HAL
open science

Les interfaces cerveau-machine pour la palliation du handicap moteur sévère

Claudine Botte-Lecocq, François Cabestaing

To cite this version:

Claudine Botte-Lecocq, François Cabestaing. Les interfaces cerveau-machine pour la palliation du handicap moteur sévère. Handicap'2008, Jun 2008, Paris, France. pp.180-189. hal-00804940

HAL Id: hal-00804940

https://hal.science/hal-00804940v1

Submitted on 26 Mar 2013

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.

Les interfaces cerveau-machine pour la palliation du handicap moteur sévère

Claudine Lecocq, François Cabestaing
LAGIS, Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique & Signal, CNRS UMR-8146,
Université des Sciences et Technologies de Lille, 59655 Villeneuve d'Ascq CEDEX.
(claudine.lecocq@univ-lille1.fr)

***Abstract*— Dans cette communication, nous décrivons le principe des interfaces cerveau-machine et passons en revue leurs domaines d'application pour la palliation d'un handicap moteur sévère. Les interfaces cerveau-machine permettent à un utilisateur d'interagir directement avec une machine sans nécessiter d'action musculaire. De ce fait, elles sont bien adaptées à la palliation des handicaps moteurs, lesquels interdisent au patient tout mouvement volontaire. L'activité cérébrale du patient est enregistrée, analysée puis transformée en commandes. Ces dernières peuvent être utilisées par un système de communication palliative, en général de type clavier virtuel. Ces commandes peuvent également être destinées à un fauteuil roulant permettant à la personne handicapée de récupérer une autonomie partielle.**

I. Introduction

Certaines personnes victimes d'un grave accident vasculaire dans la région du tronc cérébral restent ensuite dans un état de paralysie musculaire complète. Ils ne peuvent alors plus communiquer avec leur entourage, bien qu'ils disposent de toutes leurs facultés cognitives, d'où l'appellation « syndrome d'enfermement » (en anglais LIS : Locked-In Syndrom). En France, la prévalence de ce syndrome est d'environ 500 malades. D'autre part, les patients atteints de sclérose latérale amyotrophique (SLA ou maladie de Charcot) souffrent du même syndrome d'enfermement durant le dernier stade de la maladie. La prévalence de la SLA est d'environ 8 à 9 000 malades, mais l'incidence de cette maladie dégénérative est équivalente à celle de la sclérose en plaques, du fait de la faible espérance de vie des patients. On peut donc considérer qu'un peu moins de dix mille personnes en France souffrent du syndrome d'enfermement.

Les interfaces cerveau-machine, ou BMI (Brain-Machine Interface), semblent ouvrir la voie vers une nouvelle palliation de cette forme de handicap, ainsi que d'autres formes sévères de handicap moteur résultant d'un accident vasculaire, d'une lésion de la moelle épinière ou encore d'une infirmité motrice cérébrale.

Une interface cerveau-machine peut être vue comme un système de commande convoyant des messages uniquement via l'activité cérébrale. Elle est constituée de différents éléments. Tout d'abord, en entrée, on trouve un sous-système chargé d'acquérir et de numériser les signaux liés à l'activité cérébrale du patient. Ensuite, un sous-système est chargé de traiter ces signaux, de les classer et de les traduire en commandes. Enfin, ces commandes sont exploitées pour piloter un équipement de différente nature selon le domaine d'application visé, qu'il s'agisse de la robotique, du multimédia ou de l'aide à la personne handicapée. Bashashati *et coll.* proposent un état de l'art des différents algorithmes de traitement des signaux électriques issus du cerveau intégrés dans les interfaces BMIs [1], tandis que Lotte *et coll.* passent en revue les différentes techniques de classification employées dans les BMIs [2] et que d'autres auteurs proposent un état de l'art plus général se rapportant aux interfaces BMIs [3], [4], [5] et [6].

Dans cet article, nous nous focalisons sur le dernier élément de cette chaîne, les aspects liés à l'acquisition et au traitement des signaux n'entrant pas directement dans les thématiques abordées durant la conférence. En premier lieu, les différents éléments constituant une interface BMI, les paradigmes de communication homme/machine, ainsi que les signaux typiquement fournis à la partie opérative sont détaillés dans la section II. Ensuite, dans la section III, nous passons en revue les différents processus mentaux pouvant servir à établir un lien de communication direct entre le cerveau de l'utilisateur et la machine.

L'objectif général d'une interface BMI dédiée à une personne handicapée est d'enregistrer et d'interpréter son activité neuronale volontaire ou involontaire — lorsqu'elle réalise une tâche visuelle, motrice ou cognitive — afin de contrôler des équipements tels qu'un ordinateur, un fauteuil roulant ou une prothèse. Dans ce cadre, les applications BMI peuvent être regroupées en trois grandes catégories selon la nature de l'aide apportée aux handicapés.

Le premier domaine d'application, exploré maintenant depuis une vingtaine d'années, est la communication palliative. Il s'agit de rétablir ou de faciliter la communication avec le monde extérieur de patients atteints du LIS ou de la SLA, dont les symptômes limitent très fortement à la fois la parole et le mouvement. Grâce à ce type d'interface, les patients vont pouvoir émettre des demandes, exprimer des messages ou enregistrer leurs expériences. La section IV décrit les interfaces les plus connues de cette première catégorie, qui se différencient essentiellement par les processus mentaux auxquels elles font appel, ainsi que par l'interface utilisateur mise en oeuvre.

Les interfaces BMI peuvent également viser à augmenter l'autonomie et la mobilité des handicapés moteurs comme les tétraplégiques, en commandant directement par la pensée leur fauteuil roulant, ou en agissant sur leur environnement dans le cadre d'applications domotiques. La section V décrit les

applications actuelles et leurs limites dans ce domaine.

Enfin, les signaux mesurant l'activité cérébrale des patients lors de l'imagination d'un mouvement, ou lors d'une tâche d'imagerie mentale, peuvent également être exploités pour commander des prothèses dans le cadre de la réadaptation fonctionnelle. Ces recherches, qui sont menées pour l'instant à un niveau très expérimental, ne seront pas détaillées dans cet article.

II. Caractéristiques d'une interface BMI

Dans cette partie, nous présentons les caractéristiques principales des interfaces cerveau-machine, à savoir : le niveau d'invasivité nécessaire à l'acquisition des signaux, les paradigmes permettant d'établir une communication entre l'utilisateur et la machine — nécessitant ou non un apprentissage de la part de l'utilisateur — et enfin les types de signaux de commande élaborés par l'interface BMI.

A. BMI invasive ou non-invasive

L'activité cérébrale d'un individu se manifeste par l'apparition de potentiels électriques et de champs magnétiques au niveau de son crâne. Ce sont souvent les potentiels électriques qui sont enregistrés dans le cas des BMIs, que ce soit au niveau du cuir chevelu (scalp-EEG : électroencéphalogramme), à la surface du cortex (ECoG : électrocorticogramme), ou avec des électrodes implantées dans le cerveau. On distingue de ce fait les approches qualifiées d'*invasives* — du fait qu'elles nécessitent l'installation de capteurs à l'intérieur du crâne — de celles, *non invasives*, qui se contentent de recueillir les signaux en surface.

Dans les interfaces les plus invasives, une ou plusieurs micro-électrodes sont implantées directement dans le cerveau du patient, en général dans le cortex. Quand une électrode est en contact direct avec un neurone, elle enregistre son activité électrique post-synaptique et/ou les potentiels d'action émis sur son axone. En revanche, si cette électrode n'est pas située à proximité d'un seul neurone, elle enregistre la moyenne des activités électriques des neurones voisins, ou « potentiel de champ local » (LFP : local field potential). Les informations contenues dans ces signaux, liées à l'activité du ou des neurones voisins de l'électrode, sont codées dans la cadence d'émission de potentiels d'actions ou dans les amplitudes des rythmes du LFP dans une gamme de fréquences.

A un niveau moins invasif, des groupes d'électrodes planes organisées sous forme de matrice permettent d'enregistrer le potentiel électrique de la surface du cortex. Le potentiel électrique enregistré résulte de la superposition des activités post-synaptiques de milliers de neurones, et porte donc une information plus moyennée et moins discriminante. Ces grilles d'électrodes sont utilisées couramment pour le traitement chirurgical des épilepsies graves. Leur implantation nécessite cependant de rompre la barrière immunitaire que constitue la dure-mère du fait qu'elles sont placées en contact direct avec le cortex. Une approche beaucoup moins invasive, reposant sur l'enregistrement des signaux au moyen d'électrodes extra-durales, a également été envisagée et testée récemment.

Enfin, la technique non invasive la plus couramment utilisée consiste à enregistrer en surface le potentiel électrique au moyen d'électrodes placées en contact direct avec la peau. Afin de garantir une mesure fiable, l'impédance de contact doit être réduite au minimum, en général grâce à l'utilisation d'un gel conducteur. Cette fois, le potentiel enregistré résulte de la combinaison des activités d'immenses populations neuronales. De ce fait, les informations utiles — relatives à l'activité de l'individu liée à la tâche de communication — se trouvent noyées dans le bruit engendré par l'activité non corrélée de toutes les autres populations de neurones du cerveau.

A l'heure actuelle, la majorité des recherches BMI portant sur l'être humain reposent sur une acquisition non invasive des signaux. En premier lieu, l'expérimentation se trouve simplifiée car un simple système d'EEG associé à un ordinateur permet de mettre en oeuvre des techniques BMI. Cette simplicité a permis à de nombreuses équipes spécialisées en traitement et classification de signaux de débuter des recherches sur la thématique des BMI. D'autre part, tant que les méthodes invasives n'auront pas montré leur supériorité — en termes de rapidité et fiabilité de la commande ou de disponibilité 24 heures sur 24 du système — les patients favoriseront naturellement les techniques ne nécessitant pas le recours à la chirurgie.

B. BMI synchrone ou asynchrone

On peut également différencier les interfaces BMI en fonction du paradigme utilisé pour établir la communication entre l'utilisateur et la machine. Les interfaces BMI qualifiées d'*asynchrones* analysent l'activité volontaire de l'individu, qui conserve donc à tout instant la maîtrise de la communication avec la machine. Dans ce cas, le système analyse en continu les signaux liés à l'activité cérébrale de l'utilisateur et catégorise périodiquement son état mental. Par exemple, l'utilisateur peut réaliser différentes tâches mentales — imaginer des mouvements 3D complexes, effectuer un calcul mental, penser à de la musique — qui activent des zones suffisamment différentes du cerveau pour que le système soit capable de les différencier.

Certaines interfaces asynchrones mesurent les variations temporelles des rythmes — la forme fréquentielle de l'information électrique — liés à l'activité motrice de l'individu. Ces variations de l'amplitude d'un rythme peuvent être détectées puis transformées en commandes. Cependant, acquérir un contrôle volontaire et parfaitement maîtrisé des rythmes moteurs nécessite un apprentissage de longue durée, en général plusieurs semaines à raison de deux à trois séances par semaine. Durant ces séances d'apprentissage, le système visualise en temps-réel les informations extraites des signaux sous une forme facilement compréhensible : le bio-feedback. C'est ce retour d'information qui permet progressivement à l'utilisateur d'acquérir un contrôle volontaire de l'amplitude de certains rythmes cérébraux.

Un autre paradigme de communication, initialement proposé par Farwell et Donchin [7], est utilisé dans les BMI qualifiées de *synchrones*. Il consiste à détecter dans les signaux EEG des potentiels évoqués par des stimuli perçus par l'individu.

L'interface génère les stimuli — visuels, auditifs ou tactiles — puis détecte dans les signaux les potentiels évoqués par ces derniers. Dans cette approche, c'est le système qui est maître de la tâche de communication, l'utilisateur devant se contenter éventuellement de réagir ou non à une série de stimuli. Le principal avantage de cette approche réside dans le fait que la réponse à un stimulus sensoriel est un phénomène inné, donc qui ne nécessite pas d'apprentissage particulier.

C. Signaux de commande élaborés par le BMI

Le rôle essentiel d'une interface BMI est d'acquérir les signaux EEG puis, à partir de ces signaux bruts, d'élaborer, quelque soit le paradigme retenu, des commandes assurant le contrôle de la machine par l'individu. Ces signaux de commande peuvent porter une information de type « tout ou rien », comme s'ils étaient fournis par un interrupteur. Dans ce cas, le débit d'informations élémentaires envoyées vers la partie opérative de l'interface se chiffre en bits par seconde, comme pour tout autre support binaire de communication. Ce flot d'informations binaires peut naturellement être transformé en données dont la sémantique est plus complexe, par exemple en pilotant la sélection d'éléments dans une liste.

Certaines techniques de traitement des signaux cérébraux fournissent un résultat correspondant directement à la sélection d'un choix dans une liste d'options. C'est le cas par exemple pour les interfaces intégrant un processus de reconnaissance de l'état mental, ce dernier étant sélectionné parmi plusieurs états prédéfinis connus a priori par le système. Dans ce cas, le débit binaire d'informations est augmenté par un facteur tenant compte du nombre d'options possibles.

Enfin, quelques approches asynchrones fournissent directement des signaux de commande de type analogique, qui permettent un contrôle progressif des éléments présents dans l'interface, par exemple la position d'un curseur. Dans certains cas, plusieurs signaux indépendants peuvent être générés simultanément par l'interface, ce qui permet à la partie opérative de disposer de plusieurs degrés de liberté. Dans le cas de signaux analogiques, le débit d'information au sens binaire défini précédemment est théoriquement infini, mais en pratique limité par le rapport signal sur bruit.

III. Processus mentaux exploités dans les BMI

Afin d'établir un canal de communication direct entre la machine et l'utilisateur, il convient de sélectionner un paradigme impliquant un processus mental parfaitement maîtrisable par ce dernier. Cela n'implique pas que le « code neural » sous-jacent soit parfaitement connu, expliqué ou même identifié. Ce paradoxe est souvent mis en avant par les chercheurs travaillant dans le domaine des BMI, qui en général explorent un domaine situé à mi-chemin entre deux extrêmes : d'une part le décodage du code neural, visant à faire progresser la compréhension du fonctionnement cérébral, et d'autre part l'extraction dans les ondes cérébrales d'un signal utile à la communication homme/machine, sans forcément se poser la question de son origine.

Dans cette section, nous passons en revue les principaux processus mentaux exploités dans les BMI décrites dans la littérature, d'abord dans le cas asynchrone, puis pour les interfaces synchrones. Dans chaque cas, nous précisons s'il y a ou non nécessité d'un apprentissage de la part de l'utilisateur, et indiquons le type et le débit d'informations pouvant être transmis à la partie opérative.

A. Interfaces asynchrones

Les principaux signaux suivants, découlant de l'activité cérébrale spontanée d'un individu, sont utilisés dans les interfaces asynchrones :

Variations des potentiels corticaux lents (SCPS : Slow Cortical Potential Shifts). Les SCPS sont des variations très progressives du potentiel cortical moyen, durant de quelques centaines de millisecondes jusqu'à plusieurs secondes. La plupart des individus peuvent apprendre à contrôler leur potentiel cortical afin de provoquer une variation positive ou négative, qui est ensuite transformée en commande par la BMI. Un retour d'information visuel (bio-feedback), généralement un affichage sous forme simple de son potentiel cortical, est fourni à l'utilisateur afin de l'aider durant le processus d'apprentissage [8]. Le signal élaboré par l'interface est en général de type analogique, augmentant ou diminuant avec la positivité du SCPS. Le débit reste cependant limité, du fait de la lenteur du processus à l'origine du signal utile.

Activité oscillatoire sensorimotrice. L'activité cérébrale enregistrée à l'aplomb du cortex sensorimoteur se modifie durant l'activité motrice, lors de la planification du mouvement ou encore pendant que l'individu imagine qu'il réalise un mouvement. Plus précisément, l'énergie des signaux dans la bande de fréquences μ (8-15Hz) et la bande β (15-35Hz) décroît dans l'hémisphère opposé au côté où se déroule le mouvement (controlatéral) et augmente dans l'autre (ipsilatéral). Les changements, en amplitude et en fréquence, sont très variables d'un individu à l'autre, et ils évoluent fortement au cours du temps. Le signal fourni est de type analogique et ses variations temporelles sont plus rapides que celles obtenues dans le cas des SCPS. Grâce au bio-feedback, il est également possible d'apprendre à contrôler ces variations dans le cas de mouvements imaginés, afin de piloter une BMI à un ou deux degrés de liberté [9].

Signaux EEG spontanés. Quand un individu réalise une tâche mentale, autre que celle correspondant à des mouvements réels ou imaginés, son activité électrique cérébrale se trouve également modifiée. Des tâches complexes, qui entraînent l'activation de larges groupes de neurones, comme le calcul mental ou le fait d'imaginer des mouvements d'objets dans l'espace, ont une influence non négligeable sur les signaux EEG. L'activation de zones spécifiques du cerveau peut être identifiée par la BMI durant une phase d'apprentissage afin d'être ensuite utilisée pour commander la machine. Ces interfaces fournissent une information de type sélection d'un choix dans une liste, à une cadence qui peut actuellement atteindre deux sélections par seconde [10].

B. Interfaces synchrones

Dans une BMI synchrone, ce n'est pas l'activité spontanée du cerveau qui est exploitée, mais sa réponse à un stimulus. Cette dernière est détectée dans les signaux puis transformée en commandes. Du fait que cette réponse cérébrale est une caractéristique innée de l'individu, l'utilisation de ce type de BMI nécessite en général un apprentissage très limité. Deux types principaux de réponses cérébrales sont utilisés dans les BMIs synchrones :

Potentiels évoqués visuels de bas-niveau (SSVERs : Steady State Visual Evoked Responses). Les SSVERs apparaissent normalement dans le cortex visuel primaire après un stimulus visuel. Des formes très texturées, comme des damiers comportant des cases blanches et noires, dont le contraste est modulé à une fréquence fixe, entraînent l'apparition de très forts potentiels de type SSVER. Ces derniers se manifestent comme une augmentation de l'amplitude du signal EEG dans la bande de fréquence correspondant à celle du stimulus. Les utilisateurs peuvent apprendre à contrôler l'amplitude de leurs SSVERs grâce au bio-feedback et ensuite utiliser ce talent pour interagir avec la BMI [10]. Dans ces systèmes, l'efficacité et la rapidité dépendent principalement de la capacité du patient à contrôler et maintenir constante la direction de son regard. Le signal fourni est de type sélection d'un choix parmi une liste, le nombre d'options étant égal au nombre de damiers lumineux clignotant à des fréquences différentes présents sur l'afficheur. Le débit d'informations est directement lié à la rapidité des mouvements oculaires de l'utilisateur.

Potentiels évoqués par un évènement (ERPs : Event Related Potentials). Les ERPs sont des signaux électriques de faible durée qui sont engendrés par une réponse du cerveau à des stimuli extérieurs, qu'ils soient visuels, auditifs ou encore tactiles. Le temps de latence séparant le stimulus de l'ERP dépend de la complexité de la tâche mentale que le stimulus a suscité. Par exemple, les ERPs de type P300 apparaissent environ 300 millisecondes après le stimulus, d'où leur appellation. Ils sont reliés à une tâche cognitive, comme le fait de compter les apparitions d'un type particulier de stimulus. Dans les BMIs exploitant les ERPs, des motifs spatio-temporels spécifiques à l'individu et décrivant son activité cérébrale après stimulus sont détectés dans les signaux EEG puis utilisés afin de générer des commandes binaires [7].

Dans les BMIs synchrones, les stimuli sont présentés à l'utilisateur à une cadence très rapide afin d'augmenter le débit d'informations permettant la communication. Selon le type de stimulation auquel l'utilisateur est soumis, les signaux élaborés par l'interface peuvent être binaires ou de type sélection d'un choix dans une liste.

Dans la suite de cet article, nous décrivons comment les différents paradigmes évoqués précédemment ont été utilisés afin de développer des interfaces de communication palliative et des systèmes de pilotage d'un fauteuil roulant.

IV. Les interfaces BMI de Communication Palliative

Les interfaces BMI de communication palliative peuvent être vues comme des claviers virtuels permettant à un individu de saisir un texte sans la moindre activité musculaire. La difficulté essentielle d'un système de communication palliative contrôlé par la pensée est de faire correspondre un petit nombre d'états mentaux — extraits de l'analyse des signaux cérébraux — à un grand nombre de symboles d'écriture (26 lettres, 10 chiffres, ainsi que des signes de ponctuation), compte tenu du faible rapport signal/bruit du signal d'entrée. Dans cette section, nous présentons les BMI de communication palliative les plus répandues, qui diffèrent avant tout par le paradigme de communication homme/machine qu'elles exploitent et leur niveau d'expérimentation.

A. P300 speller

Le P300 speller ou « matrix speller », initialement proposé par Farwell et Donchin [7], est une interface de communication BMI non-invasive synchrone basée sur la détection des ERPs cognitifs de type P300. Cette interface permet à l'utilisateur de saisir un texte sur ordinateur, en remplaçant le traditionnel clavier AZERTY par une matrice 6×6 affichée à l'écran et constituée des 26 lettres de l'alphabet, des 9 chiffres non nuls et d'un symbole servant à annuler la saisie précédente (voir figure 1).

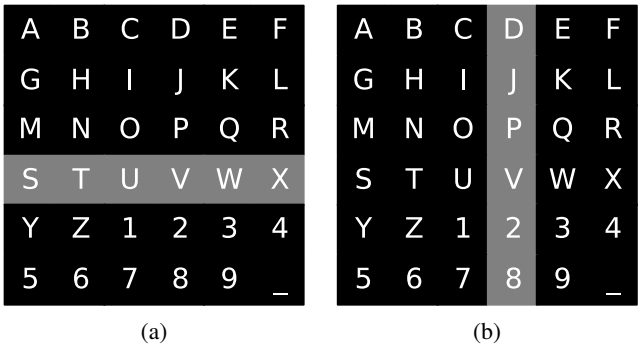


Fig. 1. Matrice du P300 Speller. (a) Intensification d'une ligne. (b) Intensification d'une colonne.

Pour chaque caractère à saisir, chacune des 6 colonnes et des 6 lignes de la matrice est intensifiée durant 100 ms dans un ordre aléatoire. Il est demandé à l'utilisateur de focaliser son attention sur le caractère qu'il veut saisir, et de compter le nombre d'intensifications qui l'affectent. Comme nous l'avons vu dans la section III-B, cette tâche cognitive de comptage entraîne la génération d'ERPs de type P300 automatiquement détectés par l'interface BMI. Cette dernière peut alors déterminer quelle ligne et quelle colonne contient le caractère sélectionné par l'utilisateur, et donc l'identifier puis l'afficher à l'écran en feedback. La séquence de 12 intensifications est répétée plusieurs fois pour le même caractère, afin d'améliorer son taux de reconnaissance par l'interface BMI.

Depuis 1988, les performances du P300 Speller n'ont cessé de croître grâce aux améliorations apportées notamment en

termes de techniques d'acquisition et de filtrage des signaux EEG, de techniques de classification permettant de décider de la présence ou non d'un ERP, et d'adaptation aux utilisateurs dans la phase de calibration de l'interface BMI [11], [12]. Les effets de la taille de la matrice et de l'intervalle de temps séparant 2 séquences successives sur les performances du P300 Speller en mode ligne ont été étudiés dans [13], tandis que les performances des méthodes de classification utilisées lors de la phase de décision de la présence ou non d'un ERP ont été étudiées dans [14]. La vitesse de saisie, en mode hors ligne, est passée de 2,3 caractères par minute en 1988 pour un individu valide [7] à 7,8 caractères par minute en 2000 pour des individus valides ou paraplégiques [11], le taux de reconnaissance des caractères par l'interface BMI étant de 80 % dans les 2 cas. Les résultats obtenus lors de l'utilisation du P300 Speller par des patients atteints du syndrome d'enfermement sont relatés dans [15].

B. L'interface TTD

Contrairement au P300 speller, l'interface TTD (Thought Translation Device) est de type non invasive asynchrone détectant les variations des potentiels corticaux lents (voir section III-A) [8]. Le principe général de cette interface, mise au point à l'intention de sujets atteints de SLA, est de saisir un caractère par dichotomies successives de l'alphabet (voir figure 2). Initialement, l'alphabet apparaît à l'écran divisé en deux parties égales. L'utilisateur sélectionne la partie de l'alphabet qui contient la lettre qu'il cherche à saisir en générant une variation de son potentiel cortical lent. L'interface BMI reconnaît alors la partie de l'alphabet sélectionnée qui est elle-même divisée en 2 sous-parties affichées à l'écran en remplacement des 2 parties de l'itération précédente. L'utilisateur peut alors sélectionner de nouveau la sous-partie qui contient le caractère à saisir. Ce processus de sélection est réitéré jusqu'à ce que l'utilisateur soit amené à ne sélectionner qu'un caractère parmi 2 possibles, entraînant l'affichage du caractère retenu en feedback.

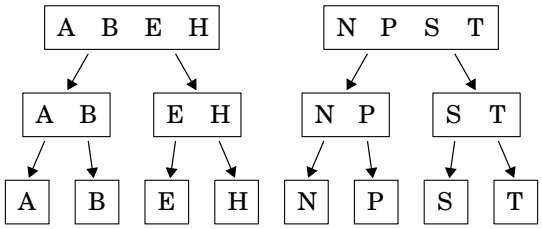


Fig. 2. Sélection dichotomique du TTD (d'après [16])

Cette interface a été utilisée par 5 patients atteints de SLA durant plusieurs mois, qui ont ainsi pu communiquer avec le monde extérieur à la vitesse moyenne d'une lettre toutes les 2 minutes [8]. Depuis son développement, le TTD a été agrémenté d'un LSP (LSP : Language Support Program) qui permet une large sélection de lettres dans plusieurs langues [17]. De plus, Pham *et coll.* proposent de remplacer les stimuli visuels utilisés par le TTD pour la sélection dichotomique ainsi que les informations visuelles de feedback par des stimuli et feedbacks auditifs [18].

C. Claviers virtuels sur la base de l'interface Graz-BCI

Dans [19], les auteurs utilisent ce même principe de dichotomies successives de l'alphabet pour proposer une interface de communication palliative non-invasive asynchrone basée sur l'analyse de l'activité sensorimotrice. Toute la partie allant de l'acquisition des signaux jusqu'à l'élaboration des signaux de commande permettant de piloter le processus de saisie des caractères a été conçue à partir de l'interface standard Graz-BCI [20], [21].

La phase d'apprentissage de cette interface respecte le protocole ci-dessous, répété plusieurs fois, chaque répétition étant appelée un essai. L'essai commence par l'affichage à l'écran d'une croix, suivi 2 secondes plus tard d'une courte tonalité. Une flèche apparaît alors à l'écran, et sa direction (droite-gauche) indique à l'utilisateur s'il doit imaginer un mouvement de la main droite ou de la main gauche. En feedback, la largeur d'un curseur affiché à l'écran s'étend vers la droite ou la gauche selon le mouvement imaginé. L'essai, qui dure environ 8s, prend alors fin, et l'écran est effacé jusqu'à l'essai suivant. Le temps entre 2 essais successifs (variant de 0,5s à 2,5s), ainsi que la direction de la flèche affichée, sont générés de manière aléatoire afin d'éviter tout phénomène d'adaptation de l'utilisateur au système d'apprentissage.

La structure du clavier virtuel est la même que celle décrite dans la section IV-B. Cinq niveaux de dichotomie sont nécessaires pour sélectionner une lettre parmi les 26 de l'alphabet tandis que 2 niveaux supplémentaires sont implémentés pour décider d'accepter ou non la lettre sélectionnée. Dans le cas d'un refus, l'utilisateur peut encore choisir entre rejeter uniquement la lettre en cours ou la lettre en cours et la lettre précédente.

Les essais ont été effectués par des personnes valides sur 2 sessions de 2 jours consécutifs. La session du premier jour a débuté par une phase d'apprentissage au cours de laquelle l'utilisateur a effectué 40 fois 40 essais pour permettre la calibration de l'interface. La phase de saisie a consisté à saisir des textes prédéfinis. La vitesse de saisie des personnes ayant testé cette interface a varié de 0,5 à 1,02 caractères corrects par minute.

Scherer *et coll.* ont proposé une interface de communication palliative par l'imagination de 3 mouvements (main droite, main gauche, et pied), entraînant la nécessité d'adapter le Graz-BCI à la détection de trois classes [22]. Durant la phase d'apprentissage, lorsque l'utilisateur doit imaginer le mouvement du pied, le système lui signale en affichant une flèche dirigée vers le bas.

Dans cette interface, l'écran est présenté en 2 parties. Une première partie (20 %) est utilisée pour afficher le texte déjà saisi. La deuxième partie (80 %) est utilisée pour la saisie proprement dite, et donc pour l'affichage en dynamique des lettres de l'alphabet qui apparaissent sur 2 colonnes (soit à gauche soit à droite de l'écran à raison de 1 sur 2 (ACEGIJK…à gauche, BDFHJL…à droite). Toutes les 5

lettres, une commande "DELETE" et une commande "OK" sont insérées. Seules 5 lettres sont affichées dynamiquement de chaque côté de l'écran. Tant que l'utilisateur imagine le mouvement du pied, les lettres défilent du bas vers le haut de l'écran. Une fois le défilement arrêté, l'utilisateur peut choisir de sélectionner le caractère situé en haut à gauche ou en haut à droite en imaginant soit un mouvement de la main gauche soit un mouvement de la main droite. Cette amélioration a permis de faire passer la vitesse de communication à une moyenne de 3 caractères corrects par minute.

D. L'interface Hex-o-Spell

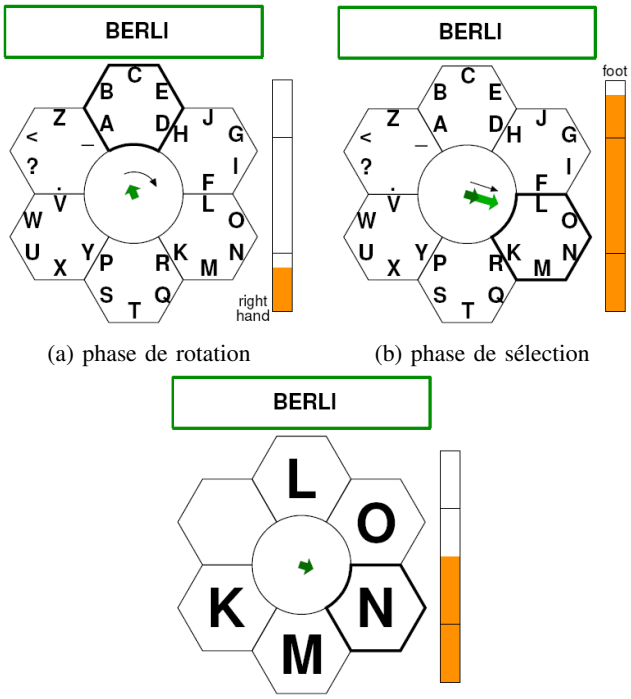
L'interface de communication palliative Hex-o-Spell est de type non invasive asynchrone, basée sur l'analyse des variations spontanées des signaux EEG (voir section III-A). Au sein de cette interface Hex-o-Spell, toute la partie allant de l'acquisition jusqu'à l'élaboration des signaux de commande permettant de piloter le processus de saisie des caractères est effectuée à l'aide de la BBCI : Berlin Brain Computer Interface [23]. Selon [24], les techniques d'apprentissage développées au sein de BBCI permettent d'apprendre les paramètres du système de reconnaissance des états mentaux d'imagination de mouvement dès la première session de tests.

Pour piloter l'interface de communication Hex-o-Spell présentée dans [25], [26], l'utilisateur doit imaginer deux mouvements que sont le mouvement de la main droite et le mouvement du pied droit. L'interface utilisateur, illustrée sur la figure 3, est composée de 6 hexagones contenant chacun 5 symboles (lettres ou signes de ponctuation), entourant un cercle dans lequel se trouve une flèche dont le déplacement circulaire permet la saisie du texte. Lorsque l'utilisateur imagine le mouvement de la main droite, la flèche (de longueur faible) tourne dans le sens des aiguilles d'une montre (voir figure 3(a)), tandis que lorsqu'il imagine le mouvement du pied droit, la longueur de la flèche augmente jusqu'à toucher et donc sélectionner l'hexagone correspondant (voir figure 3(b)). Dans ce cas, tous les autres hexagones disparaissent de l'interface écran pour laisser place à 6 hexagones contenant, pour 5 d'entre eux, l'une des 5 lettres de l'hexagone précédemment sélectionné (voir figure 3(c)). La procédure de sélection d'un hexagone précédemment décrite doit donc être itérée une seconde fois afin de sélectionner la lettre désirée. La sélection de l'hexagone vide permet le retour à l'étape initiale de sélection.

Cette interface de communication a été testée par 2 volontaires valides sur une session de 4 heures entrecoupées de pauses. La vitesse de saisie du premier volontaire a varié entre 2.3 et 5 caractères par minute tandis que celle du second était comprise entre 4.6 et 7 caractères par minute.

E. Le DASHER-BCI

Récemment, S. Wills a suggéré d'adapter l'interface de communication DASHER initialement proposée par D. Ward et D. MacKay [27] aux besoins des personnes présentant un handicap moteur sévère, en y insérant une composante BMI [28].



(a) phase de rotation (b) phase de sélection

(c) nouvelles options

Fig. 3. Ecran de saisie de l'interface Hex-o-Spell dans les différentes phases de la sélection d'un caractère.

Le DASHER est une interface de saisie de texte prédictive composée d'un curseur et d'une série de lettres à travers lesquelles l'utilisateur navigue pour composer des mots. Généralement, l'utilisateur contrôle le mouvement du curseur à l'aide d'un organe d'entrée bidimensionnel tel qu'une souris, un joystick, un écran tactile, ou un dispositif de suivi du regard [29]. Néanmoins, le curseur peut également être contrôlé par un organe d'entrée monodimensionnel, comme la souris régie par le souffle, qui fait déplacer le curseur le long d'une courbe à l'intérieur de l'écran bidimensionnel [30].

Le DASHER utilise un modèle de langage qui prédit la probabilité d'apparition de chacune des lettres en fonction du contexte, et lui alloue un espace à l'écran en conséquence, comme illustré sur la figure 4(b). Une phase d'apprentissage permet la saisie d'un ensemble de mots qui constituent le dictionnaire de base du modèle. Ce dernier s'enrichit au fur et à mesure de l'utilisation de l'interface. Plus le modèle prédictif est précis, plus nombreux sont les caractères du mot qui peuvent être sélectionnés à l'aide d'un simple mouvement du curseur rendant la saisie plus facile et plus rapide. Des tests ont montré que cette interface permet la saisie par des personnes valides à la vitesse de 25 mots par minute après une heure d'utilisation du DASHER avec une souris, allant jusque 35 mots par minute pour une personne expérimentée. Cette vitesse de saisie est à comparer à celle d'un utilisateur saisissant le même texte à l'aide d'un clavier AZERTY classique, qui est de l'ordre de 40 à 60 mots par minute pour une personne expérimentée [27].

Pour que le DASHER puisse être exploitable par les per-

sonnes souffrant d'un handicap moteur sévère, il est nécessaire d'y intégrer une interface BMI qui, à partir des signaux EEG, va générer la commande de déplacement du curseur [28]. Le DASHER-BCI proposé par Felton *et coll.* est une interface de communication palliative de type non-invasive asynchrone basée sur l'activité oscillatoire sensorimotrice [31]. La phase d'apprentissage consiste tout d'abord à demander à l'utilisateur d'imaginer différents mouvements et de sélectionner les deux mouvements imaginés les plus discriminatoires. L'utilisateur est alors entraîné à contrôler le déplacement rectiligne d'un curseur à l'écran à partir de l'imagination de ces deux mouvements. Le système utilisé pour l'interfaçage BMI est le BCI'2000 [32].

A l'issue de la phase d'apprentissage, l'utilisateur peut donc contrôler la position verticale du curseur qui permet la navigation dans le paysage du DASHER. Les auteurs rapportent les résultats de l'expérimentation de ce DASHER-BCI par 5 personnes valides. Les performances obtenues montrent que le DASHER-BCI est une interface de communication potentielle pour les personnes victimes d'un handicap moteur sévère. La difficulté majeure dans l'exploitation du DASHER-BCI se situe au niveau de l'attention et du contrôle permanents que le pilotage du système nécessite. Il est aussi important de noter que les auteurs concluent que le DASHER-BCI n'est pas encore prêt à être directement utilisable par des personnes handicapées.

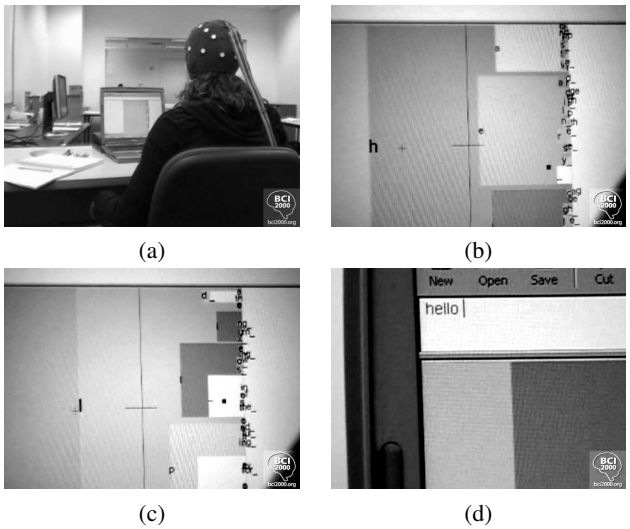


Fig. 4. Contrôle du système DASHER par une BCI. (a) l'utilisatrice portant un bonnet EEG est assise en face de l'ordinateur. (b,c) l'utilisatrice se déplace dans le paysage DASHER en contrôlant la position verticale du curseur. (d) le mot "hello" a été épelé en moins de 30 secondes (images extraites d'une vidéo du site web BCI2000).

V. Pilotage d'un fauteuil roulant par une interface BMI

Tandis que certaines interfaces BMI visent à améliorer la communication des personnes atteintes d'un handicap moteur sévère avec le monde extérieur, d'autres sont développées pour augmenter leur autonomie. C'est ainsi que plusieurs équipes se concentrent actuellement sur le développement de fauteuils roulants pilotés par l'activité cérébrale via une BMI.

A. *Tanaka* et coll., *Université de Tokyo*

Tanaka *et coll.* ont été les premiers à proposer un fauteuil roulant électrique dont la direction du déplacement est commandée par la pensée [33]. L'interface BMI utilisée est de type non invasive asynchrone basée sur l'analyse des signaux EEG spontanés dans la bande 0,5 - 30 Hz. Durant la phase d'apprentissage, il est demandé à l'utilisateur d'imaginer intensément le déplacement du fauteuil vers la droite ou vers la gauche pendant 20 secondes, et ce 5 fois par côté. Les signaux EEG acquis durant ces 20 secondes à la fréquence de 1024 Hz constituent l'ensemble d'apprentissage nécessaire à l'interface BMI pour discriminer ces 2 déplacements imaginés [34].

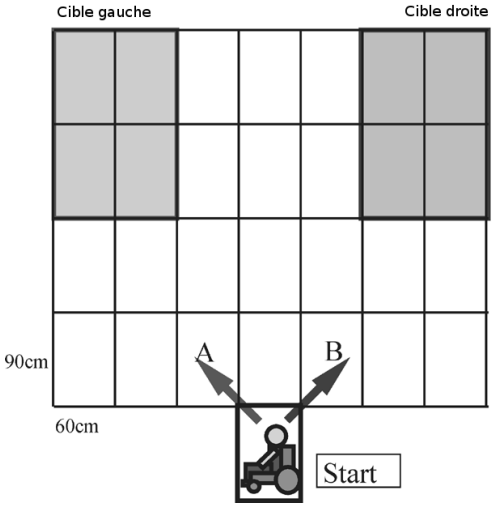


Fig. 5. Déplacement du fauteuil piloté par l'interface BMI afin d'atteindre l'une ou l'autre des cibles.

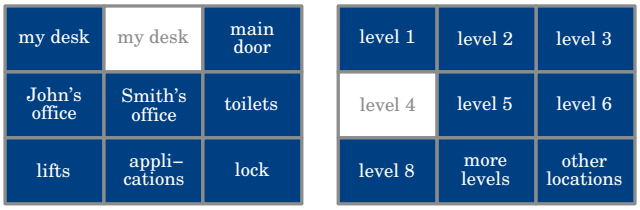
Le fauteuil ainsi équipé d'une interface BMI, a été testé par 6 personnes valides dont la tâche était d'atteindre l'une ou l'autre des 2 zones dites cibles d'une pièce vide, ces 2 zones étant respectivement situées à l'extrême gauche et à l'extrême droite de la pièce (voir figure 5). Cette pièce est virtuellement divisée en 28 rectangles de 60×90 cm.

Le protocole expérimental est défini comme suit. Pour chaque expérience, l'utilisateur, qui se situe dans la position initiale repérée sur la figure 5, reçoit en consigne la cible à atteindre. L'utilisateur pense alors à la direction dans laquelle il doit se diriger pour atteindre la cible. Après la phase de reconnaissance de cette pensée par l'interface qui dure plusieurs secondes, le fauteuil se déplace automatiquement de 45 degrés dans la direction reconnue au sein d'un rectangle. L'utilisateur réitère alors sa demande jusqu'à atteindre la cible. L'expérience est un succès lorsque l'utilisateur atteint la cible en ayant effectué un nombre de déplacements effectifs dans la bonne direction supérieur ou égal au nombre de déplacements effectifs dans la mauvaise direction, le nombre de déplacements corrects étant de 3. Chaque expérience a été renouvelée 20 fois pour chaque personne. Le taux moyen de réussite est de 80 % pour l'ensemble des utilisateurs.

B. *Rebsamen* et coll., *Université de Singapour*

Durant ces dernières années, plusieurs équipes de chercheurs ont travaillé sur des techniques de conduite partagée d'un fauteuil roulant dans le but d'aider les personnes fortement handicapées. Très récemment, Rebsamen *et coll.* ont développé une interface destinée à piloter automatiquement les déplacements d'une personne lourdement handicapée au sein d'un immeuble d'un endroit à l'autre le long de chemins prédéfinis et balisés [35]. Pour les personnes atteintes du syndrome d'enfermement, les auteurs proposent d'y intégrer une interface BMI pour le choix des destinations [36]. L'interface BMI utilisée est de type non invasive synchrone basée sur la détection des ERPs cognitifs de type P300.

Le fauteuil étant à l'arrêt dans une position donnée, l'interface utilisateur propose à ce dernier les destinations qu'il peut atteindre à partir de cette position. Le nombre de sélections des destinations possibles est donc considérablement limité. Ces destinations possibles sont affichées à l'écran sous forme d'une matrice 3×3 comme l'illustre la figure 6. La phase de sélection d'une destination est réalisée à partir de 20 séquences d'intensifications de chacune des lignes et des colonnes de la matrice. Cette phase dure approximativement 20s. Une fois la sélection effectuée, le fauteuil se dirige automatiquement vers la destination souhaitée. L'utilisateur peut également décider d'arrêter le fauteuil en cours de déplacement.



(a) pièces (b) niveau

Fig. 6. Interface utilisateur : matrices 3×3 de sélection de la destination.

Ce fauteuil, équipé de l'interface BMI et de l'interface de pilotage des déplacements supervisé, a été expérimenté par 5 personnes valides au sein du laboratoire de l'Université de Singapour, qui ont toutes réussi à atteindre la destination voulue dès leur premier essai. L'utilisateur pouvant choisir d'arrêter le fauteuil en cours de déplacement, des tests ont également été effectués pour étudier l'influence du mouvement du fauteuil durant la phase de reconnaissance de la sélection par l'interface BMI.

C. *Millán* et coll., *IDIAP, Martigny, Suisse*

Dans le même ordre d'idée, Millán *et coll.* proposent de commander par la pensée le sens de déplacement d'un fauteuil roulant équipé d'une interface de commande intégrant une stratégie collaborative adaptative [37]. Cela signifie que l'assistance fournie par l'interface de conduite du fauteuil à l'utilisateur est adaptative. L'intérêt d'une telle commande est illustrée dans un environnement simulé dans lequel l'utilisateur, équipé d'un BMI non invasif, est chargé de se déplacer à l'aide d'un fauteuil virtuel commandé par la pensée en empruntant un itinéraire consigné.

L'interface BMI utilisée est de type non invasive asynchrone basée sur l'analyse des signaux EEG spontanés dans les gammes de fréquences 8-14 Hz nécessitant une phase d'apprentissage pour chaque individu. L'utilisateur effectue différentes tâches mentales parmi lesquelles le système sélectionne les plus discriminantes. A chacune de ces tâches est alors associée une commande : « tout droit », « à gauche » et « à droite ». Le système de reconnaissance des signaux EEG est chargé de reconnaître ces 3 états mentaux en temps-réel. Il fournit en fait à l'interface de conduite du fauteuil la probabilité de sélection de chacune de ces 3 commandes [38].

La commande « tout droit » sous-entend que l'utilisateur veut aller tout droit tout en accélérant la vitesse, jusqu'à une valeur maximale. Les commandes « à gauche » ou « à droite » sous-entendent que l'utilisateur fait tourner son fauteuil dans la direction considérée. Le niveau d'assistance de l'interface de conduite dépend de trois éléments qui sont évalués en ligne. Une assistance peut être décidée par le système pour éviter les collisions, pour éviter un obstacle, ou pour rattraper l'orientation du fauteuil vis à vis de sa destination probable.

Ce système a été testé par 2 volontaires dans un environnement simulé. Toutes les sessions ont été menées avec l'assistance de l'interface pour éviter les collisions et les obstacles. Par contre, toutes les sessions n'ont pas été réalisées avec l'assistance du rattrapage de l'orientation. Pour chacun des 2 volontaires, l'assistance du système pour le rattrapage de l'orientation a été bénéfique dans le sens où la trajectoire suivie par le fauteuil était beaucoup plus directe avec assistance. Les performances de l'interface BMI sont assez faibles puisque le taux de reconnaissance moyen pour les 2 utilisateurs est de 55 %. Néanmoins, il est intéressant de noter qu'un taux de reconnaissance de 55 % de l'interface BMI est suffisant pour piloter le fauteuil le long d'un couloir.

Fig. 7. Fauteuil roulant développé par l'équipe IDIAP

VI. Conclusion

De nombreuses équipes de recherche travaillent au développement d'interfaces cerveau-machine et les avancées récentes, dans les domaines de l'acquisition des signaux, de leur traitement et de la reconnaissance de l'activité mentale de l'utilisateur, ont permis de valider cette approche innovante. Dans cet article, nous avons relaté les principales interfaces BMI ayant dores et déjà été utilisées dans le cadre d'applications réelles d'aide aux handicapés, à savoir la communication palliative et le pilotage d'un fauteuil roulant. Certaines de ces interfaces ont effectivement permis à plusieurs personnes atteintes du syndrome d'enfermement de récupérer un moyen de communiquer avec leur entourage.

Ces expériences montrent que cette approche est utilisable dès à présent, même si quelques uns des phénomènes mentaux dont les manifestations sont exploitées par les BMI restent inexpliqués. Malheureusement, on peut regretter que très peu d'expérimentations soient menées afin de permettre à des patients lourdement handicapés de bénéficier dès maintenant de ces techniques. Pour cela, il est important de développer des plate-formes d'interface BMI qui soient à la fois aisément transportables et utilisables en dehors du milieu clinique [39].

De plus, il apparaît aujourd'hui que les interfaces BMIs peuvent également être utilisées dans une approche thérapeutique par neurofeedback dans le cadre d'une rééducation ou d'une récupération fonctionnelle. Dans [40], les auteurs retracent une expérience clinique durant laquelle une BCI a été utilisée comme outil d'aide à la rééducation motrice par un patient atteint d'une hémiplégie du coté droit.

D'autres applications potentielles des BMI, visant par exemple à permettre à la personne handicapée d'exécuter des mouvements plus complexes au moyen d'un bras robotisé, n'ont pas été décrites dans cet article. En pratique, avant que ces techniques plus élaborées puissent sortir des laboratoires, il faudra que les étages d'acquisition et de traitement des signaux cérébraux soient largement améliorés afin de fournir des signaux plus fiables et de nombreux degrés de liberté. Les expérimentations menées sur l'animal permettent cependant d'espérer que ce sera le cas à moyen terme.

References

[1] A. Bashashati, M. Fatourechi, R. Ward, and G. Birch, "A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, no. 2, pp. R32–R57, 2007.

[2] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche, and B. Arnaldi, "A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, no. 2, pp. R1–R13, 2007.

[3] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfutscheller, and T. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, pp. 767–791, 2002.

[4] G. Pfurtscheller, B. Graimann, and C. Neuper, "EEG-based brain-computer interface system," *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 2006.

[5] M. Lebedev and M. Nicolelis, "Brain-machine interfaces : past, present and future." *TRENDS in Neurosciences*, vol. 29, no. 9, 2006.

[6] S. Mason, A. Bashashati, M. Fatourechi, K. Navarro, and G. Birch, "A comprehensive survey of brain interface technology designs," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 2, pp. 137–169, Feb. 2007.

[7] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head : A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 70, pp. 510–513, 1988.

[8] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann, and H. Flor, "The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 190–193, 2000.

[9] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, "Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans," *Proceedings of the National Academy of Science of the USA*, vol. 101, no. 51, pp. 17 849–17 854, Dec. 2004.

[10] J. del R. Millán, J. Mouriño, M. Franzé, F. Cincotti, M. Varsta, J. Heikkonen, , and F. Babiloni, "A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks," *IEEE Transactions on Neural Networks*, vol. 13, no. 3, pp. 678–686, Mar. 2002.

[11] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe, "The mental prosthesis : assessing the speed of a P300-based computer interface," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 174–179, 2000.

[12] H. Li, Y. Li, and C. Guan, "An effective BCI speller based on semi-supervised learning," in *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Marriott Marquis, New York, USA, Sept. 2006, pp. 1161–1164.

[13] E. Sellers, D. J. Krusienski, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, "A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI) : The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance," *Biological Psychology*, vol. 73, no. 3, pp. 242–252, 2006.

[14] D. Krusienski, E. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayoudh, D. McFarland, T. Vaughan, and J. Wolpaw, "A comparison of classification techniques for the P300 speller," *Journal of Neural Engineering*, vol. 3, no. 4, pp. 299–305, Dec. 2006.

[15] E. W. Sellers and E. Donchin, "A P300-based brain computer interface : Initial tests by ALS patients," *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, pp. 538–548, 2006.

[16] A. Kübler, B. Kotchoubey, T. Hinterberger, N. Ghanayim, J. Perelmouter, M. Schauer, C. Fritsch, E. Taub, and N. Birbaumer, "The thought translation device : a neurophysiological approach to communication in total motor paralysis," *Experimental Brain Research*, vol. 124, no. 2, pp. 223–232, 1999.

[17] T. Hinterberger, J. Mellinger, and N. Birbaumer, "The thought translation device : Structure of a multimodal brain-computer communication system," in *Proceedings of the 1st International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, Capri Island, Italy, Mar. 2003, pp. 603–606.

[18] M. Pham, T. Hinterberger, N. Neumann, A. Kübler, N. Hofmayer, A. Grether, B. Wilhelm, J. Vatine, and N. Birbaumer, "An auditory brain-computer interface based on the self-regulation of slow cortical potentials," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 19, no. 3, pp. 206–218, 2005.

[19] B. Obermaier, G. R. Müller, and G. Pfurtscheller, "'virtual keyboard' controlled by spontaneous EEG activity," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, pp. 1–5, 2003.

[20] C. Guger, A. Schlög, C. Neuper, D. Walterspacher, T. Strein, and G. Pfurtscheller, "Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI)," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 9, pp. 49–58, 2001.

[21] G. Pfurtscheller, C. Neuper, C. Guger, W. Harkam, H. Ramoser, A. Schlögl, B. Obermaier, and M. Pregenzer, "Current trends in Graz brain-computer-interface (BCI) research," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 216–219, 2000.

[22] R. Scherer, G. R. Müller, C. Neuper, B. Graimann, and G. Pfurtscheller, "An asynchronously controlled EEG-based virtual keyboard : Improvement of the spelling rate," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 979–984, 2004.

[23] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K. Müller, V. Kunzmann, F. Losch, and G. Curio, "The Berlin brain-computer interface : EEG-based communication without subject training," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 147–152, 2006.

[24] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, K. Müller, and G. Curio, "The non-invasive Berlin brain-computer interface : Fast acquisition of effective performance in untrained subjects," *NeuroImage*, vol. 37, no. 2, pp. 539–550, 2007.

[25] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, M. Schröder, J. Williamson, R. Murray-Smith, and K. Müller, "The Berlin brain-computer interface presents the novel mental typewriter hex-o-spell," in *Proceedings of the third International Workshop and Training course on Brain-Computer Interfaces*, Graz, Austria, 2006, pp. 108–109.

[26] B. Blankertz, M. Krauledat, G. Dornhege, J. Williamson, R. Murray-Smith, and K. Müller, "A note on brain actuated spelling with the Berlin brain-computer interface," in *Proceedings of the 4th International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction (UAHCI'07) Held as Part of HCI International 2007 , Part II*, C. Stephanidis, Ed., vol. 4555. Beijing, China : Springer, July 2007, pp. 759–768.

[27] D. J. Ward, A. F. Blackwell, and D. C. MacKay, "DASHER : a data entry interface using continuous gestures and language models," in *Proceedings of the 13th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, San Diego, California, USA, Nov. 2000, pp. 129 – 137.

[28] S. Wills and D. 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.

[29] D. J. Ward and D. J. C. MacKay, "Fast hands-free writing by gaze direction," *Nature*, vol. 418, no. 6900, pp. 838–840, 2002.

[30] T. Shorrock, D. MacKay, and C. Ball, "Efficient communication by breathing," *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 3635, pp. 88–97, 2005.

[31] E. A. Felton, N. L. Lewis, S. A. Wills, R. G. Radwin, and J. C. Williams, "Neural signal based control of the DASHER writing system," in *Proceedings of the 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, The Fairmont Orchid, Kohala Coast, Hawaï, May 2007, pp. 366–370.

[32] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. R. Wolpaw, "BCI2000 : A general-purpose brain-computer interface (BCI) system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, pp. 1034–1043, 2004.

[33] K. Tanaka, K. Matsunaga, and H. Wang, "Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 21, no. 4, pp. 762–766, 2005.

[34] K. Tanaka, K. Matsunaga, and S. Hori, "Electroencephalogram-based control of a mobile robot," *Electrical Engeeniring in Japan - Wiley InterScience*, vol. 152, no. 3, pp. 39–46, Aug. 2005.

[35] Q. Zeng, E. Burdet, B. Rebsamen, and C. Teo, "Evaluation of the collaborative wheelchair assistant system," in *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR'07)*, Noordwijk, The Netherlands, June 2007, pp. 601–608.

[36] B. Rebsamen, E. Burdet, C. Guan, C. L. Teo, Q. Zeng, M. Ang, and C. Laugier, "Controlling a wheelchair using a BCI with low information transfer rate," in *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR'07)*, Noordwijk, The Netherlands, June 2007, pp. 1003–1008.

[37] J. Philips, J. del R. Millán, G. Vanacker, E. Lew, F. Galán, P. Ferrez, H. V. Brussel, and M. Nuttin, "Adaptive shared control of a brain-actuated simulated wheelchair," in *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR'07)*, Noordwijk, The Netherlands, June 2007, pp. 408–414.

[38] G. Vanacker, J. del R. Millán, E. Lew, P. Ferrez, F. G. Moles, J. Philips, H. V. Brussel, and M. Nuttin, "Context-based filtering for assisted brain-actuated wheelchair driving," *Computational Intelligence and Neuroscience Archive*, vol. 2007, no. 1, 2007.

[39] A. Van Langhenhove, M.-H. Bekaert, and F. Cabestaing, "Leaving the lab : a portable and quickly tunable BCI," in *BCI Meets Robotics : Challenging Issues in Brain-Computer Interaction and Shared Control*, Leuven, Belgium, Nov. 2007.

[40] A. Van Langhenhove, M.-H. Bekaert, and J.-P. Nguyen, "Utilisations thérapeutiques des interfaces cerveau-ordinateur," in *HANDICAP 2008*, Hôtel Mercure, Porte de Versailles Vaugirard, Paris (FRANCE), June 2008.