



HAL
open science

Vers une interface cerveau-ordinateur hybride pour la palliation du handicap moteur causé par la myopathie de Duchenne

Alban Duprès, François Cabestaing, José Rouillard, Vincent Tiffreau, Charles Pradeau, Camille Delcour

► To cite this version:

Alban Duprès, François Cabestaing, José Rouillard, Vincent Tiffreau, Charles Pradeau, et al.. Vers une interface cerveau-ordinateur hybride pour la palliation du handicap moteur causé par la myopathie de Duchenne. Handicap'2018, IFRATH, Jun 2018, PARIS, France. hal-02020812

HAL Id: hal-02020812

<https://hal.science/hal-02020812>

Submitted on 15 Feb 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.

Vers une interface cerveau–ordinateur hybride pour la palliation du handicap moteur causé par la myopathie de Duchenne

Alban Duprès*, François Cabestaing†, José Rouillard†, Vincent Tiffreau‡, Charles Pradeau‡, Camille Delcour§

**Institut Supérieur de l’Aéronautique et de l’Espace (ISAE-SUPAERO)*, 31400 Toulouse

†*Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, UMR 9189 - CRISTAL*, 59655 Villeneuve d’Ascq

‡*Univ. Lille, CHRU Lille, Service MPR, EA 7369 - URePSSS*, 59037 Lille Cedex

§*Centre Hélène Borel, Foyer d’Accueil Médicalisé*, 59160 Lomme

Résumé—Dans cet article, nous présentons une ébauche d’Interface Cerveau–Ordinateur hybride (ICOH) conçue spécifiquement pour assister des personnes atteintes de myopathie de Duchenne (DMD : Dystrophie Musculaire de Duchenne). Dans un premier temps, nous décrivons la structure de l’interface et la stratégie de contrôle de trajectoire qui est à la base de son utilisation. Ensuite, nous présentons les différentes applications ludiques que nous avons développées en vue de permettre aux utilisateurs d’apprendre à utiliser le système. Enfin, nous présentons des résultats préliminaires de son utilisation par deux sujets atteints de DMD et comparons les performances obtenues par ces derniers lors de la réalisation d’une tâche de contrôle d’un jeu vidéo avec celles de dix sujets sains ayant réalisé la même tâche. Dans la version de l’interface décrite ici, l’utilisateur contrôle le système uniquement par son activité musculaire. Cependant, l’activité cérébrale est enregistrée simultanément pour permettre son analyse hors-ligne à des fins de validation.

Mots-clés—interface cerveau–ordinateur hybride ; palliation du handicap moteur ; myopathie de Duchenne.

I. INTRODUCTION

La myopathie de Duchenne, ou dystrophie musculaire de Duchenne (DMD), est une pathologie causée par une anomalie génétique qui entraîne un déficit en dystrophine. La conséquence principale de ce déficit est une dégénérescence inéluctable des muscles que la dystrophine contribue habituellement à réparer chez une personne non atteinte de DMD. Au début de la maladie, la faiblesse musculaire entraîne une fatigue chronique qui limite les capacités motrices des malades. Progressivement, la perte de contrôle des membres inférieurs interdit la marche, puis celle des membres supérieurs entraîne une perte intégrale d’autonomie. Par la suite, les muscles respiratoires sont atteints, rendant la respiration difficile, puis le muscle cardiaque et enfin les muscles de l’appareil digestif.

Toutes les technologies d’assistance visant à pallier un handicap moteur sont utiles aux malades : scooter électrique, fauteuil roulant électrique (notamment doté d’un système de verticalisation), système de contrôle domotique, utilisation adaptée d’un ordinateur, etc. Au cours des vingt dernières années, l’espérance de vie des patients atteints d’une DMD a augmenté de façon notable, notamment grâce au recours, plus fréquent qu’auparavant, à la ventilation assistée. En

conséquence, les patients se trouvent plus longtemps que par le passé dans une situation de handicap moteur sévère, causée par une incapacité motrice presque totale.

Dans cette situation, on peut envisager l’usage d’aides techniques ne nécessitant plus de contrôle musculaire : reconnaissance vocale [1], suivi de la direction du regard [2] ou de la tête [3], contrôle par électromyographie (EMG) [4] ou électro-oculographie (EOG) [5]. Malgré tout, aucune de ces techniques ne s’adapte réellement à la situation spécifique de handicap causée par la myopathie de Duchenne, qui dépend de l’évolution de cette dernière à long terme, mais également à court terme, par exemple en fonction du niveau de fatigue ou des variations de l’environnement du malade.

Notre objectif est de développer une aide technique qui permettra à un sujet souffrant de DMD de contrôler différents éléments de son environnement au travers d’une interface unique, laquelle s’adaptera constamment à son niveau d’incapacité motrice. Lorsque l’activité musculaire est correcte, les signaux de contrôle seront élaborés à partir de deux joysticks ; lorsque l’activité musculaire n’est plus efficace, le contrôle sera obtenu par l’analyse de signaux électro-myographiques (EMG) ; enfin, si l’activité EMG n’est plus interprétable, c’est au travers d’une analyse de signaux électro-encéphalographiques (EEG) que l’interface élaborera les commandes. Il convient de souligner que dans la version présentée ici, la modalité de contrôle par EEG n’est pas encore utilisable en ligne. Les résultats présentés visent donc à valider l’intérêt du développement une ICOH plutôt que de valider l’interface elle-même.

Dans la première section de cet article, nous présentons la structure de cette ébauche d’interface cerveau–ordinateur hybride destinée principalement aux personnes atteintes de myopathie de Duchenne. La deuxième section est consacrée à la présentation de la stratégie de contrôle de trajectoire utilisée dans toutes les applications, lesquelles seront présentées dans la troisième section. Dans la quatrième et dernière section de cet article, nous présentons les résultats de deux expérimentations, l’une réalisée sur dix sujets sains en vue de valider le concept, l’autre sur deux sujets atteints de DMD. Durant ces expérimentations, bien que la commande par EEG ne soit

pas encore opérationnelle, ces signaux ont été enregistrés afin de permettre de les analyser hors-ligne. Enfin, nous concluons sur l'intérêt de poursuivre ce développement.

II. INTERFACE CERVEAU-ORDINATEUR HYBRIDE

Cincotti *et coll.* ont développé et évalué les performances d'un dispositif d'assistance destiné spécifiquement à des patients myopathes [6], [7]. Leur système permet de contrôler plusieurs applications grâce à différents dispositifs d'interaction, notamment une interface cerveau-ordinateur (ICO). Le contrôle des applications est réalisé par l'intermédiaire d'interactions classiques (clavier, souris, joystick, écran tactile, boutons), tant que les capacités motrices des mains le permettent. Puis, lorsque la motricité des mains est très dégradée, le contrôle des applications est réalisé grâce à un système de reconnaissance vocale et de suivi de la tête. Enfin, l'ICO est proposée au patient lorsque sa perte de motricité ne lui permet plus d'interagir au travers des autres modalités.

Comme celui de Cincotti, notre système d'assistance prendra également en compte plusieurs canaux d'interaction, dont une ICO. Néanmoins, nous voulons que le sujet puisse émettre des commandes standardisées, corrélées à la réalisation de mouvements spécifiques, quel que soit le canal utilisé. Lorsque ses capacités motrices ne seront pas suffisantes, le sujet pourra émettre une commande en *imaginant* qu'il réalise un mouvement plutôt qu'en le réalisant réellement. Cette approche présente un intérêt majeur, dans la mesure où le patient n'a pas à réapprendre à utiliser le système lorsque ce dernier prend en compte un canal de contrôle différent.

Afin qu'elle puisse s'adapter à la motricité des patients myopathes, nous avons donc développé une interface cerveau-ordinateur hybride (ICOh). Une ICOh permet de contrôler une application au travers de différents signaux, dont au moins un signal reflétant directement l'activité cérébrale de l'utilisateur. Pfurtscheller *et coll.* ont décrit en détails la structure et les principes de fonctionnement des Interfaces Cerveau-Ordinateur hybrides [8]. La figure 1 illustre le fonctionnement de notre ICOh pour contrôler une application, en détectant un mouvement ou une intention de mouvement de la main à différents niveaux de la chaîne de commande motrice

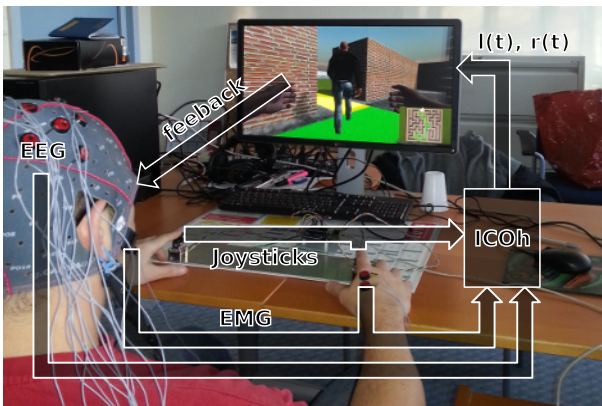


FIGURE 1. Interface Cerveau-Ordinateur hybride

Du point de vue de l'acquisition, nous enregistrons simultanément des signaux provenant de deux joysticks, de capteurs EMG et EEG. Les signaux joysticks sont utilisés pour détecter un mouvement de la main lorsque la motricité du patient est suffisante pour les actionner. Quand la motricité ne permet pas de contrôler efficacement les joysticks, l'ICOh prend en compte les signaux EMG. Enfin, lorsque l'activité musculaire est trop faible pour détecter un mouvement à partir des signaux EMG, nous détecterons une intention de mouvement de la main en utilisant les signaux EEG.

Du point de vue du traitement, les signaux provenant des capteurs sont utilisés pour élaborer deux signaux de contrôle $l(t)$ et $r(t)$, caractérisant respectivement un mouvement (ou une intention de mouvement) de la main gauche et droite. Notre ICOh est conçue pour traiter tous les signaux simultanément, ce qui permet, si nécessaire, de fusionner des informations issues de leurs traitements plutôt que de basculer d'une modalité à l'autre. Les signaux de contrôle $l(t)$ et $r(t)$ déterminent la trajectoire (vitesse de déplacement et changement d'orientation) d'un mobile dans son environnement.

Du point de vue de l'interaction, l'utilisateur dispose d'un retour visuel de son action sur l'ICOh par l'intermédiaire de l'application contrôlée. Ce retour visuel lui permet de vérifier qu'il modifie correctement la trajectoire du mobile, au travers des signaux $l(t)$ et $r(t)$, grâce à trois degrés de liberté. Ces degrés de liberté correspondent respectivement à un mouvement (réel ou imaginé) de la main droite, de la main gauche, ou des deux mains simultanément. Le contrôle de trajectoire à partir d'un nombre restreint de degrés de liberté est adapté à un patient myopathe, dans la mesure où la diminution progressive de ses capacités motrices ne lui permet plus de réaliser des mouvements fins des doigts.

III. CONTRÔLE DE TRAJECTOIRE

Le contrôle de trajectoire d'un mobile dans un environnement virtuel est réalisé à partir des signaux $l(t)$ et $r(t)$ issus de l'analyse des signaux EEG, EMG et fournis par les joysticks [9]. Pour simplifier la description, nous considérons que ces signaux sont continus, alors qu'en pratique ils sont échantillonnés à la cadence imposée par le système d'acquisition, et nous omettons l'argument (t) dans les notations.

En additionnant et soustrayant l et r , nous calculons deux signaux $s = r + l$ et $d = r - l$ qui permettent de contrôler respectivement la vitesse et le changement de direction du mobile. Quand le signal différence d est nul, c'est-à-dire quand l et r sont égaux, le mobile se déplace en ligne droite. En revanche, quand le signal d est non nul, il contrôle la variation de l'orientation. Dans les deux cas, le signal somme s contrôle la vitesse du mobile.

Ce mode de contrôle de trajectoire correspond à un mobile de type unicycle [10]. Les équations cinématiques permettant de calculer sa position et son orientation, définies par le vecteur d'état $(x \ y \ \theta)$, sont données par :

$$\dot{x} = \alpha s \cos(\theta), \quad \dot{y} = \alpha s \sin(\theta) \quad \text{et} \quad \dot{\theta} = \beta d, \quad (1)$$

dans lesquelles α et β sont des coefficients de gain autorisant une adaptation de la cinématique au comportement spécifique d'un utilisateur. Le signe de β permet notamment de fixer la préférence vis-à-vis du changement d'orientation, pour un pilotage de type « char d'assaut » quand β est positif (rotation vers la gauche quand r est supérieur à l). On obtient un pilotage de type « guidon de vélo » quand β est négatif (rotation vers la gauche quand l est supérieur à r).

En pratique, il est nécessaire d'insérer des fonctions de transfert non-linéaires dans ces équations cinématiques pour faciliter le suivi de trajectoire. En premier lieu, afin de pouvoir suivre une trajectoire parfaitement rectiligne quand les signaux l et r ne sont pas strictement égaux mais simplement *équivalents*, on peut ramener à zéro le signal d . On peut également appliquer une transformation non linéaire au signal s afin d'autoriser des accélérations et décélérations rapides du mobile, comme cela est réalisé pour le contrôle du déplacement du curseur d'un dispositif de pointage [11].

Le vecteur d'état dont l'évolution est régie par les équations cinématiques (1) inclut le degré de liberté θ correspondant à l'orientation du mobile. En utilisant les mêmes équations cinématiques, nous proposons de piloter le déplacement d'un curseur orienté sur une surface plane. Quand il maîtrise l'application de navigation, pour passer en mode de contrôle d'un curseur orienté, l'utilisateur peut s'imaginer qu'il observe maintenant le déplacement du mobile depuis un point de vue fixe situé à l'aplomb de la scène. Le passage du mode navigation au mode curseur orienté est illustré par la figure 2.

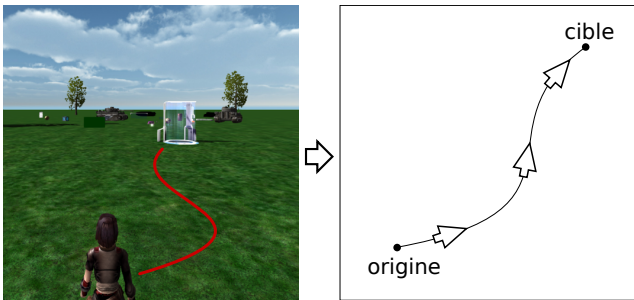


FIGURE 2. Transposition 3D vers 2D

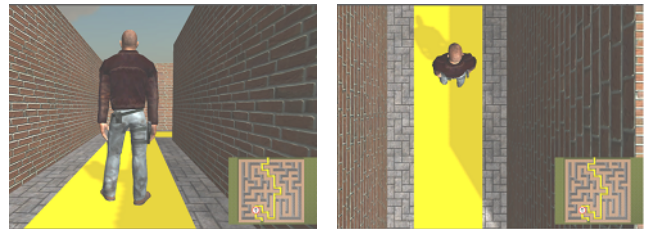
Le principal défaut de ce mode de contrôle d'un curseur est qu'il s'avère assez compliqué de revenir en arrière lorsqu'on a dépassé la cible qu'on souhaitait atteindre avec un degré de précision élevé. Pour opérer ce retour en arrière, il faut tout d'abord maintenir l'une des commandes à une valeur élevée jusqu'à ce que le mobile ait fait demi-tour, puis avancer dans la direction opposée. En revanche, si on suppose que l'utilisateur dispose d'une bonne maîtrise du contrôle de trajectoire, il peut atteindre une cible en suivant des trajectoires différentes à partir d'un même point origine.

Une fois la cible atteinte, on dispose ainsi de l'orientation finale du curseur comme variable complémentaire à la position. Cela permet par exemple de modifier l'action réalisée au travers de l'interface lors de la sélection. Pour des utilisateurs en situation de handicap moteur sévère, comme les

personnes atteintes de DMD, disposer de ce degré de liberté supplémentaire est d'une importance majeure.

IV. APPLICATIONS SOUS UNITY 3D

Nous avons développé plusieurs applications visant à entraîner l'utilisateur, de manière ludique, à contrôler le déplacement d'un mobile dans un environnement virtuel. Le paradigme de contrôle de la trajectoire du mobile est celui qui a été décrit dans la section précédente de l'article. Ces applications peuvent toutes être utilisées en vue immersive ou aérienne (cf. figure 3), afin de simuler respectivement un environnement virtuel 3D et 2D. L'environnement de développement est le logiciel Unity 3D, qui sert à concevoir des jeux de réalité virtuelle sur différents systèmes d'exploitation.



(a) vue immersive

(b) vue aérienne

FIGURE 3. Vues proposées à l'utilisateur dans Unity 3D

Une première application consiste à déplacer un véhicule dans un monde libre (cf. figure 4(a)). Aucune contrainte de direction n'est imposée à l'utilisateur, de telle sorte qu'il puisse faire évoluer comme il le souhaite le mobile dans son environnement. La seconde application est similaire, puisqu'il s'agit toujours de faire évoluer un véhicule de type kart dans un circuit (cf. figure 4(b)). Cette fois, une contrainte faible est imposée sur la trajectoire, du fait qu'il faut parcourir un circuit fermé en évitant autant que possible les obstacles que constituent les côtés du circuit (collines, arbres, etc.). Quand le véhicule s'écarte trop du chemin, du fait d'une commande incorrecte envoyée par l'utilisateur, le système le ramène automatiquement vers la bonne direction.

Dans la troisième application, il s'agit toujours de déplacer un véhicule, mais en suivant une trajectoire presque imposée, du fait que le monde virtuel est une voie de circulation sur une route (cf. figure 4(c)). L'utilisateur doit mieux maîtriser le contrôle de trajectoire que dans les applications précédentes, afin d'éviter les collisions avec d'autres véhicules ou avec l'infrastructure de la route. Pour vérifier que l'utilisateur est parfaitement capable de contrôler une trajectoire, nous avons également développé une application de type labyrinthe (cf. figure 4(d)). Il s'agit cette fois de déplacer un avatar dans un environnement très contraint. L'utilisateur doit anticiper les changements de direction pour que l'avatar ne se retrouve pas bloqué devant un mur. En cas de blocage de l'avatar, l'utilisateur doit opérer plusieurs mouvements successifs pour le ramener dans la bonne direction et poursuivre le parcours.

Enfin, nous avons développé une application destinée exclusivement à contrôler le déplacement d'un curseur dans un environnement 2D (cf. figure 4(e)). L'utilisateur a comme

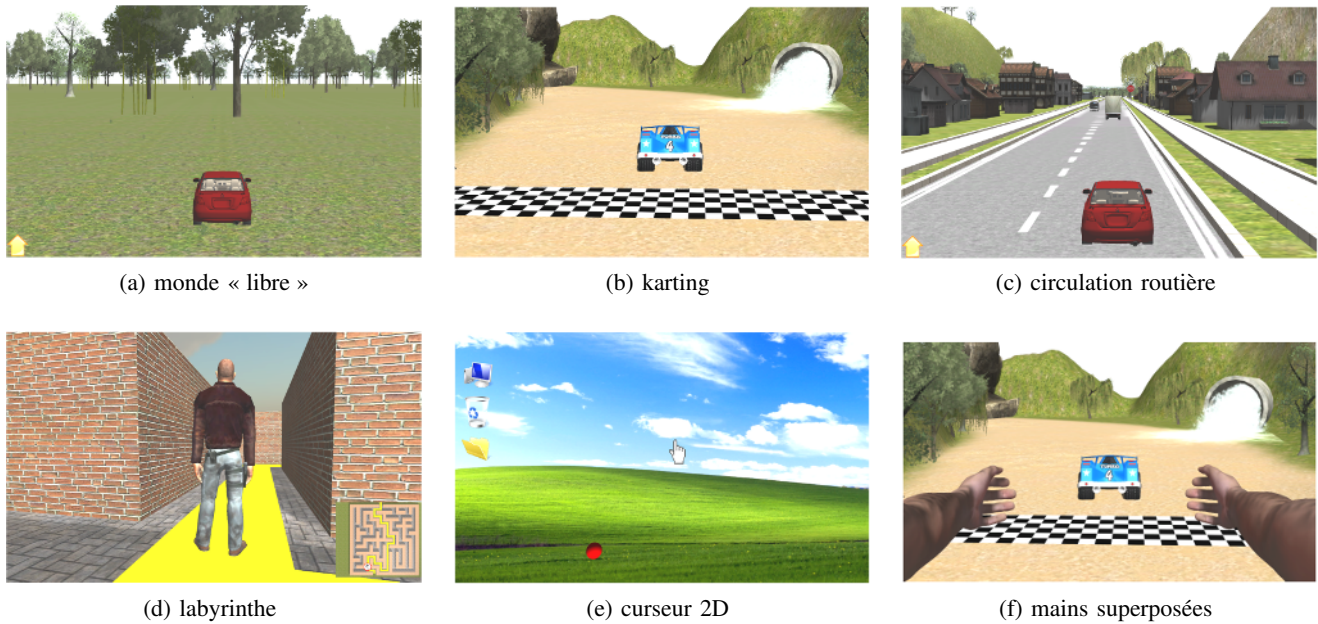


FIGURE 4. Applications ludiques utilisées pour l'apprentissage

objectif de déplacer le curseur, en suivant une trajectoire 2D, afin d'atteindre la cible rouge, laquelle disparaît puis réapparaît à un autre endroit du bureau de manière aléatoire. L'objectif de cette dernière application est de permettre à l'utilisateur de transposer la stratégie de suivi de trajectoire dans un monde virtuel 3D en stratégie de contrôle d'un curseur dans un environnement 2D.

Dans le but d'afficher un retour visuel pour l'utilisateur lorsqu'il ne réalisera pas les mouvements mais les imaginera, des mains virtuelles peuvent être représentées sur l'écran dans toutes ces applications, comme on peut le voir sur la figure 4(f). Ce retour visuel a été programmé de telle sorte que les mains se referment puis s'ouvrent à chaque détection d'une intention de mouvement selon sa latéralité. Par exemple, si l'ICoH détecte une intention de mouvement de la main gauche, alors la main virtuelle située à gauche est animée à l'écran. Ce retour visuel réaliste est placé à la première personne de manière à simuler les mains de l'utilisateur, comme dans les travaux présentés par Ono *et coll.* [12]. L'intérêt d'un tel retour visuel est d'une part de fournir à l'utilisateur une information non ambiguë concernant la commande détectée par le système, d'autre part de renforcer les motifs neurophysiologiques évoqués dans les signaux EEG par la tâche motrice réalisée.

V. EXPÉRIMENTATIONS

Pour valider les principes et options décrites dans les sections précédentes, nous avons en premier lieu réalisé une expérimentation sur dix sujets sains (7 hommes et 3 femmes, âgés de 20 à 53 ans). Chaque sujet a réalisé deux sessions d'une heure, au cours desquelles plusieurs des applications décrites précédemment étaient utilisées. Lors de la première session, le contrôle des applications était opéré uniquement par les signaux issus des joysticks, les signaux EMG et EEG

étant enregistrés pour une exploitation hors-ligne. Lors de la deuxième session, le contrôle était opéré par le traitement en ligne des signaux EMG, mais les signaux joysticks et EEG étant également enregistrés.

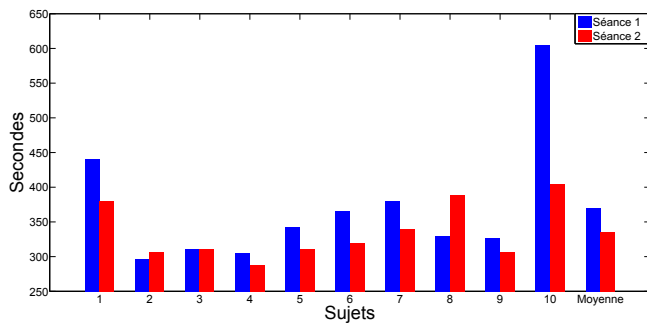
Nous présentons ici les résultats obtenus lors de la réalisation d'une tâche de contrôle d'un kart virtuel afin de réaliser un tour de piste (cf. figure 4(b)). La performance a été mesurée par le biais du temps nécessaire à l'accomplissement de ce tour. Pour obtenir des signaux correctement synchronisés et faciliter la mise en évidence de motifs spécifiques dans les signaux EEG, l'utilisateur ne devait réaliser que des mouvements brefs des mains, et ce uniquement lorsque le système lui indiquait. Plus précisément, après chaque mouvement, une phase d'attente de quatre secondes était imposée par le système, durant laquelle un éventuel autre mouvement n'était pas pris en compte. Les phases d'action et d'attente étaient indiquées visuellement sur l'écran au moyen d'un feu de circulation, vert quand l'utilisateur pouvait bouger, rouge quand il devait attendre (cf. figure 5).



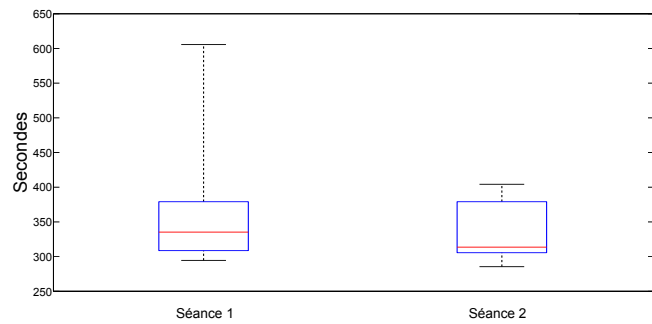
(a) feu vert : autorisation (b) feu rouge : interdiction

FIGURE 5. Autorisation ou interdiction de mouvement

Afin d'enregistrer l'activité cérébrale, nous avons utilisé un bonnet EEG (g.GAMMAcap de g.tec) permettant de positionner douze électrodes à l'aplomb du cortex moteur, selon le système international 10/20 (C1, C2, C3, C4, C5, C6, FC3,



(a) temps de parcours du circuit par sujet



(b) temps de parcours moyens et médians par séance

FIGURE 6. Performances des dix sujets sains

CP3, FC4, CP4, Cz, CPz). Deux autres électrodes placées au niveau du lobe de l'oreille droite et du front servaient respectivement de référence et de masse. Un signal EMG bipolaire était enregistré au niveau de chaque main, grâce à deux électrodes connectées au même amplificateur que les canaux EEG. Les signaux issus des électrodes EMG et EEG étaient échantillonnés à 512 Hz (amplificateur g.USBamp de g.Tec) et filtrés passe-bande entre 0.01 et 200 Hz (Butterworth d'ordre 8). Un filtre coupe-bande autour de 50 Hz (Butterworth d'ordre 4) était également utilisé pour éliminer le bruit lié au réseau électrique.

La figure 6(a) présente sous forme de barres les temps de parcours du circuit pour chaque sujet lors des deux séances. D'après ces résultats, nous observons pour une majorité d'utilisateurs (7 sujets sur 10) une diminution du temps de parcours entre la première et la deuxième séance. Cette diminution entre les deux séances, observable également sur le temps de parcours moyen, indique que l'apprentissage est utile pour améliorer le contrôle de notre interface. La diminution du temps de réalisation de la tâche semble également indiquer que le contrôle par signaux EMG plutôt que par joystick ne diminue pas les performances, ou tout au moins qu'une éventuelle diminution est compensée par l'apprentissage.

Enfin, d'après les réponses aux questions posées de façon informelle aux utilisateurs à la fin de la deuxième séance, aucun d'entre eux n'a ressenti de différence concernant le contrôle de l'application avec les deux moyens d'interaction. Ce ressenti est d'autant plus objectif que les utilisateurs n'étaient pas informés du changement de signaux (joysticks vers EMG) utilisés pour contrôler l'application.

Une expérimentation similaire a été réalisée par deux patients atteints de DMD, âgés de 20 et 28 ans. Tous les deux sont dans une phase avancée de la pathologie, ils se déplacent uniquement en fauteuil roulant et le plus âgé est sous ventilation mécanique assistée. Ils disposent d'une motricité résiduelle très limitée au niveau des mains, ce qui a impliqué d'utiliser directement la modalité de contrôle par EMG. Cette expérimentation préliminaire a été menée sur leur lieu de vie, c'est-à-dire au centre Hélène Borel situé à Lomme dans les Hauts-de-France. Pour ce faire, nous avons utilisé un équipement portable et complètement autonome grâce à une alimentation par batteries. La figure 7 présente une vue

d'ensemble du dispositif expérimental et de l'un des sujets équipé du bonnet EEG et des électrodes EMG installées sur ses deux mains. En bas à droite de l'image de la figure 7, on peut voir un détail du positionnement des électrodes EMG sur la main droite de l'un des deux sujets. Les sujets étaient assis en face d'un PC portable affichant le jeu vidéo, ici le circuit de karting. Les traitements en temps-réel étaient réalisés par un deuxième PC portable, sur lequel était installé le logiciel OpenVIBE [13].



FIGURE 7. Expérimentation menée au centre Hélène Borel

Comme il s'agissait d'une étude pilote, réalisée hors protocole, nous n'avons réalisé qu'une seule session avec chacun des deux sujets. Ils étaient néanmoins informés, comme l'exige la pratique expérimentale, qu'ils pouvaient à tout moment demander à interrompre l'expérience. Lors de cette session unique, ils ont commencé par utiliser le jeu de karting sans contrainte de temps afin de s'entraîner à contrôler le déplacement du mobile. Ils ont ensuite réalisé deux tours chronométrés, dans les mêmes conditions que la deuxième session des sujets sains dont les résultats ont été présentés auparavant.

La figure 8 présente les résultats de cette expérimentation. Pour chaque sujet DMD, nous avons représenté les temps de parcours sur les deux tours de circuit qui ont été chronométrés. A des fins de comparaison, nous avons également représenté

sur cette figure les temps de parcours moyens des dix sujets sains ayant réalisé une expérimentation très similaire (la seule différence vient du fait que pour eux le jeu était contrôlé avec le joystick pendant la première séance).

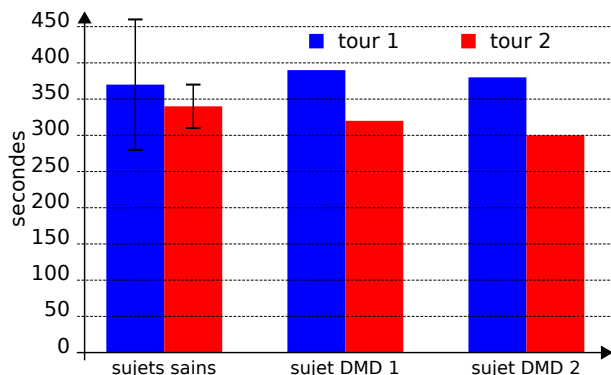


FIGURE 8. Performances des sujets DMD vs. sujets sains

Bien qu'il soit impossible d'envisager une étude statistique sur les résultats de cette étude de faisabilité, il semblerait au vu des résultats que les performances des sujets DMD sont très similaires à celles des sujets sains. D'une part, le temps de parcours est équivalent, d'autre part, les performances s'améliorent sensiblement avec l'entraînement, puisque le temps de parcours lors du deuxième tour de circuit est plus faible que lors du premier tour. A l'issue de l'expérience, les deux sujets ont été questionnés sur l'intérêt du mode de contrôle proposé et sur la fatigue qu'il entraîne. Ils ont considéré que l'utilisation de mouvements brefs était pertinente, car le maintien d'une action musculaire, même minime, devient rapidement douloureux. D'autre part, ils ont trouvé l'expérience très intéressante, même amusante pour l'un d'eux, et sont volontaires pour la reproduire à l'avenir si cela s'avère possible.

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans cet article, nous avons présenté la structure et les principes de fonctionnement d'une interface cerveau-ordinateur hybride destinée à assister des patients atteints de myopathie de Duchenne. Dans les expérimentations qui ont été menées à ce jour, les applications ludiques étaient contrôlées uniquement par une action musculaire ou une analyse en ligne des signaux EMG. Pour l'instant, le traitement en ligne des signaux EEG n'a pas permis d'obtenir un contrôle fiable de ces mêmes applications. Cela confirme la littérature du domaine, laquelle indique qu'un entraînement de longue durée est nécessaire pour qu'une ICO active soit utilisable en pratique. En revanche, une analyse hors-ligne des signaux EEG indique que les motifs spatio-fréquentiels liés à l'exécution des mouvements sont présents (cf. figure 9), même s'ils sont difficiles à mettre en évidence en essai unique. Grâce à notre étude préliminaire menée sur les deux sujets DMD, qui s'est avérée très concluante, nous envisageons de réaliser une étude clinique plus complète, menée cette fois dans le cadre d'un protocole expérimental validé par un comité d'éthique.

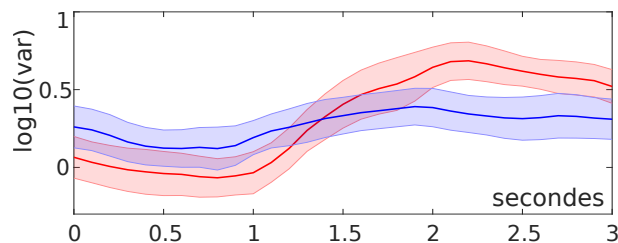


FIGURE 9. Exemple d'analyse hors-ligne de l'EEG : on retrouve la présence d'une désynchronisation dans la bande bêta pendant le mouvement puis d'une resynchronisation après le mouvement ce qui confirme la littérature [14]. Sujet DMD numéro 2 durant la session 1. Filtrage passe-bande (12 – 16 Hz) du signal EEG recueilli par l'électrode C4, puis calcul du logarithme de sa variance, c'est-à-dire de sa puissance, sur une fenêtre glissante. Les courbes en rouge correspondent aux mouvements simultanés des deux mains alors que les courbes en bleu correspondent à tous les autres mouvements et au repos. (courbes moyennes +/- un demi écart-type).

RÉFÉRENCES

- [1] M. S. Hawley, P. Enderby *et al.*, "A speech-controlled environmental control system for people with severe dysarthria," *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, no. 5, pp. 586–593, 2007.
- [2] L. Ball, S. Fager, and M. Fried-Oken, "Augmentative and alternative communication for people with progressive neuromuscular disease," *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, vol. 23, pp. 689–699, 2012.
- [3] M. R. Williams and R. F. Kirsch, "Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as command inputs to a human-computer interface for individuals with high tetraplegia," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, no. 5, pp. 485–496, 2008.
- [4] C. Choi, Y. Na *et al.*, "An SEMG computer interface using three myoelectric sites for proportional two-dimensional cursor motion control and clicking for individuals with spinal cord injuries," *Medical Engineering & Physics*, vol. 35, no. 6, pp. 777–783, 2013.
- [5] C. S. L. Tsui, P. Jia *et al.*, "EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection," in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. IEEE, 2007, pp. 1266–1271.
- [6] F. Cincotti, D. Mattia *et al.*, "Non-invasive brain-computer interface system : towards its application as assistive technology," *Brain research bulletin*, vol. 75, no. 6, pp. 796–803, 2008.
- [7] F. Cincotti, F. Aloise *et al.*, "Non-invasive brain-computer interface system to operate assistive devices," in *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2007, pp. 2532–2535.
- [8] G. Pfurtscheller, B. Z. Allison *et al.*, "The hybrid BCI," *Frontiers in neuroscience*, vol. 4, p. 3, 2010.
- [9] A. Duprès, J. Rouillard, and F. Cabestaing, "Hybrid BCI for palliation of severe motor disability," in *Actes de la 26eme Conference sur l'Interaction Homme-Machine, IHM'2014*, Oct. 2014, pp. 171–176.
- [10] G. Dudek and M. Jenkin, *Computational Principles of Mobile Robotics*. Cambridge CB2 2RU : Cambridge University Press, 2000.
- [11] G. Casiez and N. Roussel, "No more bricolage! methods and tools to characterize, replicate and compare pointing transfer functions," in *Actes d'UIST'11, 24th ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, 2011, pp. 603–614.
- [12] T. Ono, A. Kimura, and J. Ushiba, "Daily training with realistic visual feedback improves reproducibility of event-related desynchronisation following hand motor imagery," *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 9, pp. 1779–1786, 2013.
- [13] Y. Renard, F. Lotte *et al.*, "OpenViBE : An open-source software platform to design, test, and use brain-computer interfaces in real and virtual environments," *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 19, no. 1, pp. 35–53, 2010.
- [14] F. Cabestaing and P. Derambure, "Physiological Markers for Controlling Active and Reactive BCIs," in *Brain-Computer Interfaces*, ser. Foundations and Methods, M. Clerc, L. Bougrain, and F. Lotte, Eds. Wiley Online Library, Aug. 2016, vol. 1.