porte) s'inspirent du test de compétences en fauteuil roulant (Wheelchair skill test) (Rushton et al. 2014) et sont conformes aux évaluations cinématiques précédentes de l'interface tactile. Dans la quatrième tâche, le virage à 90 ° est directement suivi d'un passage de porte. Enfin, la cinquième tâche consiste en un slalom alternant virage à gauche et virage à droite. Même si les participants sont déjà habitués au joystick, nous avons quand même alterné l'utilisation des appareils afin d'éviter l'effet d'apprentissage par la tâche. Pour chaque dispositif, chaque tâche a été effectuée une première fois en tant qu'entraînement, puis trois essais ont été enregistrés. De plus, nous

avons demandé aux participants de réaliser toute l'expérience à deux vitesses différentes. Premièrement, la vitesse du fauteuil roulant était limitée à 2,5 km/h. La limite de vitesse a ensuite été augmentée à 4km/h, ce qui exige un niveau de concentration plus élevé et une plus fine modulation du contrôle (vitesse/direction), en particulier lors des manœuvres serrées. Tout ce processus a rendu l'expérience assez longue et fatigante vers la fin, mais ce fut une occasion pour nous d'observer la réaction des utilisateurs, dans le cas de chaque appareil, à mesure qu'ils se fatiguaient davantage. Les utilisateurs ont toutefois été informés qu'ils pouvaient arrêter l'expérience à tout moment s'ils le souhaitaient, sans aucune conséquence. Nous avons également organisé des sessions de test distinctes pour chaque dispositif, car il était trop fatigant de faire tous les tests le même jour. Le temps entre les deux sessions était de moins d'une semaine.

En ce qui concerne la fatigue des utilisateurs, nous nous sommes principalement appuyés sur leur commentaire et leur ressenti subjectif. Dans (Pellegrini et al. 2004), les expérimentateurs ont évalué le succès de l'utilisation d'un dispositif de pilotage pour fauteuil roulant électrique destiné aux utilisateurs atteints de maladies neuromusculaires, à partir de 30 minutes sans arrêt pour cause de fatigue musculaire. Pour nos tests, nous nous sommes basés sur une hypothèse similaire, sachant que les tests duraient entre 45 et 60 minutes en moyenne pour chaque session. Nous nous sommes également appuyés sur les réponses aux questionnaires post-test.

Malheureusement, en raison de divers problèmes personnels et logistiques (traités dans la sous-section 4.4.8), seuls 4 participants (P2, P4, P10 et P11) parmi les utilisateurs initiaux ont pu participer à l'évaluation cinématique complète.

4.3.1 Dispositifs utilisés

Les fauteuils roulants des utilisateurs sont adaptés à leur morphologie. C'est pourquoi, pendant les tests, nous avons préféré que les participants utilisent leur propre fauteuil roulant pour éviter un biais d'inconfort. P2 et P10 utilisaient un Q6-Ultra à 6 roues tandis que P4 utilisait un You-Q à 6 roues et P11 un You-Q à 4 roues. Lors de l'utilisation avec l'interface tactile, nous avons veillé à ce que tous les fauteuils soient reprogrammés, à l'aide du logiciel de programmation constructeur, afin de disposer des mêmes profils de vitesse de rotation et d'accélération que pour le joystick. Les joysticks utilisés par les participants étaient les leurs et étaient tous des joysticks standard. P11 utilise un joystick en forme de U qui est plus adapté à la posture de sa main, tandis que les autres ont une poignée standard (Figure 8).

Figure 8 Gauche : un des joysticks utilisés par les participants du test⁶, Droite : levier de joystick en forme de U ⁷utilisé par P11



⁶ Photo prise de: <https://www.quantumrehab.com/quantum-electronics/q-logic-3-advanced-drive-control-system.asp>

⁷ Photo prise de: <https://www.bodypoint.com/ECommerce/product/pcpt04/u-shaped-joystick-handles>

La tablette utilisée dans l'étude était la même que celle utilisée lors de la session d'initiation : Sony Xperia Z Ultra. En ce qui concerne la configuration de l'interface de pilotage, chaque participant a utilisé la configuration optimale déterminée lors de la session d'initiation (Tableau 1).

Les tests ont été filmés par 4 caméras différentes. La première (une caméra Sony HD) a capturé la scène globale. La seconde, une caméra GoPro, filmant à une cadence de 60 images par seconde, a été attachée en dessous du fauteuil roulant pour capturer le sol et nous aider à repérer le passage du fauteuil par les marquages posés au sol pour chaque tâche. À l'aide de ces marquages, nous avons pu calculer, au moyen d'une analyse visuelle image par image, le temps mis pour accomplir chaque partie de la tâche. Deux autres caméras GoPro, enregistrant chacune à 120 images par seconde, ont été positionnées sur les poignées du fauteuil roulant et pointées vers les roues motrices de celui-ci. Chaque roue a été parsemée de 11 marqueurs colorés équidistants. Cela nous a permis ultérieurement de calculer la vitesse instantanée de chaque roue grâce à une analyse visuelle image par image et d'en déduire la vitesse instantanée.

Les données ainsi recueillies ont ensuite été analysées via un logiciel de statistiques dans RStudio. L'analyse de normalité des données a donné une distribution non normale. À cause de cela et en raison de la petite taille de l'échantillon, nous avons choisi d'effectuer une analyse statistique non paramétrique à l'aide du test de rang de Wilcoxon avec une valeur de signification de $\alpha = 0,05$. Dans les sections suivantes, nous détaillons les résultats de chaque tâche séparément. Nous examinons d'abord les différences de performance entre le joystick et l'interface tactile pour l'ensemble de l'échantillon, puis nous rapportons les résultats à partir du retour subjectif. Ensuite, nous discutons de la performance de chaque participant. Bien que la taille de l'échantillon ne permette pas une généralisation des résultats, ces derniers aident à détecter des tendances susceptibles d'orienter les futurs essais cliniques.

4.3.2 Tâche 1: Ligne droite dans un couloir

Dans cette tâche, un couloir de 5 mètres a été simulé par de petits cônes de signalisation. Les cônes ont été placés à un mètre les uns des autres et visuellement reliés au sol par un ruban adhésif blanc pour souligner les limites du couloir. La largeur du couloir a été fixée à 90 cm, ce qui est le minimum autorisé pour les couloirs conformément à la réglementation de la construction accessible (MTES 2017). La figure 9 montre le participant 11 effectuant cette tâche à l'aide d'un joystick.

Figure 9: P11 en train d'effectuer une traversée de ligne droite



Nous avons enregistré la traversée sur toute la distance de 5 mètres, mais nous n'avons pris en compte que les données relatives à la distance de 3 mètres au milieu. Dans cette tâche, nous avons voulu voir si les participants pouvaient garder une ligne droite en utilisant le dispositif de pilotage et s'ils pouvaient atteindre le potentiel de vitesse maximale tout en restant sur cette ligne droite. Les données recueillies sont les suivantes : la vitesse moyenne, le nombre de collisions et le temps total nécessaire pour parcourir 3 mètres.

Pour le niveau de vitesse 1, le temps total nécessaire pour parcourir 3 mètres est similaire entre la tablette et le joystick (joystick médian = 4,478 s, tablette médiane = 4,503 s, valeur P-value > 0,05). La vitesse moyenne est également similaire (médiane joystick = 0,681 m/s, médiane tablette = 0,687 m/s, P-value > 0,05). En ce qui concerne les collisions, aucune collision n'a été enregistrée en niveau de vitesse 1 pour l'un ou l'autre dispositif.

En niveau de vitesse 2, les performances restent également similaires entre la tablette et le joystick. Le temps total pour parcourir 3 mètres est similaire (médiane joystick = 2,768 s, tablette médiane = 2,8 s, P-value > 0,05) et la vitesse moyenne également (médiane joystick = 1,115 m/s, tablette médiane = 1,067 m/s, P-value > 0,05). Cela a également potentiellement pénalisé la vitesse moyenne enregistrée de la tablette, les participants ayant besoin de plus de corrections de trajectoire. Toutefois, au niveau des collisions, 3 collisions ont été enregistrées sur tous les essais (12 essais au total) pour la tablette et aucune pour le joystick. Le nombre de collisions indique qu'à des vitesses plus élevées, les participants ne sont pas encore habitués à garder une trajectoire stable avec la tablette autant qu'ils le font avec leur joystick. Les deux graphiques suivants donnent les valeurs médianes pour chaque participant.

Figure 10 Graphique donnant les valeurs médianes du temps passé durant la traversée pour chaque participant. Les barres d'erreur représentent la valeur minimale et la valeur maximale

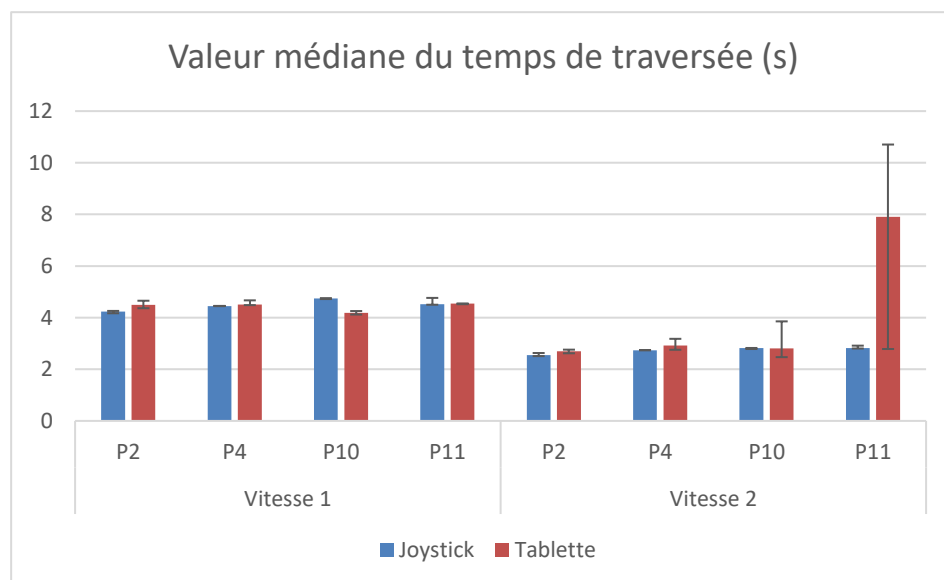
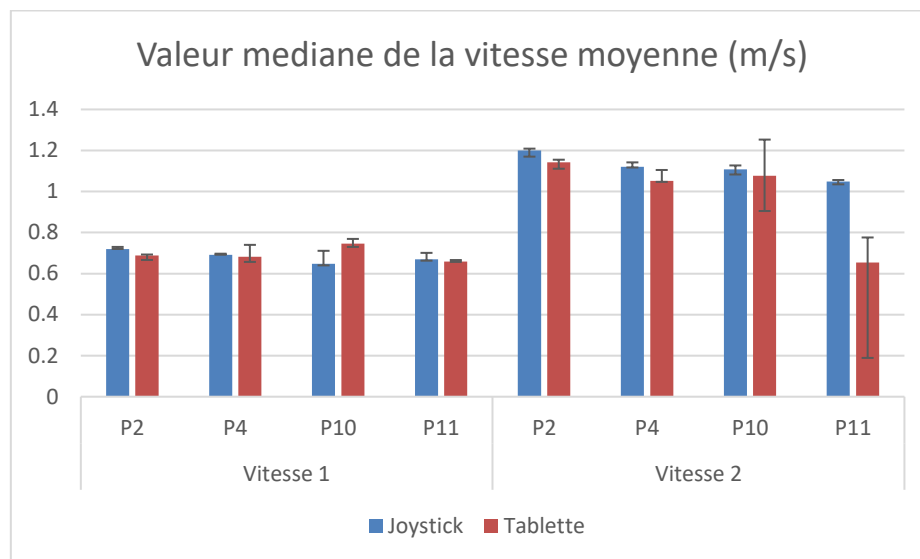


Figure 11 Graphique donnant les valeurs médianes de la vitesse moyenne durant la traversée pour chaque participant. Les barres d'erreur représentent la valeur minimale et la valeur maximale



Nous pouvons constater que les résultats sont cohérents pour P2 et P4, la tablette étant légèrement plus lente que le joystick pour les deux niveaux de vitesse. Pour P10, la tablette est légèrement plus rapide en niveau de vitesse 1, mais ce résultat est contrebalancé par le manque relatif de stabilité en niveau de vitesse 2, ce qui explique également une collision pour P10. La disparité entre la médiane et le maximum montre que l'utilisateur peut atteindre une plus grande vitesse avec la tablette. En ce qui concerne P11, les résultats au niveau de vitesse 1 sont cohérents avec P2 et P4. Cependant, au niveau de vitesse 2, la disparité entre la tablette et le joystick est très perceptible. Un facteur qui peut expliquer cela est que généralement, les ergothérapeutes n'autorisent pas P11 à accéder à une vitesse de fauteuil roulant supérieure à celle définie au niveau de vitesse 1. La raison en est le manque de sécurité lorsque P11 se trouve dans des espaces encombrés. Combiné à la nouveauté de l'interface tactile, le pilotage de P11 avec la tablette devient moins stable, ce qui se répercute sur les collisions puisque P11 enregistre 2 sur les 3 collisions détectées.

4.3.3 Tâche 2 : Virage à 90°

Dans cette tâche, un couloir avec un angle de 90 ° a été simulé à l'aide de cônes de signalisation. La partie d'entrée du couloir était la même que celle utilisée dans la première tâche (avec une largeur de 90 cm). La partie perpendiculaire a été conçue de la même manière mais avec une largeur de 110 cm afin de se conformer à la réglementation en matière de construction accessible aux fauteuils roulants, prise du site du (MTES) Ministère Français de la Transition Ecologique et Solidaire (MTES 2017). Le début et la fin du virage ont été comptés à un mètre de l'apex. La figure 12 montre le participant 4 effectuant la tâche.

Figure 12 : P4 en train d'effectuer un virage



Les données recueillies sont : la vitesse d'entrée qui donne une idée du niveau de confiance du participant avant de prendre le virage, le temps de traversée du virage, le nombre de collisions ainsi que la vitesse de sortie du virage. Cette dernière donne une idée de la rapidité avec laquelle le participant peut prendre de la vitesse après le virage.

Dans cette tâche, les résultats entre les niveaux de vitesse 1 et 2 sont cohérents. En ce qui concerne la vitesse à l'entrée du virage, les performances sont similaires entre le joystick et la tablette. En vitesse 1, la tablette médiane = 0,68 m/s, médiane joystick = 0,6655 m/s et P-value > 0,05. À la vitesse 2, la médiane tablette = 1,1259 m/s, médiane joystick = 1,121 m/s et P-value > 0,05. Cela suggère un niveau de confiance similaire en approchant du virage pour les deux dispositifs. La vitesse à la sortie est également similaire : médiane tablette = 0,6415 m/s, médiane joystick = 0,675 m/s, P-value > 0,05 en niveau de vitesse 1, et en vitesse 2, médiane tablette = 0,879 m/s, médiane joystick = 1,029 m/s P-value > 0,05. Cela indique que les participants peuvent également prendre de la vitesse après une manœuvre serrée. La différence apparaît toutefois lorsque l'on regarde le temps total passé dans les virages. Pour les niveaux de vitesse 1 et 2, le joystick est plus rapide. Au niveau de vitesse 1, médiane tablette = 6,008 s, médiane joystick = 5,247s et P-value = 0,02258. Au niveau de vitesse 2, médiane tablette = 3,962 s, médiane joystick = 3,225 s, P-value = 0,006099. Cette différence peut s'expliquer par les efforts de planification que les participants font lorsqu'ils utilisent la tablette. Ils ont d'ailleurs explicitement déclaré qu'ils ont eu besoin de plus de planification avec la tablette, ce qui semble logique, car leur expérience avec celle-ci est moindre qu'avec le joystick. La charge de planification combinée à la difficulté de la manœuvre s'est également reflétée sur le nombre de collisions puisque les deux dispositifs ont enregistré 1 collision pour la tablette au niveau de vitesse 1 et 2 collisions en vitesse 2 contre 1 seule collision pour le joystick pendant tous les essais (en vitesse 2). Les graphiques suivants donnent les performances médianes de chaque participant.

Figure 12 Graphique donnant les valeurs médianes du temps passé durant le virage pour chaque participant. Les barres d'erreur représentent la valeur minimale et la valeur maximale

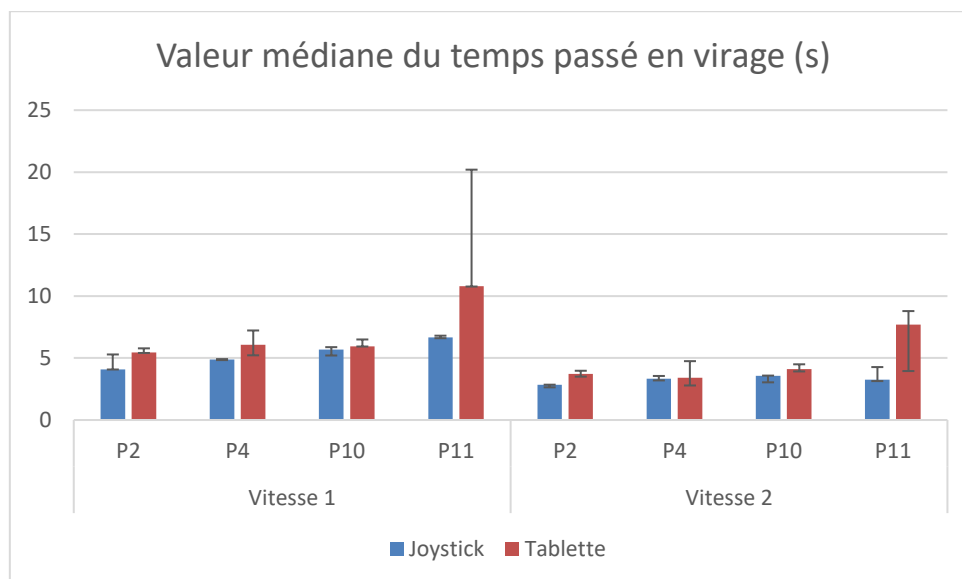


Figure 13 Graphique donnant les valeurs médianes de vitesse à l'entrée du virage pour chaque participant. Les barres d'erreur représentent la valeur minimale et la valeur maximale

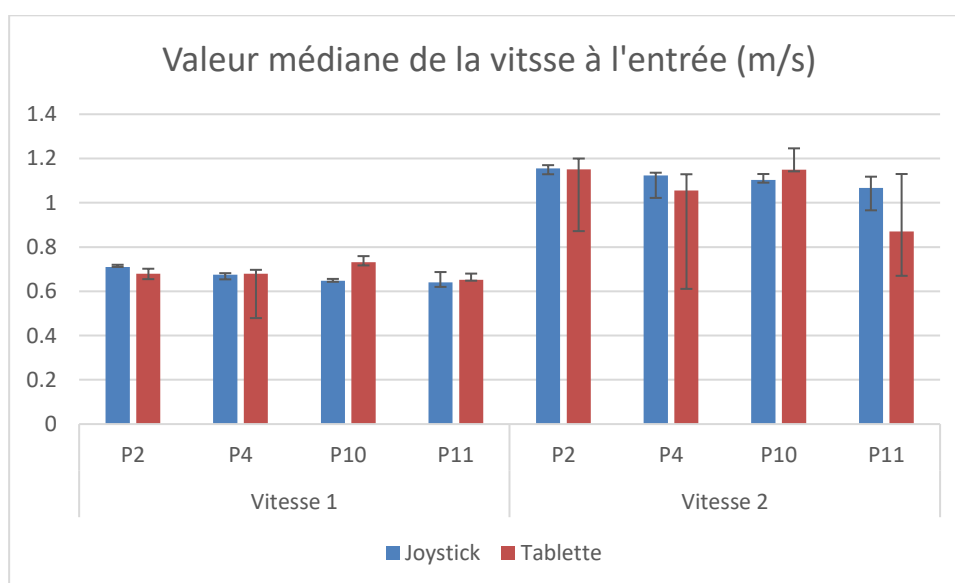
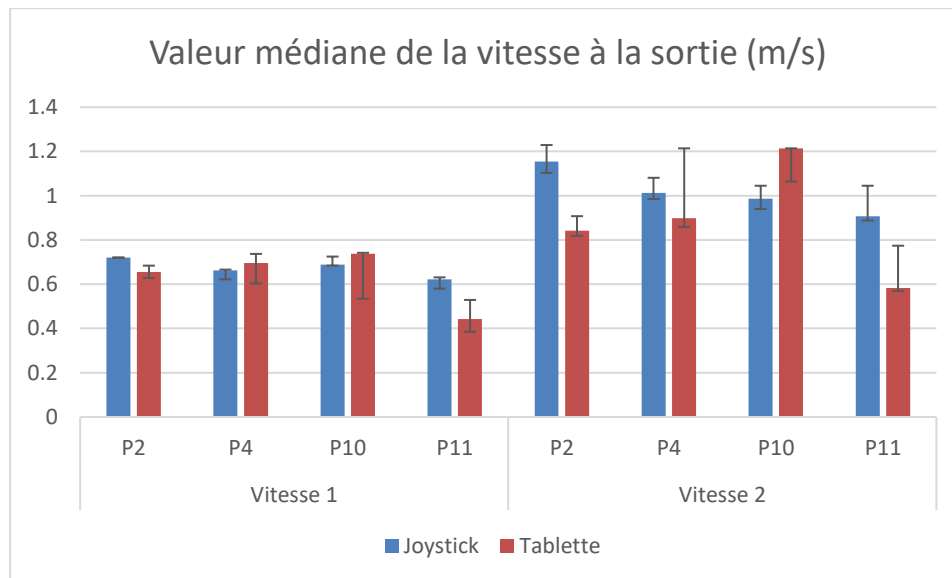


Figure 14 Graphique donnant les valeurs médianes de vitesse à la sortie du virage pour chaque participant. Les barres d'erreur représentent la valeur minimale et la valeur maximale



En regardant les performances individuelles, nous pouvons voir que les performances pour le temps passé en virage sont tout à fait cohérentes, P11 consacrant plus de temps à la manœuvre que les autres participants, en particulier au niveau de vitesse 2. Cela se reflète au niveau des collisions enregistrées par P11 où il y a eu 1 collision lors des tests avec chaque dispositif pour la vitesse 1 alors qu'en vitesse 2, 1 collision avec le joystick et 2 collisions avec la tablette ont été enregistrées. P10 atteint des vitesses légèrement supérieures à l'entrée du virage et à la sortie, conformément aux observations de la tâche 1, mais est néanmoins plus rapide dans le virage avec le joystick, ce qui confirme que la tablette nécessite davantage de planification.

4.3.4 Tâche 3: Passage de porte

Dans cette tâche, deux tubes cylindriques épais ont été utilisés pour simuler une porte. La largeur de cette dernière est de 80 cm, qui est la largeur minimale selon la réglementation de constructions accessibles aux fauteuils roulants (MTES 2017). La Figure 16 montre un participant en train d'effectuer le passage de porte.

Figure 16: P4 en train de traverser la porte



Les données enregistrées sont la vitesse instantanée avant d'entrer dans la porte (indique le niveau de confiance de l'utilisateur en s'approchant de la porte), la vitesse moyenne lors du franchissement de la porte, la vitesse à la sortie de la porte, le nombre de

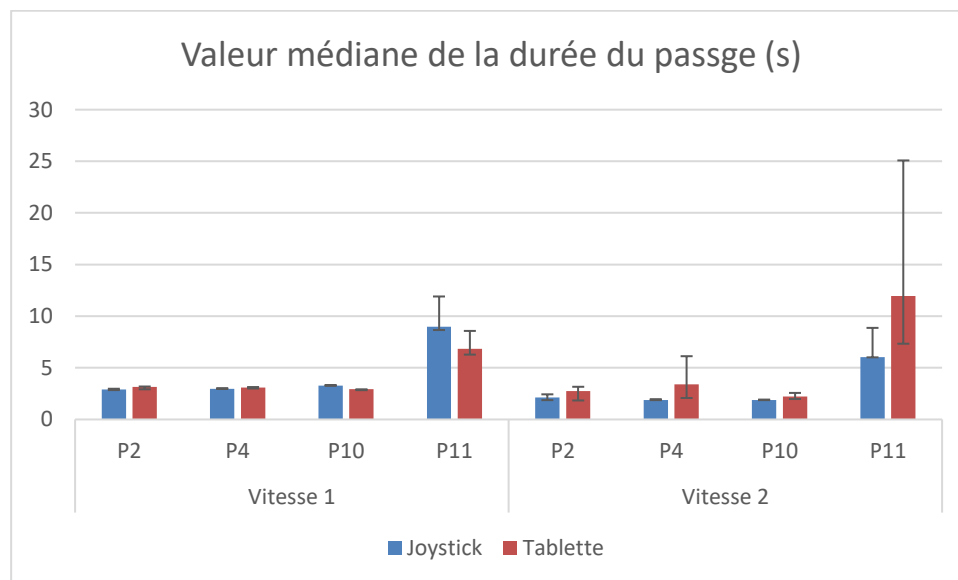
collisions ainsi que le temps total passé pour effectuer la tâche. Le début et la fin de la tâche ont été pris à 1 mètre avant et après la porte. Le tableau 2 résume les résultats de la comparaison entre la tablette et le joystick.

Tableau 2: Récapitulatif des résultats de comparaison tablette vs. joystick en tâche 3

Valeur médiane de	Vitesse 1			Vitesse 2		
	Joystick	Tablette	Wilcoxon P-value	Joystick	Tablette	Wilcoxon P-value
Temps total de traversée (s)	3.138	3.118	>0.05	1.945	2.96	>0.05
Vitesse moyenne de traversée (m/s)	0.6485	0.688	>0.05	1.02	0.4205	0.01414
Vitesse d'entrée (m/s)	0.6565	0.6895	>0.05	0.9505	0.697	>0.05
Vitesse de sortie	0.6585	0.6805	>0.05	1.1004	0.9125	>0.05
Nombre de collisions	0	0	-----	0	3	-----

Comme on peut le voir dans le tableau ci-dessus, les performances sont en général similaires entre les deux dispositifs. La vitesse à l'entrée est similaire, ce qui suggère un niveau de confiance similaire à l'approche de la porte. La similarité des vitesses en sortie suggère que les deux appareils permettent aux participants de prendre de la vitesse après une manœuvre serrée. La différence apparaît dans la vitesse moyenne au niveau de vitesse 2 où le joystick est nettement plus rapide. Cela peut s'expliquer par la nécessité de ralentir pour mieux planifier la traversée avec la tablette. Le graphique suivant donne le temps de parcours médian de chaque participant.

Figure 15: Graphique donnant les valeurs médianes du temps de passage de porte pour chaque participant. Les barres d'erreur représentent la valeur minimale et la valeur maximale



En regardant les performances individuelles, nous voyons une cohérence dans le temps de parcours en niveau de vitesse 1 où les performances des deux appareils sont proches et aucune collision n'a été enregistrée. Toutefois, P11 a été un peu plus rapide avec la tablette. Lorsque le niveau de vitesse a augmenté, les performances de P2 et P10 ont conservé une tendance similaire, tandis que P4 et P11 a été plus lents avec la tablette. Cela confirme l'observation de la tâche 2, où la complexité de la tâche, combinée au réglage de la vitesse élevée et au manque d'expérience avec le dispositif, peut diminuer la performance du participant à l'avantage du joystick. Cela explique pourquoi toutes les collisions (au nombre de 3) ont été enregistrées avec la tablette en vitesse 2 : P4 a eu une collision tandis que P10

en a enregistré 2. Aucune collision n'a été enregistrée pour P2 et P11. Notons que P11 a utilisé une technique différente de celle des autres participants. Plutôt que de simplement ralentir au bord de la porte, elle s'arrête carrément afin de planifier sa traversée, puis reprend progressivement de la vitesse. Les graphiques suivants donnent une idée des vitesses enregistrées lors du parcours médian (en termes de temps de traversée) pour chaque participant.

Figure 16 Graphiques donnant la progression en vitesse durant le passage de porte pour participant P2

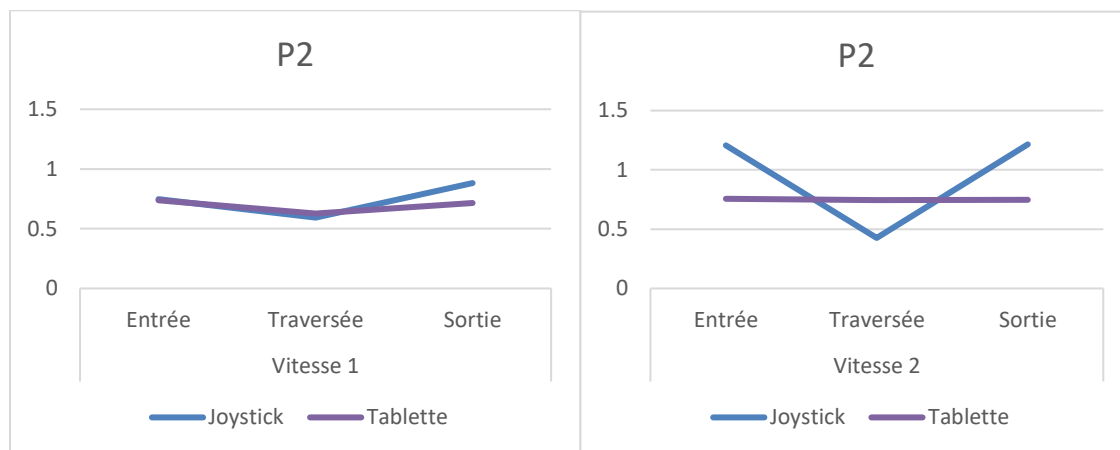


Figure 17 Graphiques donnant la progression en vitesse durant le passage de porte pour participant P4

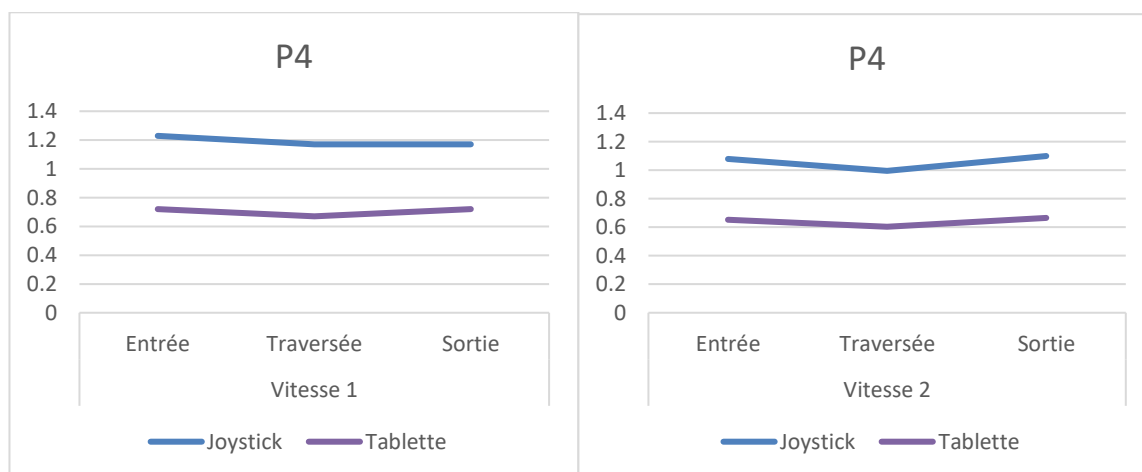


Figure 18 Graphiques donnant la progression en vitesse durant le passage de porte pour participant P10

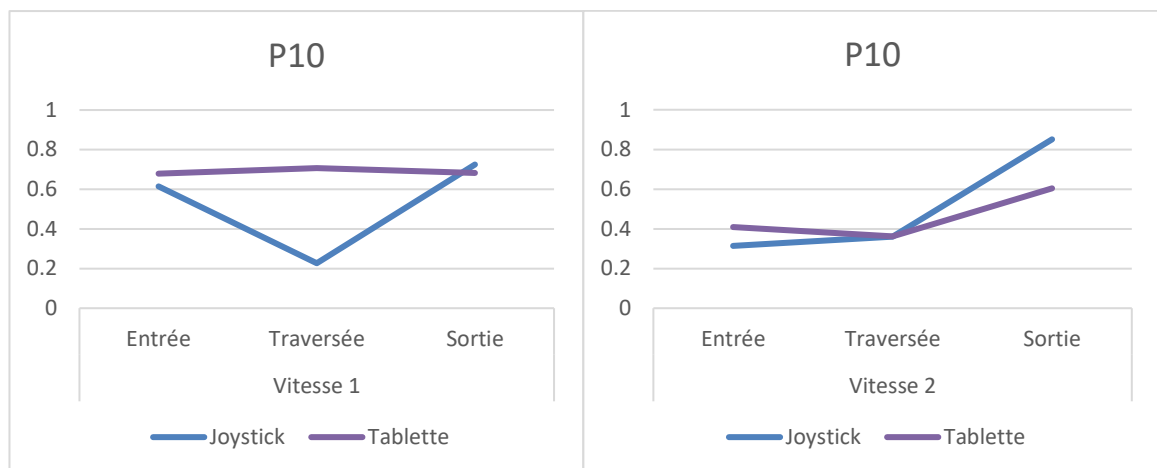
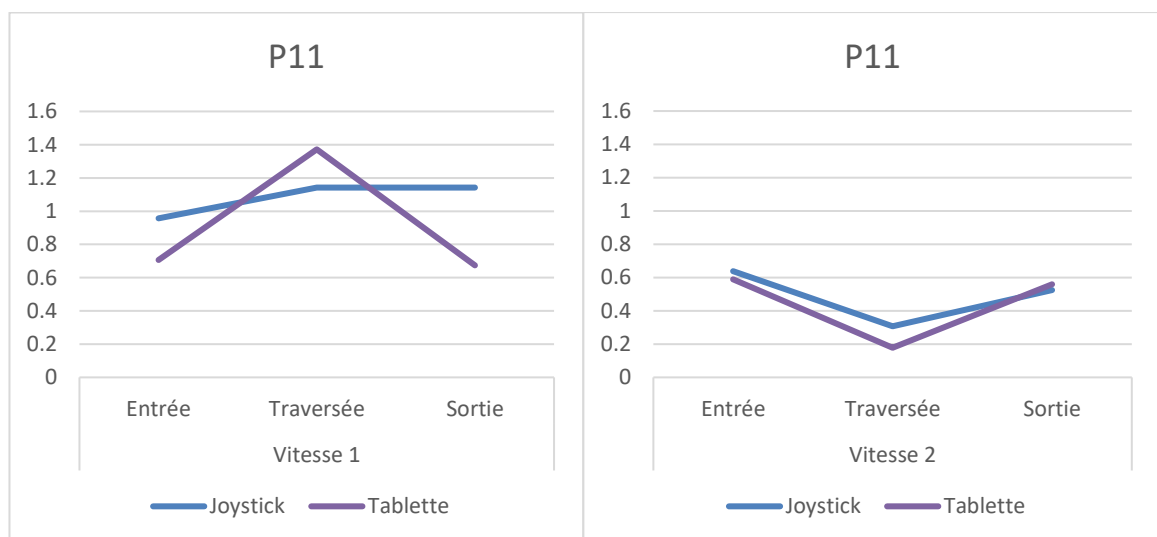


Figure 19 Graphiques donnant la progression en vitesse durant le passage de porte pour participant P11



Les graphiques montrent comment différents participants adoptent différentes stratégies de traversée avec l'un ou l'autre dispositif. Tout en s'approchant toujours de la porte à des vitesses à peu près similaires, les participants soit accélèrent pendant la traversée, soit décélèrent avant de prendre de la vitesse pour sortir.

4.3.5 Tâche 4 : Virage suivi d'un passage de porte

Dans cette tâche, nous avons pris le même virage que la tâche 2 et ajouté un passage de porte juste derrière comme dans la tâche 3. Le début de ce dernier (1 mètre avant la porte) était à la fin du virage (1 mètre après l'apex). L'objectif de cette tâche combinée était de déterminer si la combinaison de deux tâches consécutives nécessitant toutes les deux une planification considérable pouvait avoir une incidence sur les performances de l'utilisateur. La figure 22 montre le participant 2 effectuant cette tâche.

Figure 20: P2 en train d'effectuer la tâche 4



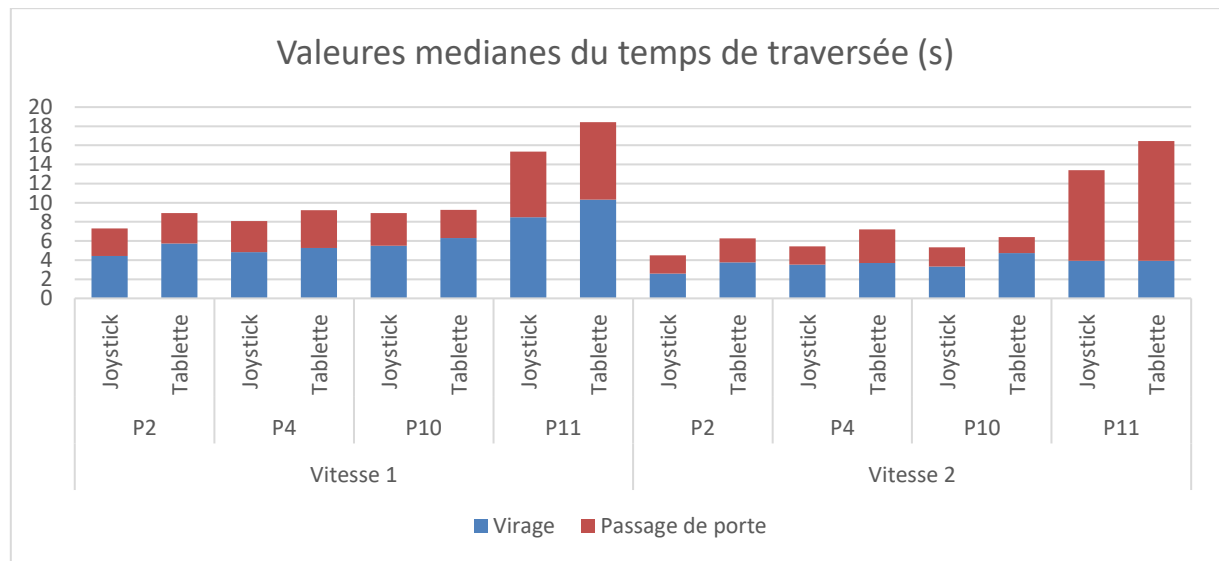
Les données recueillies concernent le temps passé séparément dans le virage et le passage de porte ainsi que le nombre total de collisions dans l'ensemble de la tâche. Le tableau ci-dessous présente les performances de cette tâche, ainsi qu'une comparaison entre les performances de la tâche de virage seule et la même tâche lorsque celle-ci est associée au passage de porte. Nous faisons la même chose pour le passage de porte. Le tableau 3 résume les résultats de la comparaison entre la tablette et le joystick.

Tableau 3: Récapitulatif des résultats de comparaison tablette vs. joystick en tâche 4

Valeur médiane de	Vitesse 1			Vitesse 2		
	Joystick	Tablette	Wilcoxon P-value	Joystick	Tablette	Wilcoxon P-value
Temps du virage (s)	5.26	6.133	>0.05	3.308	3.853	0.012
Temps de passage de porte (s)	3.345	3.535	>0.05	1.988	3.185	>0.05
Nombre de collisions	0	0	-----	0	4	-----
p-value par rapport au temps du virage de la tâche 2	>0.05	>0.05	-----	>0.05	>0.05	-----
p-value par rapport au temps de passage de porte de la tâche 3	>0.05	>0.05	-----	>0.05	>0.05	-----

Dans le tableau ci-dessus, nous pouvons voir qu'au niveau de vitesse 1, les performances sont similaires entre la tablette et le joystick, sans collision enregistrée. Au niveau de vitesse 2, cependant, alors que la médiane du temps de passage de porte est nettement plus élevée pour la tablette, l'analyse globale ne montre pas de différence significative par rapport aux 4 participants. L'influence du niveau de vitesse plus élevé s'est également répercutée sur les collisions où 4 collisions ont été enregistrées pour la tablette contre aucune pour le joystick. Pour les deux niveaux de vitesse, le fait de combiner deux tâches dos à dos n'a pas eu d'incidence sur le temps de parcours de la tâche, que ce soit en virage ou en passage de porte. Le graphique suivant présente les performances détaillées de chaque participant.

Figure 23: Graphique donnant la valeur médiane du temps de traversée pour la tâche combinée pour chaque participant. Les parties en bleu et en rouge désignent les portions du temps passées durant le virage et le passage de porte respectivement



Nous pouvons constater que le temps médian de traversée est cohérent pour tous les participants, à l'exception de P11 qui est plus lent surtout en traversée de porte. La cohérence peut également être remarquée pour la partie du temps passé dans le virage et le passage de porte, respectivement.

4.3.6 Tâche 5 : Slalom

Dans cette tâche, nous avons demandé aux participants de traverser un slalom (Figure 24). Cette tâche nécessite un haut niveau de coordination pour éviter les collisions avec les cônes. Le slalom est composé de 3 cônes alignés à 2 mètres les uns des autres. Entre le premier cône et l'entrée se trouvent une distance de 2 mètres, de même qu'entre le dernier cône et la sortie. L'entrée et la sortie ont toutes deux une largeur de 90 cm.

Figure 24: P11 en train d'effectuer un slalom



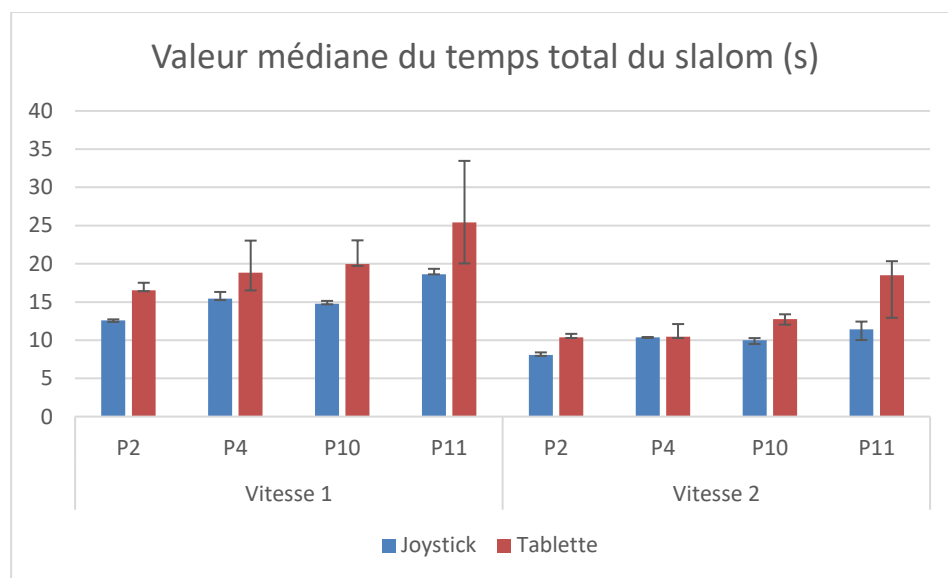
Nous avons voulu tester, si après toutes les précédentes tâches qui peuvent générer un certain niveau de fatigue, l'utilisateur peut toujours effectuer une tâche aussi complexe. Les données recueillies sont le temps nécessaire pour parcourir le slalom ainsi que le nombre de collisions. Le tableau 4 récapitule les performances pour la tablette et le joystick.

Tableau 4 Récapitulatif des résultats de comparaison tablette vs. joystick en tâche de slalom

	Vitesse 1			Vitesse 2		
Valeur médiane de	Joystick	Tablette	Wilcoxon test P value	Joystick	Tablette	Wilcoxon test P value
Temps total (s)	15.2	19.83	0.0007315	10.148	12.07	0.002939
Nombre de collisions	1	4	-----	0	4	-----

Le tableau ci-dessus montre que le joystick est nettement plus rapide que la tablette pour les vitesses 1 et 2. Le graphique ci-dessous détaille les performances médianes de chaque participant.

Figure 25 Récapitulatif des valeurs médianes du temps de traversée du slalom. Les barres d'erreur représentent le minimum et le maximum



Tous les participants ont une performance constante et sont plus rapides avec le joystick. Le nombre de collisions est également plus important dans le cas de la tablette. Ceci pourrait s'expliquer par le facteur "fatigue" associé au facteur "habitude" au joystick notamment dans le cas d'une tâche aussi complexe.

4.3.7 Evaluation subjective

Après chaque session de test, nous avons demandé aux participants de remplir un formulaire relatif à l'échelle d'utilisabilité du système (SUS) (Brooke 1996) (résumé dans le tableau 5) et avons demandé un retour d'information plus ouvert sur le système, en particulier dans le cas de l'interface tactile.

Tableau 5 : Score SUS pour la tablette et le joystick

Participant	Score SUS pour la tablette	Score SUS pour le Joystick
P2	95%	100%
P4	95%	90%
P10	62.5%	90%
P11	62.5%	45%

.Nous leur avons également demandé de remplir un questionnaire post-test inspiré du NASA TLX (Hart 1988) concernant le dispositif de pilotage et les exigences physiques et mentales requises pour son utilisation. Les 4 participants ont convenu que l'interface tactile est moins exigeante physiquement que le joystick. L'exigence mentale pour apprendre à utiliser l'interface tactile n'a également pas posé de problème aux utilisateurs. Cependant, l'exigence mentale en planification, surtout lors des manœuvres complexes leur semble plus conséquente avec la tablette qu'avec le joystick.

4.3.8 Difficultés rencontrées lors de l'étude

Le fait que les participants soient principalement des résidents du centre de rééducation fonctionnelle a été utile dans la mesure où leurs propres ergothérapeutes étaient joignables en cas de besoin. Cependant, nous avons dû également tenir compte de leurs propres contraintes horaires. Ils avaient des séances de thérapie régulières, des cours, d'autres activités... Cela signifie que nous avons dû nous adapter, sur place, à leur emploi du temps, parfois sujet à des changements imprévus. Nous avons également dû nous adapter à leur fatigabilité, en ce sens que certaines sessions de test ont été retardées car le participant s'est senti fatigué ce jour-là pour diverses raisons, par exemple une longue journée d'école.

Ceci nous amène à un autre défi inhérent à l'étude : le fait que la population est considérée comme une population vulnérable. Leur profil de fatigabilité rend plus difficile l'expérimentation dans la mesure où nous devons faire preuve de prudence tout au long des différentes sessions d'essais en prêtant attention aux signes de malaise. Pour cette raison même, P6 n'a pas pu terminer une seule séance d'étude cinématique. Après seulement quelques essais avec le joystick, il nous a demandé d'arrêter les tests car la nature répétitive des tâches le mettait mal à l'aise et le mettait à rude épreuve. Dans son cas, on peut toujours tester l'interface tactile mais dans un cadre plus naturel qui ne nécessite pas de tâches répétitives. Un autre facteur de contrainte était le temps nécessaire pour installer l'appareillage d'expérimentation, notamment les caméras et les marqueurs destinés au suivi de vitesse sur les roues des fauteuils. Ce processus a duré plus de 20 minutes pour certains participants. Même s'il est nécessaire pour la collecte des données, cela a constitué une source d'ennui pour les participants. Dans les études futures de ce type, un appareil de suivi de la vitesse beaucoup plus rapide à installer doit être envisagé. Toujours concernant l'aspect matériel, notre système électronique n'est pour le moment compatible qu'avec les fauteuils roulants dotés d'une connexion R-Net ou Q-logic. Cela a quelque peu réduit la taille initiale de notre population cible dans le centre de rééducation fonctionnelle. Transférer les autres utilisateurs potentiels vers notre propre fauteuil roulant n'était pas possible car il n'était pas bien adapté à leur morphologie. De plus, comme expliqué plus haut, cela pourrait éventuellement les rendre moins à l'aise pendant les tests et introduire un biais important dans les résultats. Les travaux futurs sur le système électronique devraient le rendre compatible avec d'autres systèmes de connexion afin d'être plus polyvalent et ainsi pouvoir faire participer potentiellement un plus grand nombre de sujets. De la même manière, un facteur qui a réduit davantage notre population de tests dans l'étude cinématique a été le fait que deux participants (P1 et P3) ont eu leur propre fauteuil roulant envoyé en réparation durant une partie des tests. Ils avaient emprunté des fauteuils roulants auxquels ils n'étaient pas habitués, ce qui signifiait qu'ils ne pouvaient pas continuer les tests tant qu'ils n'avaient pas récupéré leur propre fauteuil roulant. Malheureusement, cela n'a pas été possible dans les délais impartis pour l'étude.

La plupart des utilisateurs ont indiqué que leur profil de vitesse habituel est défini sur des vitesses élevées en raison de leur manque de force afin de pouvoir atteindre une grande vitesse sans avoir à atteindre la pleine course du levier du joystick. Pendant les tests en vitesse 1, ils ont déclaré se sentir beaucoup plus fatigués qu'avec le niveau de vitesse 2. Nos observations suggèrent que ce sentiment découle de la combinaison de deux facteurs. Premièrement, les utilisateurs ont le réflexe d'appuyer plus fort sur le levier du joystick quand ils ont besoin d'accélérer. Lors des essais, ils étaient moins conscients de la limitation réelle

de la vitesse qui leur donnait envie d'accélérer plus que le niveau de vitesse autorisé. Ainsi, même après avoir poussé plus fort, ils ne pouvaient toujours pas accélérer comme ils le voulaient. Cela conduit au deuxième facteur en ce sens que l'effort qu'ils déploient pour piloter est prolongé dans la mesure où ils ont besoin de plus de temps pour atteindre leur destination. La fatigue s'accumule davantage, ce qui les amène à vouloir accélérer davantage pour atteindre leur destination plus rapidement. Rapidement, la combinaison de ces deux facteurs entraîne un cercle vicieux qui draine la force de l'utilisateur.

A première vue, la nature de transduction de l'interface tactile étant différente de celle du joystick, l'interface tactile devrait rendre ce problème moins important. Avec la tablette, l'utilisateur n'a pas besoin de maintenir une force pour maintenir le déplacement du fauteuil. Ainsi, le cercle vicieux évoqué ci-dessus n'aurait pas dû poser de problème avec l'interface tactile. Cependant, les utilisateurs ont toujours signalé une fatigue accrue lors de mouvements prolongés avec la tablette. La raison derrière cela est leur utilisation, comme mentionné ci-dessus, pour pousser plus fort sur le dispositif transducteur afin d'accélérer. C'est ainsi que nous avons pu voir clairement lors des tests que la plupart des participants appuyaient plus fort sur l'écran de la tablette alors que l'activation du mouvement ne nécessitait qu'un simple toucher. Ceci correspond à une observation similaire dans (Irwin et al. 2012) où les utilisateurs exerçaient une plus grande force que nécessaire afin d'activer un bouton sur un écran tactile. Les participants dans nos tests ont relâché leur force appliquée à l'écran lorsque nous avons explicitement attiré l'attention sur ce point. Ils ont déclaré se sentir moins fatigués après avoir suivi nos conseils. Une future étude sur les caractéristiques du toucher lors du pilotage avec l'interface tactile peut nous aider à mieux caractériser cet effet et de trouver une manière d'y palier.

4.3.9 Discussion des résultats

Dans l'ensemble, tous les participants ont réussi les tests avec les deux appareils. Non seulement ils étaient capables de mener à bien les tâches, mais ils étaient assez agiles, avec les deux dispositifs en se déplaçant dans la salle d'expérimentation par exemple pour se positionner au bon endroit indiqué par l'expérimentateur avant de commencer les différentes tâches. Cela impliquait des accélérations et des ralentissements répétitifs, en évitant des obstacles statiques et en effectuant parfois des manœuvres serrées. Grâce à l'interface tactile, les 4 participants ont pu terminer les sessions d'essai d'une durée de plus d'une heure chacune et nécessitant plus de 30 minutes de conduite en fauteuil roulant sans devoir s'arrêter à cause de la fatigue musculaire. Cependant, ils se sont tous sentis fatigués à la fin de la session, en particulier en raison du caractère répétitif des tests. C'était également le cas pour le joystick, à l'exception du participant 11 qui devait s'arrêter au milieu du test car il se sentait fatigué et avait demandé de terminer le test le lendemain. Ceci suggère que pour lui, l'interface tactile est nettement moins fatigante physiquement et cela est confirmé par ses remarques sur les questionnaires post-test.

Les 4 participants ont convenu que si l'interface tactile est moins fatigante en termes de force physique, elle est plus exigeante en termes de planification. Cela se reflète clairement dans leurs manœuvres serrées, où ils commettent davantage d'erreurs (collisions) et consacrent plus de temps à planifier leur trajectoire. Cela peut être attribué au fait qu'ils sont habitués à utiliser un joystick depuis des années et que l'interface tactile est un nouveau dispositif de pilotage pour eux, comme ils l'ont exprimé à la fin des tests. Les questionnaires et entretiens informels post-test ont également révélé que P2 et P10 préfèrent le joystick, tandis que P4 et P11 préfèrent l'interface tactile en tant que dispositif de pilotage. Dans (Guedira et al. 2018), la préférence des utilisateurs était corrélée à leur niveau de performance respectif avec chaque périphérique. Cependant, les tests de la présente étude suggèrent que leur préférence est plutôt corrélée à la fois au niveau de force physique et à l'âge. P4 et P11 sont à la fois les plus jeunes et avec le moins de force musculaire parmi les 4 participants. P2 et P10 ont également mentionné que s'ils avaient un niveau de force musculaire beaucoup plus faible, leur préférence aurait peut-être basculé vers l'interface

tactile. P10 a même expliqué qu'il est très intéressé par les possibilités d'interaction domotique offertes par la tablette. Il prévoit d'emménager dans une maison équipée de nombreux objets connectés et disposer d'un tel dispositif de pilotage lui serait très utile, surtout s'il ne dispose pas de l'assistance continue d'une tierce partie. Cela pourrait même le pousser dans le futur à considérer l'interface tactile de pilotage en tant que dispositif principal de pilotage s'il parvient à mieux l'utiliser.

Enfin, les utilisateurs estiment que, même s'ils n'avaient peut-être pas été plus efficaces avec l'interface tactile, ils auraient pu obtenir de meilleures performances si on leur accordait plus de temps d'entraînement.

Globalement, le côté positif de l'interface tactile par rapport au joystick est qu'elle a nécessité moins de force pour pouvoir piloter. Sur le plan négatif, elle exigeait plus de charge mentale que le joystick. Nous pouvons cependant supposer que la charge mentale peut diminuer avec le temps, à mesure que l'utilisateur s'y sera habitué. Contrairement au joystick qui, malgré une charge mentale plus légère, nécessitera toujours une certaine charge physique qui ne pourra pas être allégée avec l'entraînement.

5 CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté les résultats de l'évaluation d'une interface de commande tactile sur un smartphone ou une tablette avec des utilisateurs de fauteuils roulants électriques souffrant de maladies neuromusculaires. Nous avons présenté une étude sur l'attitude et l'acceptation d'un groupe d'utilisateurs de la population cible afin de détecter les tendances qui guideront les futurs essais cliniques de cette nouvelle interface. Nous avons constaté que les participants aux tests étaient capables de comprendre rapidement l'utilisation de cette interface en tant que moyen de pilotage et nous avons établi une procédure efficace pour l'accompagnement de l'utilisateur durant la première session d'initiation. Ensuite, un sous-groupe a participé à un test formel visant à comparer les performances de l'interface tactile avec celles de leurs propres joysticks. Bien que le petit nombre de participants ne nous permette pas de procéder à une généralisation des résultats, les tests suggèrent que l'interface tactile peut être une alternative de pilotage efficace pour certaines personnes atteintes de maladies neuromusculaires et que ses performances ne sont pas très éloignées de celles du joystick. Les tests suggèrent également que les utilisateurs avec moins de force physique peuvent être enclins à utiliser une solution de pilotage si elle réduit la charge physique nécessaire, même si les performances sont légèrement inférieures à celles d'une autre solution exigeante physiquement. Enfin, l'ensemble des tests laisse supposer qu'avec un temps de formation suffisant, les utilisateurs pourraient atteindre des niveaux d'efficacité élevés avec l'interface tactile. Pour nous, cela ouvre l'opportunité d'une étude sur une durée plus longue concernant le pilotage avec l'interface tactile. La prochaine étape pour nous consistera donc à accompagner davantage les utilisateurs lors de leur formation, dans des situations réelles de la vie quotidienne, et à utiliser l'interface tactile sur période prolongée afin d'observer l'évolution de leurs performances sur le long terme.

D'un point de vue plus global, la présente étude dégage un certain nombre de tendances qui permettent de mieux guider des études cliniques futures visant à évaluer le pilotage tactile de fauteuils roulants électriques avec des patients neuromusculaires. Ces tendances peuvent être récapitulées comme suit:

- Une interface tactile sur smartphone reposant sur une métaphore de pilotage ressemblant à celle du joystick est utilisable par des personnes ayant un certain niveau de contrôle moteur manuel même avec une amplitude très réduite
- Il est nécessaire de personnaliser les fonctionnalités de l'interface aux spécificités de chaque utilisateur
- L'utilisateur peut également adapter sa technique de manipulation pour mieux bénéficier des fonctionnalités de l'interface.

- Cette interface pourrait permettre un pilotage avec moins d'effort physique qu'un joystick standard tout en gardant une performance proche.
- Les patients neuromusculaires peuvent privilégier l'utilisation d'un dispositif de pilotage nécessitant moins d'effort physique même si c'est au détriment d'une meilleure performance (dans une certaine mesure).

6 REMERCIEMENTS

Nous remercions les ergothérapeutes et le staff du centre de rééducation fonctionnelle Le Brasset pour leur aide, sans laquelle la campagne de test de l'interface tactile présentée dans cette étude n'aurait pas été possible. Leur présence durant les séances de test ainsi que leur retour constructif nous ont grandement aidé à mener à bien nos tests. Nous adressons également nos plus vifs remerciements aux résidents du centre qui ont pris part à l'étude. Malgré leurs difficultés motrices, ils ont montré un grand enthousiasme lors des tests et ils ont été très coopératifs et nous ont donné des retours très constructifs. Nous tenons enfin à remercier l'équipe du Pôle Aides Techniques et Innovation de l'AFM TELETION l'Association Française contre les Myopathies (AFM) pour leurs conseils et leur aide pour la mise en place de cette campagne de tests avec des personnes atteintes de maladies neuromusculaires.

Ce travail a été financé par l'IDEX Paris-Saclay, ANR-11-IDEX-0003-02

7 REFERENCES

- ▶ Adams, M.J., Johnson, S.A., Lefèvre, P., Lévesque, V., Hayward, V., André, T., Thonnard, J-L. 2013. Finger pad friction and its role in grip and touch. *Journal of The Royal Society Interface* .10 (80): 20120467. <http://dx.doi.org/10.1098/rsif.2012.0467>.
- ▶ Ascadi, G. 2019. Duchene Muscular Dystrophy. Web: Retrieved May 11th, 2019 from <https://rarediseases.org/rare-diseases/duchenne-muscular-dystrophy/>
- ▶ Brooke, J. 1996. SUS: a 'quick and dirty' usability scale. In P. W. Jordan, B. Thomas, B. A. Weerdmeester, & A. L. McClelland (Eds.), *Usability Evaluation in Industry*. London: Taylor and Francis.
- ▶ Costa, M. F., Oliveira, A. G., Feitosa-Santana, C., Zatz, M., & Ventura, D. F. (2007). Red-green color vision impairment in Duchenne muscular dystrophy. *American journal of human genetics*, 80(6), 1064–1075. doi:10.1086/518127
- ▶ Cyrulnik, S.E. et Hinton, V.J. 2008. Duchenne muscular dystrophy: A cerebellar disorder? In *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 32, 3 (2008). 486-496
- ▶ Guedira, Y., Bimbard, F., Françoise, J., Farcy R. et Bellik, Y. 2018. Tactile Interface to Steer Power Wheelchairs: A preliminary Evaluation with Wheelchair Users. In *Proceedings of the 16th International Conference on Computers Helping People with Special Needs*, July 11th -13th, 2018, Linz, Austria. Ed. Springer, Berlin, Germany
- ▶ Guedira, Y., Dessailly, E., Farcy, R. et Bellik, Y. 2017. Evaluation cinématique d'une interface tactile pour le pilotage d'un fauteuil roulant électrique : une étude pilote, 29ème Conférence Francophone sur l'Interaction Homme Machine (IHM 2017), Poitiers, France. 2017. 9p.
- ▶ Guedira, Y., Jordan, L., Favey, C., Farcy, R., Bellik, Y. 2016. Tactile Interface for Electric Wheelchair. In *Proceedings of the 18th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS 2016)*, Reno, USA. 2016. 313-314.
- ▶ Guerrier, Y., Naveteur, J., Kolski, C., & Poirier, F. (2014). Communication System for Persons with Cerebral Palsy - In Situ Observation of Social Interaction Following Assisted Information Request. In K. Miesenberger, D.I. Fels, D. Archambault, P. Penáz, W.L. Zagler (Eds.), *Computers Helping People with Special Needs - 14th International Conference, ICCHP 2014, Paris, France*, July 9-11, 2014, *Proceedings, Part I*, Springer, Lecture Notes in Computer Science, pp. 419-426.

- ▶ Harada, H., Tamaoka, A., Kohno, Y., Mochizuki, A., & Shoji, S. (1999). Exacerbation of myasthenia gravis in a patient after interferon- β treatment for chronic active hepatitis C. *Journal of the Neurological Sciences*, 165. 182-183. DOI:10.1016/s0022-510x(99)00082-9
- ▶ Hart, S.G. et Staveland, L.E. 1988. Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research. In *Advances in Psychology*, 52 (1988), 139-183. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0166-4115\(08\)62386-9](https://doi.org/10.1016/S0166-4115(08)62386-9)
- ▶ Haslett, J., Sanoudou, D., Kho, A., Bennett, R., Greenberg, S., Kohane, I.S, IS, Beggs, A.H., Kunkel, L. (2002). Gene Expression Comparison of Biopsies from Duchenne Muscular Dystrophy (DMD) and Normal Skeletal Muscle. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 99(23), 15000-15005.
- ▶ Irwin, C.B., & Sesto, M.E. (2012). Performance and touch characteristics of disabled and non-disabled participants during a reciprocal tapping task using touch screen technology. *Applied ergonomics*, 43 (6), 1038-43.
- ▶ Isokoski, P. 2004. Performance of menu-augmented soft keyboards. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '04)* ACM Press, New York, NY USA, 423-430. DOI: 10.1145/985692.985746
- ▶ Jan M. M. S. 2006. Cerebral Palsy: Comprehensive Review and Update. In *Ann Saudi Med* 26(2). March 2006, 123-132.
- ▶ Jasvinder, C. 2011. Stepwise approach to myopathy in systemic disease. In *Frontiers in Neurology* 2 (August 2011) Article 49.
- ▶ Juel, V. C., & Massey, J. M. (2007). Myasthenia gravis. *Orphanet journal of rare diseases*, 2, 44. doi:10.1186/1750-1172-2-44
- ▶ Kirkby, R. L. 2016. *Wheelchair Skill Assessment and Training*. CRC Press, Taylor and Francis Group, Boca Rota, FL, USA (Nov. 2016)
- ▶ Mackay, W.E. 2000. Responding to cognitive overload: Co-adaptation between users and technology. *Intellectica*. 30, 1 (2000). 177-193
- ▶ Meola, G., Sansone, V., Perani, D., Scarone, S., Cappa, S., Dragoni, C., Cattaneo, E., Cotelli, M., Gobbo, C., Fazio, F., Siciliano, G., Mancuso, M., Vitelli, E., Zhang, S., Krahe, R. et Moxley, R.T. 2003. Executive dysfunction and avoidant personality trait in myotonic dystrophy type 1 (DM-1) and in proximal myotonic myopathy (PROMM/DM-2). In *Neuromuscular Disorders* 10 (Dec. 2003), 813-821.
- ▶ MTES (Ministère de la Transition Ecologique et Solidaire), Ministère la Cohésion des Territoires. 2017. *Réglementation Accessibilité Batiment*. Retrieved on March 2017 from <http://www.accessibilite-batiment.fr/>
- ▶ Nair, A.G., Patil-Chhablani, P., Venkatramani, D.V., et Gandhi, R.A. 2014. Ocular myasthenia gravis: A review. *Indian Journal of Ophtalmology* 62, 10 (Oct. 2014), 985–991. DOI: 10.4103/0301-4738.145987
- ▶ Nardes, F., Araújo, A.P., Ribeiro, M.G. (2011). Mental retardation in Duchenne muscular dystrophy. *J Pediatr (Rio J)*, 88(1), 6-16.
- ▶ Oulasvirta, A., & Blom, J. (2008). Motivations in personalisation behaviour. *Interacting with Computers*, 20, 1-16.
- ▶ Pavlakis, S.G., Phillips, P.C., DiMauro, S., De Vivo, D.C. et Rowland, L.P. 1984. Mitochondrial myopathy, encephalopathy, lactic acidosis, and strokelike episodes: A distinctive clinical syndrome. In *Annals of Neurology* 4, 16 (Oct. 1984). 481-488. DOI: <https://doi.org/10.1002/ana.410160409>
- ▶ Pellegrini, N., Guillon, B., Prigent, H., Pellegrini, M, Orlikovski, D, Raphael, J-C et Lo-faso, F. 2004. Optimization of power wheelchair control for patients with severe Duchenne muscular dystrophy. *Neuromuscular Disorders* 14, 5 (May 2004), 297-300. DOI: 10.1016/j.nmd.2004.02.005
- ▶ Rivner, M. H., Pasnoor, M., Dimachkie, M. M., Barohn, R. J., and Mei, L. (2018). Muscle-Specific Tyrosine Kinase and Myasthenia Gravis Owing to Other Antibodies. *Neurologic clinics*, 36 (2), 293–310. doi:10.1016/j.ncl.2018.01.004

- ▶ Rushton, P.W, Kirby, R.L., Routhier, F., et Smith, C. 2014. Measurement Properties of the Wheelchair Skills Test Questionnaire for Powered Wheelchair Users. In *Disabil Rehabil Assist Technol* 11, 5 (Nov. 2014), 400–40. DOI:10.3109/17483107.2014.984778
- ▶ Scherer, K., Bedlack, R.S. and Simel, D.L. (2005). Does this patient have myasthenia gravis? *JAMA*, 293 (15).1906-1914. doi:10.1001/jama.293.15.1906
- ▶ Silverstein, B.A., Fine, L.J et Armstrong, T.J. 1987. Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *American Journal of Industrial Medicine* 3, 11 (1987), 343-358. DOI: <https://doi.org/10.1002/ajim.4700110310>
- ▶ Sowmini, P. R., Jawahar, M., & Bhanu, K. (2013). Uncommon presentation of a common disorder. *Annals of Indian Academy of Neurology*, 16(1). 111–113. doi:10.4103/0972-2327.107720
- ▶ Statista.com, Number of smartphone users worldwide from 2014 to 2020 (in billions), Retrieved on July 6th, 2018 from : <https://www.statista.com/statistics/330695/number-of-smartphone-users-worldwide/>
- ▶ Sunrise Medical. 2018. Switch-it Smart technologies: Alternative Drive Controls. Web. Retrieved from: <https://www.sunrisemedical.com/getattachment/956dd894-d6ec-4769-9f23-20593e0ad524/Switch-It-Alternative-Drive-Controls-Catalog.aspx>, on June 17th 2019.
- ▶ Sunrise Medical. 2019. MicroPilot: Zero-throw proportional control. Web. Retrieved from: <https://www.sunrisemedical.com/power-wheelchairs/electronics/mini-proportional-joysticks/switch-it-micropilot>, on June 17th 2019.
- ▶ Tapia, .M.A and Kurtenbach, G. (1995). In *Proceedings of the 8th annual ACM symposium on User interface and software technology. UIST '95*, Pittsburgh, Pennsylvania, USA. ACM New York, NY, USA. 189-185
- ▶ Troise, D., Yoneyama, S., Resende, M.B., Reed, U., Xavier, G.F. and Hasue, H. (2014). The influence of visual and tactile perception on hand control in children with Duchenne muscular dystrophy. In *Developmental Medicine and Child Neurology*, 56 (9). Edited by Bernard Dan. Mac Keith Press. London, UK. 882-887. doi: 10.1111/dmcn.12469
- ▶ Ueda, Y., Suwazono, S., Maedo, S. and Higuchi I. (2017). Profile of cognitive function in adults with duchenne muscular dystrophy. In *Brain and Development*, 49, (3). 225-300. doi: 10.1016/j.braindev.2016.10.005
- ▶ Valiyil, R., & Christopher-Stine, L. (2010). Drug-related myopathies of which the clinician should be aware. *Current rheumatology reports*, 12(3), 213–220. doi:10.1007/s11926-010-0104-3
- ▶ Vinik, A.I., Suwanwalaikorn, S., Stansberry, K.B., Holland, M.T., McNitt, P.M. and Colen, LE. (1995). Quantitative measurement of cutaneous perception in diabetic neuropathy. *Muscle Nerve*, 18 (6). 574-84.
- ▶ Wästlund. E., Sponseller, K. et Pettersson, O. 2010. In *Proceedings of the 2010 Symposium on Eye-Tracking Research & Applications (ETRA '10)*. ACM Press, New York, NY USA, 133-136. DOI: 10.1145/1743666.1743699
- ▶ Wingeier, K., Giger, E., Strozzi, S., Kreis, R., Joncourt, F., Conrad, B., Gallati, S. and Steinlin M. (2011). Neuropsychological impairments and the impact of dystrophin mutations on general cognitive functioning of patients with Duchenne muscular dystrophy. *Journal of Clinical Neuroscience*, 18 (1). 90-95. doi: 10.1016/j.jocn.2010.07.118.

8 BIOGRAPHIE



Youssef GUEDIRA

Doctorant à l'université Paris-Saclay, il prépare sa thèse en Interaction Homme-Machine appliquée aux aides technologiques pour les personnes en situation de handicap. Plus précisément, Il travaille sur l'utilisation du tactile pour piloter les fauteuils roulants électriques.



Delphine DERVIN

Cadre Rééducation Croix-Rouge Française, et responsable plateau technique. De formation initiale ergothérapeute, elle est passionnée par l'accompagnement des personnes en situation de handicap. Ses missions successives de cadre de rééducation puis à présent de responsable d'établissement y sont entièrement liées par les défis du quotidien qui demandent, à tous les acteurs, de mettre en œuvre les moyens nécessaires pour permettre aux personnes en situation de handicap de vivre en adéquation avec leurs aspirations.



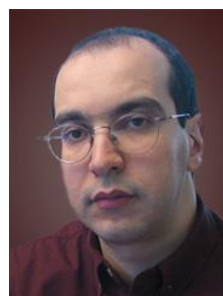
Pierre-Éric BROHM

Cadre ergothérapeute au centre de rééducation fonctionnelle Le Brasset, Croix Rouge Française.



René FARCY

Professeur Université Paris Sud, Spécialité Capteurs Optroniques. Responsable de l'équipe Instrumentation Biomédicale du Laboratoire Aimé Cotton. Son activité principale de recherche porte sur les aides aux déplacements pour les handicapés. Son équipe a conçu les cannes électroniques à Télémétrie laser modèles Télétact et Tom Pouce actuellement utilisées par les déficients visuels. Elle développe actuellement un fauteuil électrique évitant les chutes dans les escaliers et les collisions en toute situation climatique.



Yacine BELLIK

Yacine Bellik est maître de conférences habilité à diriger des recherches au LIMSI où il dirige l'équipe AMI (Architectures et Modèles pour l'Interaction). Il est spécialisé dans la conception, le développement et l'évaluation des interfaces multimodales appliquées en particulier dans le domaine du handicap visuel et du handicap moteur ainsi que dans celui des environnements ambiants intelligents.