

Utilisations thérapeutiques des interfaces cerveau-ordinateur

Aurélien Van Langenhove
LAGIS, CNRS UMR-8146,
USTL, bât P2
59655 Villeneuve d'Ascq CEDEX.
(aurelienvlg@gmail.com)

Marie-Hélène Bekaert
LAGIS, CNRS UMR-8146,
USTL, bât P2
59655 Villeneuve d'Ascq CEDEX.
(marie-helene.bekaert@univ-lille1.fr)

Jean-Paul Nguyen
Hôpital Laënnec,
Service de neurochirurgie
44093 Nantes CEDEX.
(jeanpaul.nguyen@chu-nantes.fr)

Résumé—Les interfaces cerveau-ordinateur (BCI : Brain-Computer Interfaces) permettent une communication directe entre l'homme et l'ordinateur. L'activité cérébrale de l'individu est enregistrée, analysée et traduite en commandes destinées à l'ordinateur. Les principales applications actuelles des BCI dans le domaine des technologies de l'assistance sont : l'aide à la communication pour les patients atteints de paralysie musculaire complète et la récupération du mouvement pour les personnes présentant une infirmité motrice (contrôle par la pensée d'une orthèse, d'une prothèse ou d'un robot). Il apparaît aujourd'hui que les interfaces cerveau-ordinateur peuvent également être utilisées dans une approche thérapeutique par neurofeedback dans le cadre d'une rééducation ou d'une récupération fonctionnelle. Dans cette communication, nous passons en revue les diverses utilisations thérapeutiques des systèmes d'interface cerveau-ordinateur. Nous retraçons également une expérience clinique durant laquelle une BCI a été utilisée comme outil d'aide à la rééducation motrice par un patient atteint d'une hémiplégié du côté droit.

Index Terms—interface cerveau-ordinateur ; récupération fonctionnelle ; neurofeedback.

I. INTRODUCTION

Les interfaces cerveau-ordinateur ouvrent un canal de communication direct entre notre cerveau et la machine [1].

Lorsque la communication se fait de l'ordinateur vers le cerveau, il s'agit plus précisément d'interfaces ordinateur-cerveau. Ces interfaces, pour la plupart invasives par nature, établissent une communication de l'ordinateur vers le cerveau par stimulation électrique, via des implants neuronaux. Ces systèmes sont conçus pour : restaurer des fonctions sensorielles ; transmettre des informations sensorielles ; stimuler le cerveau par des signaux électriques générés artificiellement [2] [3].

Inversement, lorsque la communication se fait du cerveau vers l'ordinateur, les BCI donnent à l'individu un canal de communication supplémentaire vers l'extérieur, par le biais de l'activité cérébrale, pour : restaurer des fonctions motrices (contrôle d'orthèses ou de prothèses) ; contrôler des machines (bras de robot, fauteuil roulant) ; communiquer avec l'environnement [4] [5] [6]. Ces interfaces peuvent être invasives. Dans ce cas, l'activité cérébrale est enregistrée par de minuscules pavés d'électrodes ou par des électrodes isolées, implantés en intracortical, en épidual ou en subdural au niveau du cortex. Le plus souvent, elles sont non-invasives. Dans ce cas,

l'activité cérébrale est enregistrée au niveau du cuir chevelu (scalp EEG : électroencéphalogramme).

Le principe de fonctionnement d'une interface cerveau-ordinateur est schématisé Fig. 1. Dans de nombreuses applications, les BCI offrent un feedback, souvent visuel parfois sonore ou tactile, à l'utilisateur. Ce feedback permet un retour d'informations de l'ordinateur vers l'utilisateur. Par exemple, dans le cas d'une interface BCI synchrone de type « P300-Speller », basée sur la détection de potentiels évoqués par des stimuli (ERP : Event Related Potentials), l'ordinateur affiche la lettre épelée [7]. Dans le cas d'une interface BCI asynchrone, basée sur la variation volontaire des rythmes cérébraux (potentiels corticaux lents, rythmes moteurs μ ou β) ou sur la reconnaissance de signaux EEG spontanés (liés à certaines activités cognitives), l'utilisateur apprend grâce au feedback à contrôler son activité cérébrale en contrôlant le déplacement d'un curseur. Par la pensée, ou plus exactement par la maîtrise des variations de certains rythmes cérébraux, l'utilisateur peut ensuite diriger le curseur d'une application informatique [8] ou piloter un robot mobile [9].

Le principe de feedback utilisé par ces BCI dérive de l'EEG-biofeedback (ou neurofeedback). Nous proposons, dans la première partie de cet article, d'étudier les différentes utilisations possibles des interfaces cerveau-ordinateur dans le cadre thérapeutique. Dans la seconde partie, nous présentons l'utilisation d'une BCI pour une rééducation motrice.

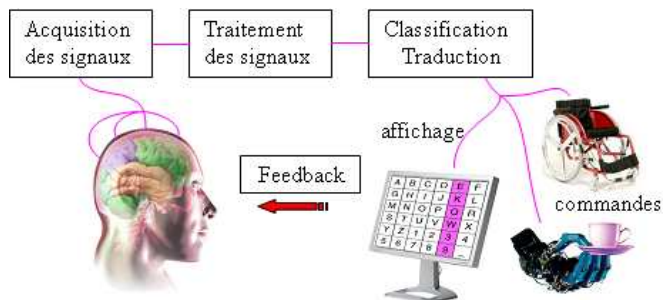


FIG. 1. Structure d'une interface cerveau-ordinateur

II. INTERFACE CERVEAU-ORDINATEUR ET APPROCHE THÉRAPEUTIQUE

L'emploi thérapeutique du neurofeedback est né aux USA au début des années 1970. Le principe d'un système neurofeedback est présenté Fig. 2.

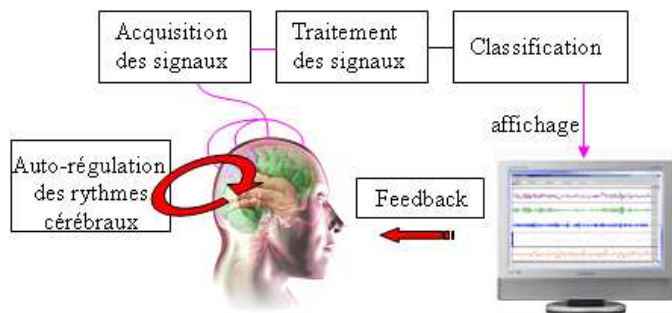


FIG. 2. Structure d'un système neurofeedback

Il consiste à récupérer et à présenter au patient les signaux cérébraux caractéristiques de son état mental. Le patient, par un entraînement spécifique, apprend à augmenter l'activité des signaux dans une bande de fréquences choisie (par exemple les signaux du rythme sensorimoteur, 8 à 12hz) et à diminuer les autres signaux. Il parvient ainsi à moduler ses propres réactions physiologiques. Les études réalisées sur la régulation des potentiels corticaux lents, des rythmes sensorimoteurs et de la réponse BOLD (Blood Oxygen Level Dependent response, mesurable par fMRI) ont montré divers effets sur le comportement. La régulation des potentiels corticaux lents permet par exemple : de diminuer le temps de réaction dans les tâches motrices; d'accélérer les décisions lexicales; d'accroître les performance de la mémoire.

La comparaison des Fig. 1 et 2 montre que les interfaces cerveau-ordinateur sont structurellement identiques aux systèmes de neurofeedback. En effet, les mêmes outils d'enregistrement, de traitement de signal et de classification sont utilisés par les deux systèmes. La différence entre les deux repose essentiellement sur l'utilisation du feedback. L'objectif du biofeedback est d'amener le patient dans un état mental voulu, en lui permettant de contrôler son activité cérébrale, puis de le maintenir un certain temps dans cet état. Si un curseur est utilisé en feedback visuel, le but est alors d'amener le curseur sur une cible matérialisant l'état mental voulu et de l'y maintenir le temps demandé.

Cet objectif explique à lui seul la diversité et la richesse imaginative (graphique, sonore ou tactile) du feedback offert par les systèmes neurofeedback. Les premières applications des BCI étant tournées vers la communication palliative ou la commande de robots, le contrôle de l'activité mentale représente ici un moyen pour basculer d'une classe à une autre (sélectionner une lettre ou ne pas la sélectionner / à gauche, à droite, monter ou descendre).

Toutefois, un domaine récent d'application des BCI est l'étude des mécanismes de fonctionnement normal, de dys-

fonctionnement et de récupération aussi bien que l'aide au diagnostic et à la rééducation fonctionnelle [10]. Dans le cas d'une BCI synchrone, les potentiels évoqués peuvent permettre l'étude de la récupération des mécanismes neuronaux liés au langage chez des patients aphasiques suite à un accident vasculaire cérébral [11]. Avec une BCI asynchrone, le contrôle des potentiels corticaux lents permet, dans certains cas, de réduire les crises d'épilepsie [12]. Les interfaces cerveau-ordinateur peuvent aussi avoir une valeur en rééducation neuronale, pour les patients sévèrement handicapés, en renforçant l'usage des chemins neuronaux endommagés et en augmentant leur plasticité [13].

Enfin l'utilisation des interfaces cerveau-ordinateur pour la rééducation motrice ne doit pas être négligée [14]. La suite de cet article présente une expérience clinique réalisée sur un patient hémiparétique. L'interface cerveau-ordinateur a ici été utilisée comme outil d'aide à la récupération motrice (mouvement de la main).

III. EXPÉRIMENTATION

A. Contexte

Le sujet de notre expérimentation est un homme de 39 ans, qui a subi un traumatisme crânien. Ce dernier a entraîné des contusions profondes au niveau du tronc cérébral, ayant entraîné une hémiparésie du côté droit et des douleurs neuropathiques. Ce type de douleur est souvent résistant aux traitements médicamenteux. Une alternative thérapeutique satisfaisante est alors la stimulation du cortex moteur [15]. En effet, la neurostimulation représente une avancée majeure dans le traitement des douleurs chroniques rebelles. Le patient a subi une opération chirurgicale au CHU de Nantes. Elle consiste à placer des électrodes sur la dure-mère (ménige qui entoure les deux encéphales, Fig. 3), au dessus des zones sensori-motrices du cortex qui correspondent aux membres douloureux, afin de les stimuler électriquement. Cette stimulation a pour conséquence la diminution totale ou partielle des douleurs.

Nous avons utilisé les électrodes de stimulation implantées, pour mesurer l'activité cérébrale du patient et l'utiliser pour piloter une interface cerveau-ordinateur. Notre interface a été utilisée comme un outil de rééducation permettant au patient d'apprendre à contrôler l'activité motrice de sa main pour qu'il en retrouve l'usage. En effet, malgré son hémiparésie, le sujet a gardé un contrôle partiel du membre supérieur droit, et notamment de la main.

B. Phénomène neurophysiologique utilisé

Le phénomène neurophysiologique utilisé pour piloter l'interface est la désynchronisation du rythme cérébral μ au niveau de la partie du cortex moteur correspondant à la main déficiente du patient. Un rythme cérébral est caractérisé par sa localisation au niveau du cortex et par la bande de fréquences où l'information apparaît dans le signal que l'on mesure. Le rythme μ est localisé au niveau des aires sensorimotrices (Fig. 4), et se caractérise par des fréquences comprises dans une bande allant de 8 à 12 Hertz.

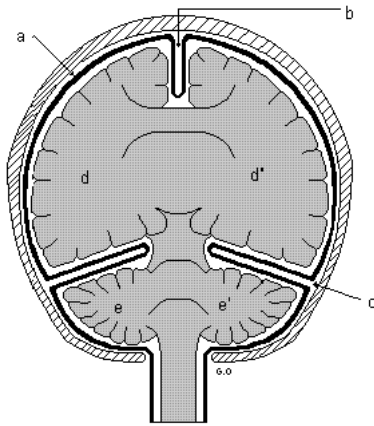


FIG. 3. Coupe frontale du crâne.
a : dure-mère. b : faux du cerveau. c : tente du cervelet. d et d' : hémisphères cérébraux. e et e' : hémisphères cérébelleux.

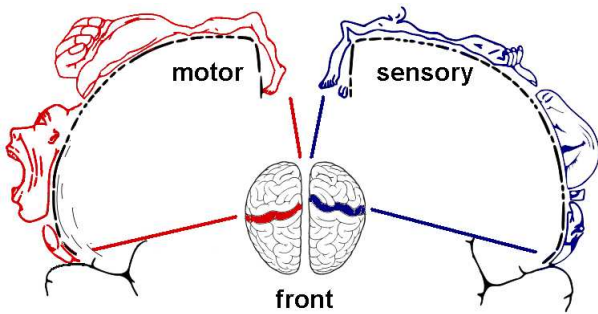


FIG. 4. Localisation des aires sensorimotrices au niveau du cortex (au centre), avec une coupe verticale des aires motrice et sensorielle (Homunculus de Penfield). La surface corticale est proportionnelle à l'importance fonctionnelle du segment corporel représenté. Ainsi le membre supérieur occupe une plus grande surface que le membre inférieur, la main occupe une très grande surface, et plus encore le pouce.

Sur la Fig. 5, on peut voir le spectre de deux signaux mesurés sur le cuir chevelu d'un patient à l'emplacement C3 défini par le système international de placement d'électrodes 10/20. Cet emplacement est au dessus de la zone corticale de la main droite. Le spectre tracé en trait plein correspond à un signal mesuré pendant que le patient bouge la main droite (par exemple en ouvrant et fermant périodiquement la main). Le spectre tracé en trait pointillé correspond à un patient au repos. On observe qu'il y a une diminution significative de la puissance du signal dans la bande de fréquences 8 à 12 Hz quand le patient bouge la main.

C. Mesures

Lors de l'expérimentation, deux types de signaux biologiques ont été mesurés. Ces signaux correspondent à :

- l'activité musculaire de la main du membre déficient : signaux d'ElectroMyoGraphie (EMG). Deux électrodes d'EMG ont été placées sur l'avant bras droit du patient là où se trouvent les muscles qui contrôlent l'ouverture

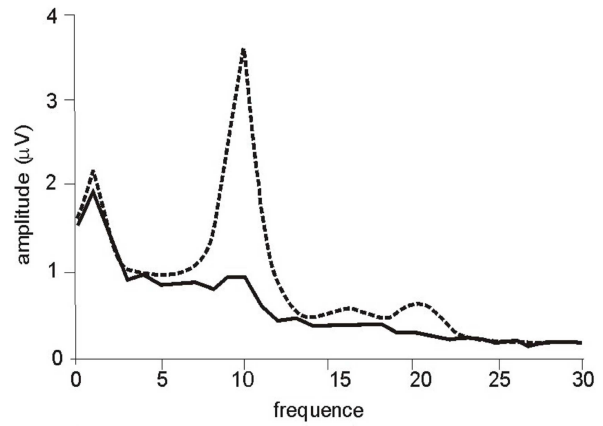


FIG. 5. Spectre de deux signaux mesurés sur le cuir chevelu d'un patient à l'emplacement C3.
En trait plein : spectre correspondant à un mouvement de la main du patient.
En trait pointillé : spectre pour le même patient au repos.

et la fermeture de la main.

- l'activité cérébrale des aires sensorimotrices correspondant à la main du membre déficient mesurée grâce aux électrodes implantées pour le traitement de la douleur. Comme nous l'avons expliqué précédemment (III-A), ces électrodes de stimulation ont été implantées sur la dure-mère du patient, au dessus des aires sensorimotrices correspondant à ses membres paralysés.

Toutes les électrodes sont connectées à un amplificateur de signaux biologiques. Ce dernier mesure la différence de potentiels de chaque électrode par rapport à une électrode de référence, placée sur la mastoïde droite du patient. De plus, pour effectuer les mesures, la terre de l'appareil doit être connectée avec le patient. Cette connection est réalisée par une électrode placée sur l'avant-bras valide du sujet (bras gauche). L'amplificateur est configuré de la manière suivante :

- Fréquence d'échantillonnage : 512 Hz.
- Filtre passe-bande [0.1Hz ; 200Hz] du 8ème ordre.
- Filtre stop-bande [48Hz ; 52Hz] du 4ème ordre.

D. Interface cerveau-ordinateur utilisée

On utilise un système BCI portable assemblé dans nos laboratoires [16]. Il est constitué d'un amplificateur de signaux biologiques de la marque Güger Technologies, modèle gUSBamp, d'un ordinateur portable, du logiciel BCI2000, et d'un écran plat. L'interface mesure, enregistre et traite les signaux pour les transformer en commandes. Ici le retour d'informations sensorielles ou feedback est exclusivement visuel, il est projeté sur l'écran plat. La Fig. 6 montre le feedback présenté au patient lorsqu'il est utilisé. Le carré au centre représente un curseur qui peut se déplacer verticalement.

L'interface isole le rythme μ dans le signal correspondant à l'aire motrice de la main. La valeur de la puissance du signal dans la bande de fréquences 8-12Hz est soustraite à un seuil correspondant à la moitié de la puissance maximale (la puissance maximale est obtenue au repos). Le résultat est multiplié par un coefficient qui nous permet de corrélérer

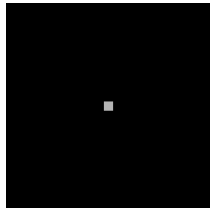


FIG. 6. Feedback présenté au patient.

la force du mouvement avec la vitesse de déplacement du curseur. Quand le patient garde sa main handicapée immobile, le curseur tombe. Dès que le patient bouge la main, le curseur monte. Si le patient maintient le mouvement, le curseur atteint le haut de l'écran. Plus le mouvement est performant, en termes de force et de rapidité, plus la puissance du rythme μ diminue, ce qui accélère la montée du curseur vers le haut de l'écran. L'expérimentateur peut jouer sur deux valeurs : la valeur du seuil et celle du coefficient de corrélation. En diminuant le seuil, la difficulté de l'exercice est augmentée (de façon imagée, le curseur paraît plus "lourd" à élever). En jouant sur le coefficient de corrélation, le déplacement du curseur est moins rapide (de façon imagée, le curseur paraît freiné).

E. Chronologie de l'expérience

L'expérience se déroule en deux phases.

La première consiste à mesurer l'activité cérébrale du patient pendant une tâche d'ouverture et de fermeture de la main déficiente, sans utiliser le feedback de l'interface cerveau-ordinateur. Cette mesure est divisée en deux épisodes de dix secondes. Les dix premières secondes, le patient ne doit faire aucun mouvement et rester détendu. Puis, sur une indication de l'expérimentateur, le patient commence à ouvrir et fermer la main pendant dix secondes. Cette tâche est réalisée un nombre de fois significatif (de dix à quinze fois) pour permettre l'analyse des données recueillies et déterminer :

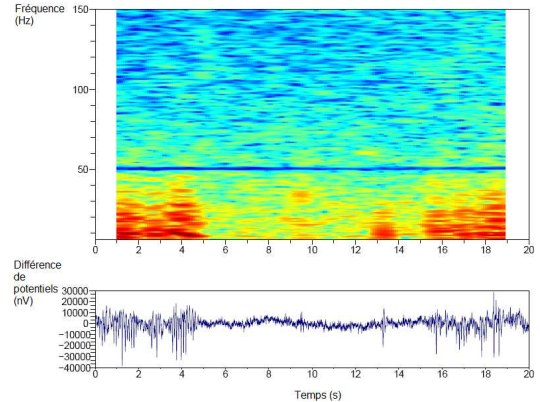
- quelle paire d'électrodes choisir pour mettre le plus en évidence possible l'activité cérébrale du patient au niveau de l'aire motrice de la main.
- quels paramètres de configuration de l'interface choisir pour qu'elle réponde correctement aux ordres que lui donnera le patient lors du mouvement.

La seconde phase de l'expérience correspond aux différentes séances d'entraînement du patient. Pendant ces séances, le sujet de l'expérimentation tente, à de nombreuses reprises, de bouger sa main invalide par des mouvements d'ouverture et de fermeture. Chaque tentative dure vingt secondes environ. Pendant les cinq premières secondes, le patient doit rester immobile et décontracté. Les cinq secondes écoulées, l'expérimentateur lui donne l'instruction de commencer l'exercice d'ouverture et de fermeture de la main. La consigne donnée au patient est d'ouvrir et de fermer la main le plus vite possible. Après dix secondes d'exercice, l'expérimentateur donne l'instruction au patient de cesser les mouvements et de rester immobile et décontracté. L'enregistrement se poursuit

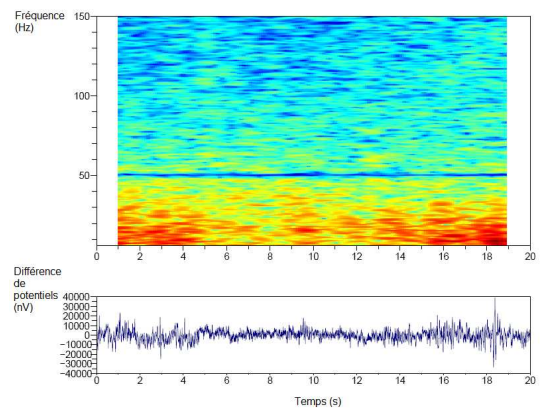
pendant cinq secondes après l'arrêt des mouvements. Une tentative sur deux est réalisée sans feedback. Lorsque ce dernier est utilisé, l'objectif fixé au patient est de faire monter le curseur jusqu'en haut de l'écran. Pour y parvenir, il lui faut réaliser les mouvements d'ouverture et de fermeture de sa main invalide le plus vite possible.

IV. RÉSULTATS

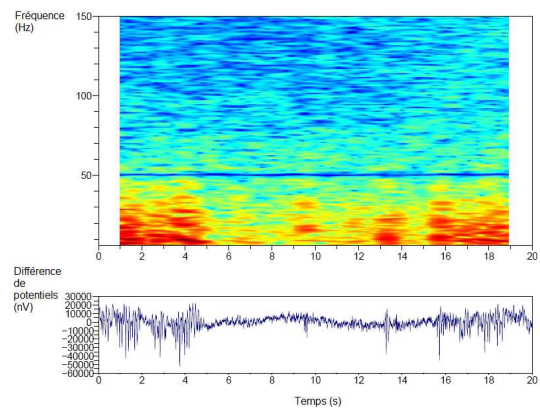
A. Choix des électrodes



(a) : Electrode de mesure voie 6-Electrode de référence voie 1.



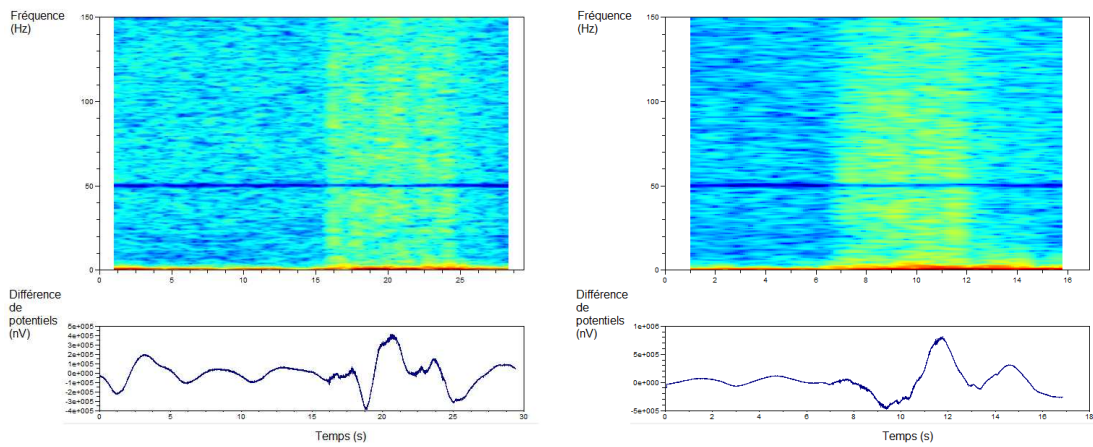
(b) : Electrode de mesure voie 8-Electrode de référence voie 1.



(c) : Electrode de mesure voie 6-Electrode de référence voie 4.

FIG. 7. Choix des électrodes de mesure et de référence.

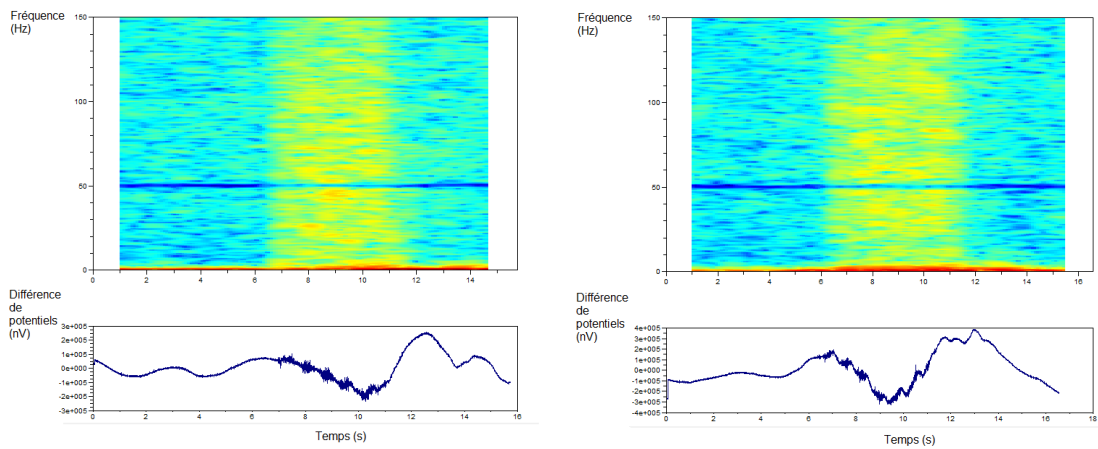
Deux bandelettes d'électrodes ont été implantées au dessus



(a) : Tentative 1.

(b) : Tentative 3.

FIG. 8. EMG des tentatives sans feedback.



(c) : Tentative 2.

(d) : Tentative 4.

FIG. 9. EMG des tentatives avec feedback.

du cortex sensorimoteur : une bande de quatre électrodes (voies 1 à 4) sur l'aire du pied et une sur celle de la main (voies 5 à 8). On commence par choisir l'électrode de mesure la plus appropriée dans l'aire de la main. Pour ce faire, on observe les spectrogrammes des signaux obtenus en faisant une mesure bipolaire entre les couples de voies suivants : 5-1, 6-1, 7-1, 8-1.

Les Fig. 7(a), (b) et (c), présentent des spectrogrammes de signaux bipolaires enregistrés durant cette expérimentation. Un spectrogramme est une représentation en fonction du temps de la puissance du signal dans une bande de fréquence. Il s'agit donc d'une fonction de deux variables — le temps sur l'axe horizontal et la fréquence sur l'axe vertical — dont la valeur est ici représentée par une couleur : dans la gamme des bleus pour des valeurs faibles, jusqu'à la gamme des rouges pour des valeurs élevées, en passant par le jaune pour les valeurs intermédiaires.

Sur les figures 7(a) et (b), on vérifie que la voie 6 est la plus appropriée : après cinq secondes d'enregistrement, on observe une diminution de la puissance du signal beaucoup

plus marquée sur la Fig. 7(a) que sur la Fig. 7(b). Cette diminution reflète la désynchronisation des rythmes μ et β qui se produit lors du mouvement.

En pratique, on constate que la désynchronisation des signaux affecte toutes les fréquences basses du spectre, phénomène difficile à mettre en évidence sur des signaux enregistrés en surface. D'autre part, on vérifie également que les enregistrements effectués avec des électrodes intra-craniennes permettent d'enregistrer des bandes de fréquences hautes — supérieures à 30Hz — qui sont presque toujours inaccessibles en surface.

On choisit ensuite l'électrode de référence parmi les quatre électrodes situées dans l'aire du pied. On observe donc les spectrogrammes des signaux obtenus en faisant une mesure bipolaire entre les couples de voies suivants : 6-1, 6-2, 6-3, 6-4. Les Fig. 7(a) et (c), extraites des résultats, montrent que la voie 1 est la plus appropriée.

B. Choix des paramètres

Pour cette expérience, les paramètres des blocs traitement de signal et classifieur ont été définis manuellement grâce à des signaux simulés, présentant des caractéristiques identiques à celles des signaux cérébraux enregistrés (amplitude et fréquence).

C. Interprétation des résultats sur une séance exemple

Durant une même séance, le sujet réalise plusieurs tentatives de mouvement, certaines avec feedback et certaines sans. Chaque tentative dure vingt secondes (cinq secondes de repos, dix secondes de mouvement, cinq secondes de repos). Les Fig. 8 et 9 donnent le résultat de l'EMG pour les quatre premières tentatives d'une même séance. On constate sur les tentatives avec feedback (Fig. 9) la présence de bouffées de forte puissance dans les hautes fréquences du spectre. Cette puissance est corrélée à l'intensité de la force de fermeture de la main. De plus les bouffées apparaissent plus distinctement sur les tentatives avec feedback et correspondent chacune à un mouvement complet de fermeture de la main. Sur la Fig. 8, aucune bouffée n'est visible et le spectrogramme montre clairement une puissance moindre.

Enfin, l'observation visuelle du patient lors des tentatives a montré qu'en présence d'un feedback les mouvements semblaient complets et rapides alors que, sans feedback, ils semblaient plus laborieux et moins puissants.

V. CONCLUSION

La littérature ne relate pas d'expérience ayant utilisé les interfaces cerveau-ordinateur dans le cadre d'une rééducation fonctionnelle. On trouve essentiellement des exemples où une BCI est utilisée pour restaurer le mouvement d'un membre totalement paralysé par le biais d'une orthèse. L'expérience pratiquée à Nantes, semble montrer que la rééducation motrice pourrait être un nouveau domaine d'application des BCI en milieu clinique.

Les électrodes implantées sur la dure-mère nous ont permis de récupérer des signaux de très bonne qualité, ce qui explique sans doute le succès de cette brève expérience. Les résultats présentés sur le bio-feedback utilisent des informations extraites des bandes de fréquence « basses », similaires à celles extraites des signaux de surface dans la plupart des autres études. Cependant, comme les signaux intracrâniens permettent d'accéder à des informations portées par des composantes de plus hautes fréquences — par exemple le rythme γ dans la bande 50 – 200Hz — il est probable que la discrimination des mouvements soit facilitée avec ces signaux.

L'accès aux électrodes n'a été possible que durant trois jours, les résultats doivent donc être vérifiés par un protocole expérimental plus précis, plus long et sur une population plus large. Il reste également à comparer ces résultats avec ceux que fourniraient des signaux enregistrés en surface sur les mêmes patients.

RÉFÉRENCES

- [1] G. Dornhege, J. Del R. Millán, T. Hinterberger, D. J. McFarland, and K.R. Müller, *Toward Brain-Computer Interfacing*. MIT Press, 2007.
- [2] J. Rouger, S. Lagleyre, B. Fraysse, and S. Deneve, "Evidence that cochlear-implanted deaf patients are better multisensory integrators," *Proceedings of the National Academy of Science of the USA*, vol. 104, no. 17, pp. 7295–7300, 2007.
- [3] P. Dowsey-Limousin and P. Pollak, "Deep brain stimulation in treatment of parkinson's disease : a review and update," *Clinical Neuroscience Research*, vol. 1, no. 6, pp. 521–526, 2001.
- [4] G. Pfurtscheller, G.R. Müller-Putz, J. Pfurtscheller, and R. Rupp, "EEG-based asynchronous BCI control functional electrical stimulation in a tetraplegic patient," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, vol. 19, pp. 3152–3155, 2005.
- [5] J. Philips, J. Del R. Millán, G. Vanacker, E. Lew, G. Ferran, P.W. Ferrez, H. Van Brussel, and M. Nuttin, "Adaptive shared control of a brain actuated simulated wheelchair," *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 408–414, 2007.
- [6] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.
- [7] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayouhd, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, "A comparison of classification techniques for the P300 speller," *Journal of Neural Engineering*, vol. 3, no. 4, pp. 299–305, 2006.
- [8] S.A. Wills and D.J.C. MacKay, "DASHER : An efficient writing system for brain-computer interfaces ?" *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 244–246, 2006.
- [9] J. Del R. Millán, F. Renkens, J. Mourino, and M. Gerstner, "Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1026–1033, 2004.
- [10] M. Stokes and C.J. James, "W9 brain-computer interfacing (BCI) in rehabilitation," *Workshops/Clinical Neurophysiology*, vol. 117, pp. S25–S31, 2006.
- [11] F. Pulvermuller, B. Mohr, and W. Lutzenbergers, "Neurophysiological correlates of word and pseudo-word processing in well-recovered aphasics and patients with right-hemispheric stroke," *Psychophysiology*, vol. 41, no. 4, pp. 584–591, 2004.
- [12] B. Kotchoubey, U. Strehl, C. Uhlmann, S. Holzapfel, M. König, W. Fröscher, V. Blankenhorn, and N. Birbaumer, "Modification of slow cortical potentials in patients with refractory epilepsy : a controlled outcome study," *Epilepsia*, vol. 42, no. 3, pp. 406–416, 2001.
- [13] B.H. Dobkin, "Brain-computer interface technology as a tool to augment plasticity and outcomes for neurological rehabilitation," *The Journal of Physiology*, vol. 579, no. 3, pp. 637–642, 2007.
- [14] N. Birbaumer and L.G. Cohen, "Brain-computer interfaces : communication and restoration of movement in paralysis," *The Journal of Physiology*, vol. 579, no. 3, pp. 621–636, 2007.
- [15] J.P. Nguyen, J.P. Lefaucheur, C. L. Guerinel, J.F. Eizenbaum, N. Nakano, A. Carpentier, P. Brugières, B. Pollin, S. Rostaing, and Y. Keravel, "Motor cortex stimulation in the treatment of central and neuropathic pain," *Medical Research*, vol. 31, pp. 263–265, 2000.
- [16] A. Van Langenhove, M.H. Bekaert, and F. Cabestaing, "Vers une BCI utilisable en dehors du milieu clinique," *1ère Conférence Internationale sur l'Accessibilité et les Systèmes de Suppléance aux personnes en situations de Handicaps, ASSISTH'2007*, pp. 369–375, 2007.