

BCI hybride pour la palliation du handicap moteur sévère

Alban Duprès, José Rouillard, François Cabestaing

▶ **To cite this version:**

Alban Duprès, José Rouillard, François Cabestaing. BCI hybride pour la palliation du handicap moteur sévère. IHM'14, 26e conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, Oct 2014, Lille, France. ACM, pp.171-176, 2014, 10.1145/2670444.2670466 . hal-01090440

HAL Id: hal-01090440
https://hal.science/hal-01090440

Submitted on 3 Dec 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

BCI hybride pour la palliation du handicap moteur sévère

Alban Duprès
LAGIS, Université Lille 1
Villeneuve d'Ascq, FRANCE
alban.dupres@univ-lille1.fr

José Rouillard
LIFL, Université Lille 1
Villeneuve d'Ascq, FRANCE
jose.rouillard@univ-lille1.fr

François Cabestaing
LAGIS, Université Lille 1
Villeneuve d'Ascq, FRANCE
francois.cabestaing@univ-lille1.fr

© ACM, 2014. This is the author's version of the work. It is posted here by permission of ACM for your personal use. Not for redistribution. The definitive version was published in Actes de la 26ième conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, 2014.
http://dx.doi.org/10.1145/2670444.2670466

Résumé
Cet article présente les travaux en cours concernant la mise en place d'une interface cerveau-ordinateur hybride (hBCI, hybrid Brain Computer-Interface). Notre objectif applicatif est la palliation du handicap moteur sévère chez des patients atteints de myopathie de Duchenne (DMD, Dystrophie Musculaire de Duchenne). Une hBCI consiste à associer différentes modalités de contrôle à une interface cerveau-ordinateur (BCI) pure. Dans notre cas nous associons une BCI basée sur l'imagination motrice à des modalités de contrôle basées sur l'EMG (Electromyographie) et sur des capteurs de mouvements distaux. L'idée est de pouvoir détecter un mouvement volontaire du doigt à trois niveaux différents de la commande motrice : cérébral, moteur et distal. L'information provenant de ces différents niveaux est fusionnée en tenant compte de l'état du patient afin de s'adapter au mieux au caractère évolutif de sa maladie et à sa forte fatigabilité au cours de la journée.

Mots-clés
BCI hybride, Myopathie de Duchenne, Fusion de données.

Mot clés de la classification ACM
H.5.m.
Human factors, Information interfaces and presentation (e.g., HCI) : Miscellaneous.

Introduction

Les interfaces cerveau-ordinateur (BCI) permettent une communication directe entre le cerveau d'un utilisateur et un dispositif externe, sans passer par l'intermédiaire des muscles et des nerfs périphériques. Pour l'instant, les BCI sont principalement destinées à la palliation du handicap moteur sévère. Dans ce cadre, d'autres technologies sont utilisées : suivi du regard [9] ou de la tête, interface exploitant l'électromyographie (EMG) [8] ou l'électro-oculographie, boule de commande (ou trackball), joystick, contacteurs, système de reconnaissance de la parole... Toutes ces technologies nécessitent, contrairement aux BCI, une commande musculaire. Les travaux relatés dans la littérature indiquent que ces techniques permettent, pour l'instant, un contrôle plus fiable et plus rapide que l'approche BCI [6]. Il est donc logique de privilégier ces dispositifs d'assistance lorsque la commande musculaire reste suffisamment précise pour les contrôler. Les BCI sont davantage réservées à des patients lourdement handicapés, n'ayant plus d'activité musculaire ou une activité erratique, pour lesquels ce type d'interface constitue l'unique moyen de communication.

Chez des patients atteints de DMD, la capacité de motricité évolue dans le temps, car elle est liée au caractère dégénératif de la maladie et à la fatigue du sujet au cours de la journée. C'est pourquoi il est intéressant, pour ces sujets, d'adapter l'outil d'assistance en leur proposant une BCI hybride qui associe à une BCI pure différentes modalités de contrôle. Plusieurs interfaces de ce type ont déjà été proposées : BCI et EMG [1], BCI et suivi du regard [7]... Nous focalisons nos travaux sur une interface hybride qui combine BCI, EMG et capteurs physiques. Les informations issues de ces différentes modalités sont fusionnées et pondérées en fonction de la fatigue du sujet pour répondre au mieux à l'évolution de la commande motrice.

La première section décrit les trois modalités d'entrée enregistrées par notre système, la deuxième le traitement des données multimodales. La dernière section détaille le contrôle de trajectoire pour naviguer en environnement virtuel ou pour déplacer un curseur orienté sur un écran.

BCI hybride

Notre BCI hybride combine un système BCI avec de l'EMG et des capteurs physiques. Ce système permet de détecter l'exécution réelle ou l'intention d'exécution d'un mouvement — selon la fatigue du sujet — à différents niveaux de la commande motrice :

- Distal : grâce à des capteurs physiques qui détectent un mouvement de doigt ;
- Musculaire : grâce à l'EMG. Des électrodes placées à la surface de la peau enregistrent l'activité électrique des cellules musculaires. L'analyse du signal recueilli par ces électrodes permet de détecter des bouffées EMG caractéristiques de la contraction musculaire (voir figure 1) ;
- Cérébral : grâce à une BCI détectant une activité de type imagerie motrice.

La réalisation ou l'imagination d'un mouvement active la zone du cortex moteur dédiée aux muscles qui permettent ce mouvement. Cette activation est caractérisée par une modification, synchrone au mouvement, de la puissance des rythmes mu [8-12 Hertz] et bêta [13-26 Hertz]. On détecte ces rythmes dans l'EEG [1] enregistré sur le cuir chevelu de l'individu grâce à un casque permettant de recueillir le signal cérébral en positionnant des électrodes à l'aplomb des zones de projection sur le cortex moteur des muscles activés.

1. Electro-Encéphalo-Gramme

La modification du rythme mu est caractérisée par une diminution de sa puissance avant et pendant le mouvement. On parle de désynchronisation liée à l'événement (ERD, Event Related Desynchronisation). Après le mouvement, la puissance du rythme mu croît pour revenir à sa valeur de base, on parle alors de synchronisation liée à l'événement (ERS, Event Related Synchronisation) (voir figure 1). La modification du rythme bêta lors d'un mouvement suit une évolution similaire à celle du rythme mu. On observe une désynchronisation avant et pendant le mouvement suivie d'une synchronisation après la fin de ce dernier. La synchronisation du rythme bêta est davantage prononcée et caractérisée par le « rebond » bêta (voir figure 1).

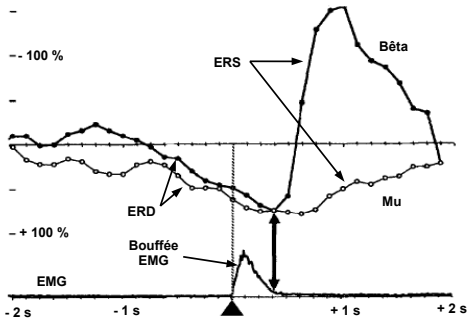


Figure 1 – Evolution des rythmes mu, bêta et de l'EMG lors d'un mouvement. Le triangle sur l'axe des abscisses marque le début du mouvement (source [3]).

Un paradigme de type imagination motrice (IM) permet de compléter l'information recueillie au niveau musculaire et distal. De plus, dans le cadre d'une utilisation prolongée, un paradigme de type IM est mieux adapté contrairement à un paradigme de type SSVEP (Steady-State Visual Evoked Potentials) qui devient vite contraignant pour l'utilisateur [5]. Une fois que les trois modalités de contrôle sont mises en place, les données qu'elles fournissent sont traitées et fusionnées sur un logiciel adéquat pour permettre le contrôle en temps-réel de l'application.

Des systèmes incluant plusieurs modalités de contrôle ont été proposés dans la littérature, [10, 11]. Néanmoins ils différent du notre sur plusieurs aspects. Le système proposé par [10] n'inclut pas de fusion des données. Il envisage uniquement la sélection d'une modalité de contrôle (joystick ou BCI) en fonction de mesures de qualité élaborées pour chacune d'entre elles. Dans [11], les auteurs fusionnent plusieurs canaux pour contrôler l'interface hybride. Cependant, ce système n'utilise pas de capteurs de l'activité distale. D'autre part, les canaux de contrôle sont fusionnés de façon statique, les poids de chaque modalité n'évoluant pas en fonction de l'état du patient. Notre travail s'inscrit dans la continuité de ces approches dans la mesure où nous envisageons l'utilisation d'une fusion dynamique qui permettra de prendre en compte les évolutions à court terme (fatigue) et long terme (dégénérescence) de l'état du patient.

Traitement des données multimodales

Dans le domaine de la multimodalité, la fusion ainsi que la fission de données sont des mécanismes importants à mettre en œuvre en IHM. Nous nous intéressons dans nos travaux à la fusion en entrée, pour un système multimodal intégrant au moins trois sources de données [12]. On a donc besoin de fusionner l'information provenant de l'activité cérébrale de l'utilisateur que l'on tente de mesurer, renforcée par des données plus sûres comme l'activité musculaire et la détection des changements d'états des capteurs physiques.



Figure 2 – Notre prototype d'interface BCI hybride

Nous supposons que l'utilisateur peut réaliser — simultanément ou non — deux mouvements simples d'un doigt de la main gauche et d'un doigt de la main droite. L'amplitude, la force ou encore la cadence de ces mouvements — c'est-à-dire une information analogique associée à une latéralité — est mesurée par les trois modalités, EEG, EMG et capteur de mouvement (par exemple un micro-joystick). On dispose ainsi de 6 signaux analogiques qu'il faut combiner afin de détecter des mouvements ou des intentions de mouvement gauche ou droit. Après l'étape de fusion, nous disposons de deux signaux de contrôle dont les valeurs indiquent si l'utilisateur réalise ou imagine un mouvement gauche (signal $l(t)$) ou droit (signal $r(t)$).

L'architecture actuelle repose sur deux PC : le premier recueille et traite les données provenant de l'utilisateur et des capteurs (input), tandis que le second est chargé des sorties du système vers l'utilisateur (output). Nous utilisons le logiciel OpenVibe développé par INRIA (`http://openvibe.inria.fr/`) pour traiter, fusionner les données et prendre des décisions. Les communications entre les deux machines sur le réseau se font grâce au protocole VRPN (Virtual-Reality Peripheral Network).

Dans un premier temps, l'application proposée à l'utilisateur lui permet de faire évoluer un personnage dans un monde 3D pour lui apprendre à utiliser le système de façon ludique. Une application de type contrôle d'un curseur est envisagée dans un second temps.

Dans la version actuelle du système, l'utilisateur peut actionner, avec ses index, deux boutons poussoirs positionnés à sa gauche et à sa droite (voir figure 2). Ces boutons sont reliés à une carte Arduino, qui enregistre en continu leur état. Ces deux informations sont envoyées vers le logiciel OpenVibe de la même façon que les signaux électrophysiologiques enregistrés par des électrodes placées sur l'utilisateur. Dans le plus simple des cas, lorsque les deux boutons sont actionnés simultanément, la fusion de données produit une trajectoire de l'avatar en ligne droite à vitesse constante. Dans les autres cas, les calculs de trajectoires sont dépendants du mode de pilotage paramétré que nous décrivons dans la section suivante.

Contrôle de trajectoire et curseur orienté

Ci-dessous, nous décrivons le contrôle de trajectoire d'un mobile dans un environnement virtuel, ou — ce qui est équivalent — de position et d'orientation d'un curseur dans un plan, à partir des signaux résultant de la fusion des trois modalités. En entrée du module de contrôle de trajectoire, nous disposons de deux signaux analogiques à valeurs positives, $l(t)$ et $r(t)$. Pour simplifier les notations, nous considérons que ces signaux sont continus — en pratique ils sont échantillonnés à la cadence imposée par le système d'acquisition — et nous omettons l'argument (t).

Équations cinématiques

En additionnant et soustrayant l et r, nous élaborons deux signaux $s = r + l$ et $d = r - l$ qui permettent de contrôler respectivement la vélocité et le changement de direction du mobile. Le principe est simple : quand l et r sont égaux — c'est-à-dire quand le signal différence d est nul — 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 vélocité du mobile. Ce mode de contrôle de trajectoire correspond à un mobile de type unicycle [4]. Les équations cinématiques permettant de calculer sa position et son orientation — définies par le vecteur d'état $(x\ y\ \theta)$ — sont données par :

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

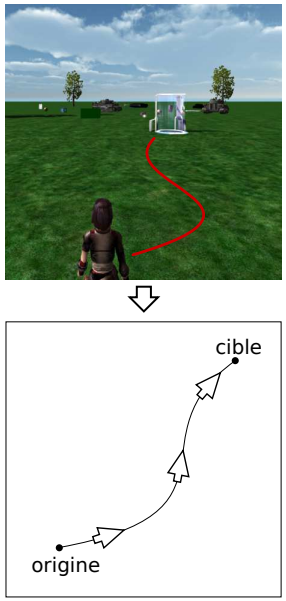


Figure 3 – Navigation virtuelle vs. curseur 2D + orientation

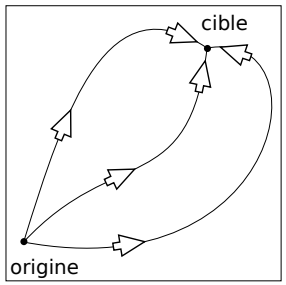


Figure 4 – Différentes trajectoires pour une même cible

dans lesquelles α et β sont des gains 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) ou 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 la commande de trajectoire. En premier lieu, afin de pouvoir suivre une trajectoire parfaitement rectiligne quand les signaux l et r ne sont pas égaux mais simplement « proches » l'un de l'autre, on peut ramener à zéro le signal d quand sa valeur absolue est inférieure à un seuil ϵ. 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 par la plupart des systèmes d'exploitations pour le contrôle du déplacement du curseur d'un dispositif de pointage [2].

Curseur orienté

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 3.

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. En effet, pour réaliser 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 de celle qui avait permis initialement de s'approcher de la cible. 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 (*cf.* figure 4).

Ainsi, une fois la cible atteinte, on dispose 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 par la myopathie de Duchenne, disposer de ce degré de liberté supplémentaire est d'une importance majeure.

Conclusion

Cet article présente la mise en place d'une BCI hybride combinant plusieurs modalités de contrôle : BCI, EMG et capteurs physiques. Ce système est conçu pour détecter le mouvement d'un doigt à différents niveau de la commande motrice. En tenant compte différemment de chaque composante, le système peut s'adapter à la motricité changeante de l'utilisateur. Il s'agit de travaux en cours dans la mesure où le système n'est pas encore pleinement fonctionnel. Concernant la composante BCI, la désynchronisation du rythme mu reste délicate à mettre en évidence de façon fiable. La synchronisation du rythme bêta (rebond bêta) est davantage visible et peut être utilisée dans un premier temps pour détecter un mouvement. Néanmoins, étant donné que le rebond bêta n'est observable qu'après le mouvement de l'utilisateur, un

certain laps de temps est nécessaire entre la réalisation du mouvement et sa détection effective. Concernant la fusion des données, aucun modèle n'a été déterminé même si dans un premier temps une approche possibiliste est envisagée. Enfin, l'évaluation de la fatigue musculaire chez le patient reste également problématique. Plusieurs indicateurs de fatigue musculaire peuvent être utilisés : indices extraits des signaux EMG, difficulté à réaliser la tâche en cours, etc.

Références

[1] Barreto, A. B., Scargle, S. D., Adjouadi, M., et al. A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities. *Journal of Rehabilitation Research and Development 37*, 1 (2000), 53–64.

[2] Casiez, G., and Roussel, N. No more bricolage ! methods and tools to characterize, replicate and compare pointing transfer functions. Dans *Actes d'UIST'11, 24th ACM Symposium on User Interface Software and Technology* (2011), 603–614.

[3] Derambure, P., Defebvre, L., Bourriez, J.-L., Cassim, F., and Guieu, J.-D. Désynchronisation et synchronisation liées à l'événement. étude de la réactivité des rythmes électrocorticaux en relation avec la planification et l'exécution du mouvement volontaire. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology 29*, 1 (1999), 53–70.

[4] Dudek, G., and Jenkin, M. *Computational Principles of Mobile Robotics*. Cambridge University Press, Cambridge CB2 2RU, 2000.

[5] Duprès, A., Cabestaing, F., and Rouillard, J. BCI exploitant les SSVEP : étude de la stabilité du classifieur dans le temps et des effets de l'aprentissage humain sur les performances de classification. Dans *Actes de la conférence Handicap'2014* (2014), 105–112.

[6] Edlinger, G., Kapeller, C., Espinosa, A., Torrellas, S., Miralles, F., and Guger, C. Multi-modal computer interaction for communication and control using EEG, EMG, EOG and motion sensors. Dans *Universal Access in Human-Computer Interaction. Design Methods, Tools, and Interaction Techniques for eInclusion*. Springer, 2013, 633–641.

[7] Finke, A., Koesling, H., and Ritter, H. Multi-modal human-computer interfaces for handicapped user groups : Integrating mind and gaze. Dans *Actes de Conf. Int. ACM on Ubiquitous Computing (UbiComp2010)* (2010), 1–4.

[8] Jeong, H., and Choi, J. An EMG-controlled graphic interface considering wearability. Dans *Actes de Human Computer Interaction, INTERACT'03* (2003), 958–961.

[9] Kosmyna, N., and Tarpin-Bernard, F. Une combinaison de paradigmes d'interaction cerveau-ordinateur et suivi du regard pour des interactions multimodales. Dans *Actes de la conférence Ergonomie, Interaction Homme-Machine (Ergo'IHM)* (2012), online.

[10] Kreilinger, A., Kaiser, V., Breitwieser, C., Williamson, J., Neuper, C., and Müller-Putz, G. R. Switching between manual control and brain-computer interface using long term and short term quality measures. *Frontiers in neuroscience 5* (2011).

[11] Leeb, R., Sagha, H., Chavarriaga, R., and del R Millán, J. A hybrid brain–computer interface based on the fusion of electroencephalographic and electromyographic activities. *Journal of neural engineering 8*, 2 (2011), 025011.

[12] Tarby, J.-C., and Rouillard, J. BCI et IHM : premiers retours d'expériences. Dans *Actes d'ERGOIA 2010* (2010).