



**HAL**  
open science

## Vers une BCI utilisable en dehors du milieu clinique

Aurélien van Langenhove, Marie-Hélène Bekaert, François Cabestaing

► **To cite this version:**

Aurélien van Langenhove, Marie-Hélène Bekaert, François Cabestaing. Vers une BCI utilisable en dehors du milieu clinique. Conférence Internationale sur l'Accessibilité et les Systèmes de Suppléance aux personnes en situations de Handicaps, ASSISTH'2007, Nov 2007, Toulouse, France. hal-01915061

**HAL Id: hal-01915061**

**<https://hal.science/hal-01915061v1>**

Submitted on 7 Nov 2018

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

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

# Vers une BCI utilisable en dehors du milieu clinique

A. Van Langenhove  
LAGIS, HEI  
13, rue de Toul  
59046 Lille Cedex  
aurelienvlg@gmail.com

M.H. Bekaert  
LAGIS, USTL  
Bât. P2, Cité Scientifique  
59655 Villeneuve d'Ascq  
Marie-  
Helene.Bekaert@univ-  
lille1.fr

F. Cabestaing  
LAGIS, USTL  
Bât. P2, Cité Scientifique  
59655 Villeneuve d'Ascq  
fcab@ieee.org

## Résumé

Une interface cerveau-ordinateur (BCI: Brain-Computer Interface) est un système permettant la communication directe entre un individu et un ordinateur sans aucune activité musculaire. Dans une BCI, l'activité cérébrale de l'utilisateur est enregistrée, analysée et traduite en commandes destinées à l'ordinateur. Nous présentons ici quelques unes des nombreuses techniques de communication palliative BCI qui ont été décrites dans la littérature depuis quelques années, en faisant la distinction entre les interfaces qualifiées de synchrones et celles qualifiées d'asynchrones. Ensuite, nous exposons un bref état de l'art de la recherche sur les BCI, notamment au niveau européen et français. Nous décrivons les choix technologiques faits par notre équipe afin de constituer une plate-forme d'interface cerveau-ordinateur qui soit à la fois aisément transportable et utilisable en dehors du milieu clinique. Enfin, nous terminons par une présentation des premiers résultats obtenus sur la base d'un paradigme de type « P300 speller ».

## Mots-clés

BCI, Interface Cerveau-Ordinateur, Communication palliative, P300 speller

## 1. INTRODUCTION

Certains patients victimes d'un accident vasculaire cérébral dans la région du tronc cérébral restent dans un état de paralysie musculaire complète (LIS: Locked-In Syndrome). Le même handicap très sévère touche les personnes atteintes de sclérose latérale amyotrophique (SLA ou maladie de Lou Gehrig) durant les derniers stades de la maladie. Dans la plupart des cas, ces affections laissent toutes leurs facultés mentales aux personnes qui en sont atteintes. Bien que parfaitement conscientes, percevant et comprenant l'activité de leur entourage, elles sont incapables de communiquer. Les interfaces cerveau-ordinateur constituent la technique de communication palliative qui semble actuellement la plus prometteuse pour ces personnes souffrant d'un handicap neu-

romusculaire grave, puisqu'elle permet de récupérer les informations nécessaires à la communication directement à leur source, c'est à dire au niveau du cerveau.

Le principe de fonctionnement d'une interface cerveau-ordinateur, ou BCI (Brain-Computer Interface) est schématisé figure 1. L'activité cérébrale de l'individu se manifeste par des variations des potentiels électriques et des champs magnétiques au niveau de sa tête. Ce sont la plupart du temps les potentiels électriques qui sont enregistrés dans le cas des BCI, que ce soit au niveau du cuir chevelu (scalp-EEG: électroencéphalogramme), à la surface du cortex (ECoG: électrocorticogramme), avec des électrodes implantées dans le cerveau ou même directement sur des neurones individuels (SNA: Single Neuron Activity). Ces signaux sont ensuite traités par le système, qui les traduit en commandes envoyées à l'ordinateur.

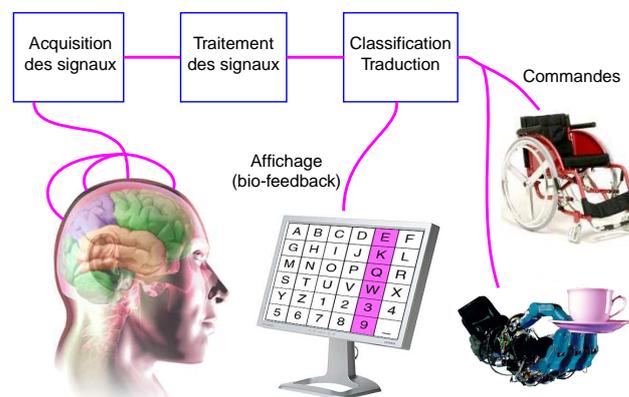


Figure 1, Structure d'une interface cerveau-ordinateur: acquisition des signaux, traitement et traduction en commandes, retour d'informations à l'utilisateur (bio-feedback)

Récemment, des résultats très impressionnants ont été obtenus dans le domaine des interfaces BCI invasives, lesquelles nécessitent l'implantation d'électrodes à l'intérieur du crâne du patient lors d'une opération chirurgicale [7, 8]. Ces techniques sont actuellement les seules qui permettent d'envisager une restauration artificielle des fonctions motrices perdues par une personne lourdement handicapée, du fait de la richesse des signaux captés au niveau du cortex. Dans cette communication, nous décrivons uniquement les techniques BCI reposant sur des signaux électriques mesurés en surface

(interfaces non-invasives), dont l'application privilégiée est la communication palliative.

Les interfaces BCI qualifiées d'asynchrones analysent les amplitudes, fréquences ou phases des rythmes cérébraux normalement liés à l'activité volontaire de l'individu, qui sont notamment détectés dans l'EEG à l'aplomb des aires sensorimotrices du cortex [11]. Par exemple, l'amplitude du rythme  $\mu$  varie non seulement durant un mouvement réel, mais également quand l'individu imagine qu'il réalise un mouvement. Après une période d'apprentissage constituée de séances, de 3 à 4 heures, étalées sur plusieurs semaines, la majorité des individus peut utiliser les rythmes sensorimoteurs afin de contrôler une BCI. Cette approche a été utilisée par l'équipe de recherche sur les BCI du Wadsworth Center (Albany, NY, USA) dans un système permettant de contrôler la position d'un curseur sur un écran d'ordinateur, selon une, deux et plus récemment trois dimensions [11].

Une autre approche, initialement proposée par Farwel et Donchin [3], est utilisée dans les BCI qualifiées de synchrones. Elle consiste à détecter, dans les signaux EEG, des potentiels évoqués par des stimuli perçus par l'individu (ERP: Event Related Potentials). Plus spécifiquement, les ERPs de type P300, engendrés lorsqu'une personne réagit de façon cognitive à un potentiel visuel, tactile ou auditif, ont été mis à profit afin de contrôler une BCI. L'avantage des BCI basées sur les ERPs de type P300 est qu'elles ne nécessitent pas une phase d'apprentissage longue et fastidieuse, du fait que les ERPs sont des réactions automatiques du cerveau. Les potentiels de type P300 apparaissent principalement lorsque le stimulus qualifié de cible — du fait que l'individu se focalise sur ce dernier — a une fréquence d'apparition faible par rapport aux autres stimuli. Ce paradigme, utilisé dans de nombreuses interfaces, est qualifié d'oddball [4].

La deuxième partie de cet article offre une description rapide des activités de recherche menées sur le développement d'interfaces cerveau-ordinateur. Nous décrivons ensuite, de façon plus précise, les deux principaux types d'interfaces BCI, à savoir les interfaces asynchrones dans la troisième partie, puis les interfaces synchrones dans la quatrième partie. Dans la cinquième partie, nous présentons les choix technologiques réalisés lors de la constitution de la plate-forme expérimentale BCI développée dans notre laboratoire, dont l'objectif est de tester des techniques de communication palliative en dehors du milieu clinique. Enfin, nous terminons par une description du protocole expérimental et par une présentation des résultats obtenus lors des premiers tests.

## 2. ÉTAT DE L'ART

A l'heure actuelle, les BCIs constituent un domaine de recherche en pleine expansion. Dans le monde, environ six laboratoires étaient identifiés comme travaillant dans ce domaine en 1994. En 1999, lors du premier congrès international sur les BCI, les chercheurs présents étaient issus de 38 laboratoires différents. Au dernier workshop, organisé en 2005 par le Wadsworth Center, plus de 100 laboratoires étaient représentés.

On peut identifier quelques équipes pionnières: le laboratoire des désordres du système nerveux du Wadsworth Cen-

ter (Albany, NY, USA, équipe de Jon Wolpaw<sup>1</sup>) ; l'institut de psychologie médicale et de neurobiologie comportementale de l'Université de Tübingen (Allemagne, équipe de Niels Birbaumer<sup>2</sup>) ; le département d'informatique médicale de l'Université de technologie de Graz (Autriche, équipe de Gert Pfurtscheller<sup>3</sup>) ; le groupe Intelligent Data Analysis de Fraunhofer FIRST (Berlin, Allemagne, équipe de Klaus-Robert Müller<sup>4</sup>). Ces équipes ont collaboré durant de nombreuses années, soit par l'échange de chercheurs, soit dans le cadre de programmes de recherche internationaux. Un résultat tangible de cette collaboration est le logiciel BCI2000 [9], plate-forme expérimentale d'enregistrement et de traitement des signaux EEG, disponible gratuitement pour les autres groupes de recherche<sup>5</sup>.

Au niveau européen, plusieurs projets relatifs aux BCIs ont été financés, principalement dans le cadre du programme Future and Emerging Technologies<sup>6</sup>. On peut citer, par exemple, le projet PRESENCE (qui visait à développer des systèmes avancés de réalité virtuelle), le projet OPTIVIP (qui étudiait le champ des prothèses invasives) ou encore le projet NEUROBOTICS<sup>7</sup> (qui associe étroitement neuroscience et robotique pour l'étude et le développement de systèmes bioniques hybrides). Plus récemment, le projet MAIA<sup>8</sup> a permis de fédérer les travaux de cinq laboratoires européens en ciblant directement le domaine des interfaces cerveau-ordinateur non-invasives. Certains réseaux d'excellence, principalement PASCAL et SIMILAR, sont également très impliqués dans la recherche sur les BCIs. Les projets d'étendue européenne sont bien adaptés au développement de collaborations entre des laboratoires multidisciplinaires, dont les domaines de compétences s'étendent des neurosciences, au traitement de signal, jusqu'à la communication palliative.

En France, les activités de recherche liées aux BCIs ne se déroulent pas encore de façon coordonnée, même si de nombreux laboratoires ont développé de solides compétences dans ce domaine durant la dernière décennie. La première réunion de portée nationale sur les BCIs, qui s'est tenue à Lille en avril 2006, a regroupé plus de quarante chercheurs issus de quinze laboratoires<sup>9</sup>. Ces équipes de recherche structurent actuellement leurs activités, autour de réunions académiques — notamment grâce au soutien du GDR STIC-Santé<sup>10</sup> et de l'IFRATH<sup>11</sup> — ou grâce à des projets de recherche financés par l'ANR, tels le projet OpenViBE<sup>12</sup>.

Bien que les recherches sur les aspects fondamentaux aient rapidement progressé durant les dernières années, très peu d'expérimentations ont été menées en dehors du cadre clinique. Grâce au soutien de la fondation Altran<sup>13</sup>, les cher-

<sup>1</sup><http://www.bciresearch.org/>

<sup>2</sup><http://www.mp.uni-tuebingen.de/>

<sup>3</sup><http://bci.tugraz.at/>

<sup>4</sup><http://ida.first.fraunhofer.de/homepages/ida/>

<sup>5</sup><http://www.bci2000.org/>

<sup>6</sup><http://cordis.europa.eu/ist/fet/home.html>

<sup>7</sup><http://www.neurobotics.org/>

<sup>8</sup><http://www.maia-project.org/>

<sup>9</sup><http://www-bci.univ-lille1.fr/>

<sup>10</sup><http://stic-sante.org/>

<sup>11</sup><http://www.ifrath.univ-metz.fr/>

<sup>12</sup><http://www.irisa.fr/siames/OpenViBE/>

<sup>13</sup><http://www.fondation-altran.org/>

cheurs du Wadsworth Center ont développé une interface BCI qui est testée depuis juin 2006 sur plusieurs patients. A notre connaissance, ce genre d'expérimentation n'a pas encore été réalisé en France. C'est une interface de ce type que nous développons actuellement dans notre laboratoire, afin de pouvoir tester les techniques récentes de communication palliative basées sur les BCIs.

### 3. BCI ASYNCHRONES

Dans l'utilisation d'une BCI asynchrone, l'individu interagit avec le système lorsqu'il le décide, en modifiant de façon volontaire son activité cérébrale. La BCI détecte cette modification dans les signaux EEG et la transforme en commandes. Habituellement, dans les BCI asynchrones, les signaux de commande sont continus. Cela signifie qu'ils permettent un contrôle progressif des éléments présents dans l'interface, par exemple la position d'un curseur. Plusieurs signaux découlant de l'activité cérébrale sont utilisés dans les interfaces asynchrones:

*Potentiels corticaux lents (SCPS: Slow Cortical Potential Shifts).* Les SCPSs sont des variations très progressives du potentiel cortical moyen, durant un laps de temps pouvant aller de quelques centaines de millisecondes à plusieurs secondes. La plupart des individus peut apprendre à contrôler le potentiel cortical afin de provoquer une variation positive ou négative, qui est ensuite transformée en commande par la BCI. 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 [1].

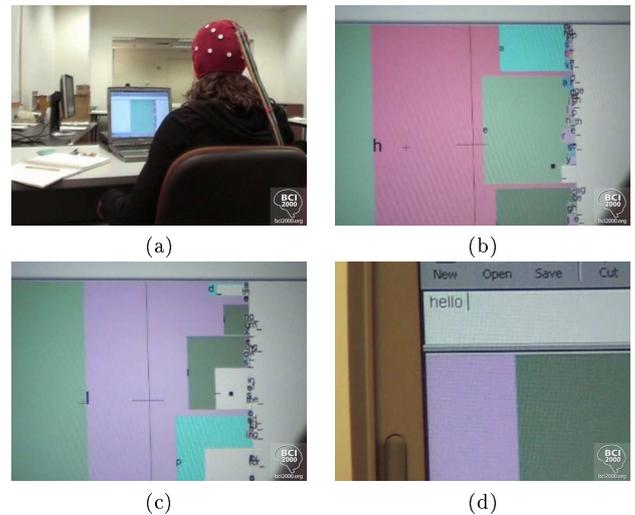
*Activité oscillatoire sensorimotrice.* L'activité cérébrale enregistrée à l'aplomb du cortex sensorimoteur varie durant l'activité motrice, lors de la planification d'un mouvement ou encore lorsque l'individu imagine qu'il réalise un mouvement. Plus précisément, l'énergie des signaux dans la bande de fréquences  $\mu$  (8-15Hz) et la bande  $\beta$  (15-35Hz) décroît dans l'hémisphère opposé au côté où se déroule le mouvement (contralatéral) 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. Grâce au bio-feedback, il est également possible d'apprendre à contrôler ces variations dans le cas de mouvements imaginés, afin de piloter une BCI à un ou deux degrés de liberté [11].

*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 complexes 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 BCI durant une phase d'apprentissage afin d'être ensuite utilisée pour commander l'ordinateur [6].

Les signaux EEG sont traités en ligne dans l'interface BCI afin d'extraire différents éléments caractéristiques: amplitude dans une bande de fréquences, fréquence principale, puissance, etc. . . Les transformations temps-fréquence, com-

me les transformées en ondelettes ou les filtres autorégressifs, sont parfaitement adaptées au pré-traitement des signaux EEG. Les éléments caractéristiques extraits sont ensuite classés et transformés en commandes, utilisées par exemple pour la communication palliative. Afin d'améliorer l'efficacité de la BCI et d'améliorer constamment les performances de l'utilisateur, les éléments caractéristiques et les commandes sont simultanément affichées afin de constituer le bio-feedback.

Dans la publication [10], les auteurs ont décrit une BCI dans laquelle les signaux EEG enregistrés à l'aplomb du cortex moteur servent à contrôler un système d'épellation de type DASHER. En ajustant la puissance dans la bande  $\mu$  de ses signaux EEG, l'utilisateur contrôle la position verticale d'un curseur qui permet la navigation dans le paysage du DASHER. En utilisant cette technique, une utilisatrice a pu épeler le mot "hello" en moins de trente secondes.



**Figure 2, 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 épilé en moins de 30 secondes (images extraites d'une vidéo du site web BCI2000).**

### 4. BCI SYNCHRONES

Dans une BCI synchrone, c'est la réponse du cerveau à un stimulus qui est détectée et transformée en commande. Du fait que cette réponse cérébrale est une réaction automatique de l'individu, l'utilisation de ce type de BCI nécessite en général un apprentissage très limité. Deux types principaux de réponses cérébrales sont utilisés dans les BCI 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 BCI [6].

*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 BCIs 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 [3].

Dans les BCIs synchrones, les stimuli sont présentés à l'utilisateur à une cadence très rapide, afin d'augmenter le débit d'informations permettant la communication. Le système détecte les réponses aux stimuli en classant des éléments caractéristiques extraits des signaux EEG. Ces interfaces délivrent des signaux tout ou rien, ce qui revient à actionner un interrupteur, qui permettent de sélectionner une option parmi plusieurs dans l'ordinateur.

Une interface BCI synchrone très connue est le "matrix speller", qui permet à l'utilisateur d'épeler des mots en sélectionnant des symboles organisés sous forme de matrice. Les lignes et les colonnes de cette matrice sont intensifiées dans un ordre aléatoire, approximativement cinq fois par seconde. L'utilisateur, qui focalise son attention sur un symbole particulier, doit compter le nombre d'intensifications qui affectent ce symbole. Le fait de compter les stimuli est une tâche cognitive qui entraîne l'apparition d'ERPs de type P300. De ce fait, la détection des ERPs dans les signaux EEG permet de déterminer quelle ligne et quelle colonne contient le symbole sélectionné par l'utilisateur. Un tel système permet d'épeler deux à trois lettres par minute.

## 5. PLATE-FORME BCI PORTATIVE

Du point de vue matériel, une interface cerveau-ordinateur doit comporter au moins deux éléments: un ordinateur chargé du traitement des signaux et un dispositif d'acquisition des signaux électriques d'électroencéphalographie. L'ordinateur génère également les stimuli visuels ou auditifs dans le cas d'une interface synchrone et assure l'affichage des informations de bio-feedback, durant les phases d'apprentissage, dans le cas d'une interface asynchrone. Pour ce faire, il est important de disposer d'un matériel comportant deux écrans, l'un étant destiné à l'utilisateur de la BCI, l'autre à l'opérateur afin qu'il puisse superviser les opérations et régler les paramètres de fonctionnement si cela s'avère nécessaire.

De nombreux systèmes de recueil de signaux électroencéphalographiques sont disponibles sur le marché, mais tous ne peuvent pas être intégrés à une plate-forme BCI. En effet, pour ce faire, il faut que le matériel EEG puisse intégrer les contraintes de synchronisation parfaite entre les signaux — ce qui est particulièrement important dans le cas des inter-

A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L	G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R	M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X	S	T	U	V	W	X
Y	Z	1	2	3	4	Y	Z	1	2	3	4
5	6	7	8	9	-	5	6	7	8	9	-

(a)

(b)

**Figure 3, matrix speller.** Les symboles (ici des lettres) sont organisés sous forme de matrice dont les lignes et les colonnes sont intensifiées dans un ordre aléatoire. L'utilisateur sélectionne un symbole et compte le nombre d'intensifications de la ligne (a) ou de la colonne (b) qui contiennent ce symbole. Après cinq à dix intensifications de chaque ligne et chaque colonne, le système détermine quel symbole était sélectionné par l'utilisateur.

faces synchrones — et qu'il permette une numérisation des données et un transfert de ces dernières vers l'ordinateur chargé du traitement. Ce transfert doit être réalisé à haute cadence, du fait que le timing est très contraignant de part la boucle de bio-feedback: les informations extraites des signaux et destinées à l'utilisateur doivent lui parvenir au plus tôt, ce qui implique de limiter au maximum le temps de communication entre les éléments du système et celui nécessaire au traitement des données.

Ce dernier point implique également de sélectionner un ordinateur suffisamment puissant pour réaliser en temps-réel les traitements appliqués aux données: filtrage spatial, filtrage temporel, combinaisons d'électrodes, transformations temps-fréquence, classification, etc. . . Le problème de la puissance de calcul se pose principalement dans le cas des ordinateurs portables, dont la structure électronique est la plupart du temps optimisée pour qu'ils consomment le moins d'énergie possible lors du fonctionnement sur batteries.

Une autre contrainte qui doit guider le concepteur de l'interface lors du choix du matériel est la nécessité (ou non) d'une indépendance énergétique. En effet, s'il s'agit d'aller vers une augmentation du degré d'autonomie du patient — contrôle et commande d'un fauteuil roulant électrique — il devient primordial que le système puisse fonctionner en complète autonomie énergétique. Dans ce cas, il faut que tous les éléments puissent fonctionner sur batteries, pendant une durée suffisante pour mener à terme l'expérimentation, c'est à dire au moins deux heures. Cette contrainte est satisfaite par la plupart des ordinateurs portables actuels, pour lesquels il est possible d'utiliser plusieurs jeux de batteries.

Le problème de l'alimentation autonome du système d'acquisition des signaux EEG a été récemment pris en compte par différentes sociétés qui commercialisent maintenant des blocs amplificateur-numériseur fonctionnant sur batteries, lesquels sont spécifiquement destinés à être utilisés dans des installations expérimentales. Certains matériels disposent également de connectiques compactes, exploitant par exem-

ple une interface de type USB, qui évitent les nappes encombrantes et risquant de se déconnecter lorsqu'on manipule le matériel.

Lors de l'assemblage de notre plate-forme expérimentale BCI, nous avons tenté de respecter au mieux ces différentes contraintes. Le poids total de la plate-forme réalisée n'excède pas une quinzaine de kilogrammes, et son encombrement est relativement réduit comme le montre la photographie de la figure 4. Elle est constituée des matériels suivants:

- un amplificateur de signaux biologiques de marque Guger Technologies<sup>14</sup>, modèle g.USBamp 16 voies, alimenté par batterie ou par transformateur lors des expérimentations en laboratoire. Cet amplificateur est conforme aux normes de sécurité électrique pour les équipements médicaux (norme EN60601), qui garantissent un isolement du patient par rapport aux circuits de puissance de l'amplificateur et des appareils qui lui sont connectés.
- un bonnet supportant les électrodes conforme au standard de placement 10/20. Le fait que les électrodes soient regroupées sur un bonnet facilite leur mise en place sur le patient par un opérateur qui n'est pas forcément aussi expérimenté qu'un médecin ou qu'un infirmier.
- un ordinateur portable intégrant un processeur dual-core afin de permettre l'implantation efficace et rapide des traitements. Le processeur intégré sur le modèle choisi peut fonctionner à pleine cadence même lorsque l'ordinateur est alimenté sur batterie.
- un écran LCD supplémentaire connecté sur le port vidéo d'extension du portable.

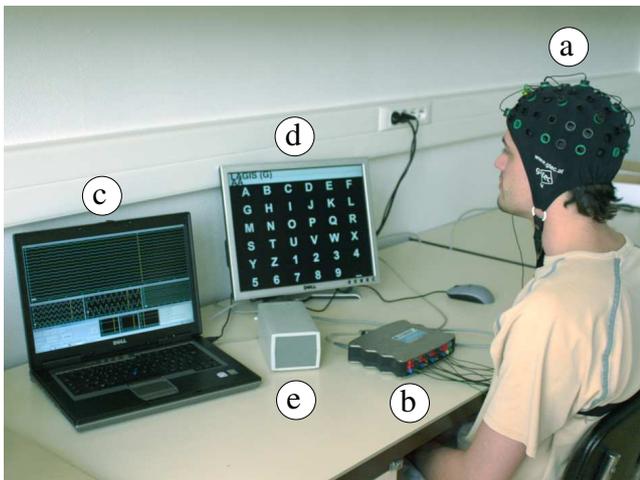


Figure 4, Plate-forme BCI réalisée: (a) bonnet de scalp-EEG (b) amplificateur de biosignaux, (c) ordinateur portable, (d) écran destiné à l'utilisateur, (e) bloc de batteries

<sup>14</sup><http://www.gtec.at/>

Du point de vue logiciel, le système repose sur l'environnement BCI2000 [9], qui dispose de tous les modules permettant de faire fonctionner une interface BCI. Ces modules sont entièrement paramétrables lorsque le logiciel est utilisé en mode superviseur, alors que leurs options sont beaucoup plus limitées lorsqu'on travaille en mode utilisateur. Ce dernier mode permet à un opérateur faiblement expérimenté d'installer l'interface sur le patient et de démarrer l'expérimentation.

## 6. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

Les résultats présentés dans cette section ont été obtenus lors de sessions enregistrées au moyen du système portatif utilisé par un homme de 25 ans, sujet sain. Il n'avait aucune expérience préalable dans le domaine des interfaces cerveau-ordinateur.

### 6.1 Paradigme utilisé

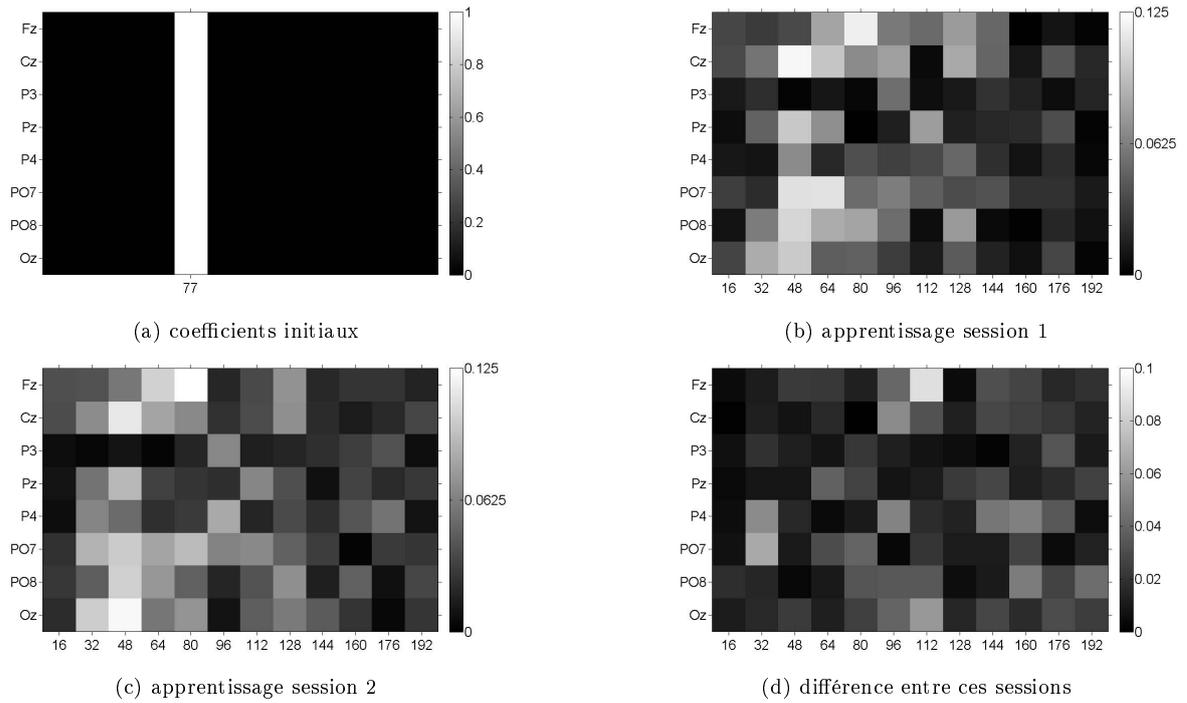
Dans cette expérience, nous avons utilisé un paradigme de type « matrix speller » nécessitant la détection de potentiels évoqués de type P300 (cf. figure 3). Pour sélectionner un symbole, l'utilisateur focalise son attention dessus et compte le nombre d'intensifications qu'il subit. Pour qu'un stimulus provoque un ERP de type P300, il est nécessaire que ce stimulus soit rare et sporadique. La personne ne doit pas s'habituer à une séquence de stimuli ou pouvoir prévoir l'apparition d'un stimulus particulier. De ce fait, les lignes et les colonnes sont intensifiées successivement dans un ordre aléatoire. Lors d'un balayage, l'interface intensifie une fois chaque ligne et chaque colonne de la matrice. 15 balayages complets sont réalisés, ce qui correspond à 30 intensifications de chaque symbole. Chaque intensification dure 100ms, avec une pause de 75ms entre chaque intensification. Enfin l'interface affiche le symbole qu'elle a déterminé comme étant le symbole cible. L'interface répète cette procédure pour chaque symbole du mot ou de la phrase à épeler.

### 6.2 Acquisition des données

Nous mesurons l'électroencéphalogramme du sujet grâce à l'amplificateur de signaux biologiques. Nous utilisons huit électrodes référencées par rapport à une électrode située à l'emplacement AFz. La mise à la terre est réalisée par une électrode en POz. Les huit électrodes sont localisées aux emplacements Fz, Cz, P3, Pz, P4, PO7, PO8 et Pz. Tous les emplacements d'électrodes sont conformes au standard de placement 10/20. Ce choix d'électrodes est considéré comme le plus pertinent par les experts dans le cadre d'expérimentations basées sur le P300 Speller. L'EEG de l'utilisateur est numérisé à une fréquence d'échantillonnage de 256Hz et filtré par l'amplificateur de signaux biologiques. Les filtres utilisés sont un filtre passe-bande [0.1Hz; 100Hz] et un filtre stoppe-bande [48Hz; 52Hz] pour rejeter les parasites causés par le secteur. Le logiciel BCI2000 enregistre les données numérisées et filtrées.

### 6.3 Extraction des données

Avec les échantillons numérisés par l'amplificateur de signaux biologiques pendant une durée de 800ms après chaque stimulus, on crée un vecteur en concaténant toutes les voies de mesure. Dans notre cas, la fréquence d'échantillonnage étant de 256Hz, on dispose de 205 échantillons par voie et



**Figure 5, Vecteurs poids du classifieur linéaire représentés sous forme d’images. Numéro d’échantillon (temps) en abscisse; Electrode en ordonnée; valeur absolue du coefficient du classifieur indiquée par le niveau de gris: sombre pour faible, clair pour élevé.**

de huit voies de mesure. Le vecteur obtenu comporte donc 1640 composantes.

#### 6.4 Méthode de classification

Pour nos premiers tests, nous avons utilisé la méthode de classification par corrélation de Pearson [2]. Cette méthode présente, en effet, un bon compromis entre efficacité et rapidité de temps de calcul [5]. Cette technique utilise un simple classifieur linéaire pour distinguer les réponses à un stimulus cible — correspondant au symbole sélectionné par l’utilisateur — des réponses qualifiées de standard. Les coefficients du classifieur sont déterminés en calculant un ensemble de coefficients de corrélation de Pearson. Le coefficient de Pearson, noté  $r$ , mesure la corrélation entre deux séries  $X = x_i, 1 \leq i \leq n_i$  et  $Y = y_i, 1 \leq i \leq n_i$ . Il est calculé au moyen de l’équation:

$$r = \frac{n_i \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{\sqrt{[n_i \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2][n_i \sum y_i^2 - (\sum y_i)^2]}}. \quad (1)$$

$r$  représente le degré de proportionnalité entre les deux séries par une valeur comprise entre  $-1$  et  $1$ . Si les valeurs des deux séries ne sont pas corrélées, alors  $r$  est égal à zéro. Si toutes les valeurs des deux séries sont strictement proportionnelles, alors  $r$  est égal à  $-1$  ou  $1$ .

Dans notre cas,  $Y$  est la série de valeurs  $y_i, 1 \leq i \leq n$  définissant le type de stimulus pour chaque élément, avec  $+1$  pour un stimulus cible et  $-1$  pour un stimulus non-cible.  $X(s, e)$  est la série de valeurs  $x_i(s, e), 1 \leq i \leq n$ , prises dans les  $n$  réponses temporelles de l’ensemble d’apprentissage par l’échantillon particulier  $s$  du signal de l’électrode  $e$ . Nous calculons le coefficient de corrélation de Pearson  $r(s, e)$  entre

les séries  $X(s, e)$  et  $Y$  selon l’équation (1). Plus la valeur absolue de  $r(s, e)$  est élevée, plus l’échantillon correspondant est discriminant en ce qui concerne le type de stimulus.

Du fait de la limitation de la dimension maximale utilisable pour le classifieur linéaire disponible dans BCI2000, nous récupérons pour chacune des voies de mesure un coefficient de Pearson sur 16 qui ont été calculés. De ce fait, les signaux sont classés en utilisant des vecteurs caractéristiques à 96 composantes. Toutefois, ce sous-échantillonnage des signaux dans le domaine temporel n’entraîne qu’une détérioration limitée du taux de bonne classification [2].

#### 6.5 Déroulement de l’expérience

Après avoir déployé la plate-forme d’expérimentation, nous plaçons les électrodes sur le patient et vérifions que chacune est en parfait contact avec le cuir chevelu. Cette vérification est obtenue par une mesure de l’impédance de contact. S’en suit une première phase d’épellation de trois ou quatre mots. Dans cette première phase, le classifieur n’est pas encore configuré, nous utilisons donc la configuration par défaut illustrée par les coefficients représentés sur la figure 5(a). Dans cette figure, chaque image représente un vecteur poids caractéristique du classifieur, comportant 96 composantes. La dimension horizontale donne le numéro d’échantillon dans le temps, la dimension verticale référence les électrodes et le niveau de gris de l’image correspond à la valeur absolue du poids déterminé pour l’axe correspondant de l’espace des attributs. Dans la configuration par défaut, les échantillons des réponses situés à environ 300 millisecondes du stimulus sont considérés comme les seuls utiles à la mise en évidence d’un ERP cognitif de type P300.

Cette première phase permet de collecter des données qui serviront à l'apprentissage du classifieur. L'entraînement du classifieur terminé, l'utilisateur effectue une seconde phase d'épellation de plusieurs mots. Les figures 5(b) et 5(c) illustrent les vecteurs poids du classifieur déterminés à partir de ces premières phases. Sur ces images, on constate que certains échantillons de la réponse temporelle sont très discriminants. Ces coefficients correspondent approximativement à un décalage temporel de 300ms après le stimulus, ce qui confirme leur lien avec des ERPs cognitifs. L'image de la figure 5(d) est obtenue en calculant la différence entre les vecteurs poids représentés par les images 5(b) et 5(c). Elle souligne le peu d'écart obtenu sur ces deux configurations et montre donc la cohérence des résultats.

Avec un classifieur entraîné, nous obtenons de 80 à 90% de caractères correctement épelés. Ces résultats sont conformes à ce que l'on peut rencontrer dans la littérature.

## 7. CONCLUSION

Dans cet article, après une présentation très succincte de l'état de l'art sur les interfaces cerveau-ordinateur (BCI) et une présentation des BCIs qualifiées de synchrones et d'asynchrones, nous avons décrit la plate-forme d'expérimentation qui a été assemblée dans notre laboratoire. Elle intègre des éléments de faible encombrement, fonctionnant en parfaite autonomie énergétique pour une durée standard d'expérimentation (2 heures), tout en permettant de mettre en oeuvre les différentes approches de BCI décrites dans la littérature.

Notre objectif aujourd'hui est de mener des expériences sur un grand nombre d'individus, notamment des personnes handicapées à qui le système est destiné. Nous avons des contacts avec des membres de l'Association des Locked-In-Syndrom (ALIS) qui souhaitent collaborer avec nous. Nous prévoyons d'étudier d'autres types d'interfaces, notamment les interfaces asynchrones basées sur l'activité oscillatoire sensori-motrice. Enfin, nous allons prochainement partager les données mesurées grâce à cette plate-forme avec la communauté de recherche française et/ou internationale travaillant sur les BCI.

## 8. REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à souligner le soutien financier apporté par la Région Nord-Pas de Calais et l'IRRH (Institut Régional de Recherche sur le Handicap) qui a permis d'assembler la plate-forme portative décrite dans cet article. Les auteurs remercient également les collègues de l'équipe du Professeur Derambure du CHRU de Lille pour les conseils prodigués sur l'utilisation des systèmes d'électroencéphalographie.

## 9. REFERENCES

- [1] 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*, 8(2):190–193, 2000.
- [2] F. Cabestaing, T. Vaughan, D. M. Farland, and J. Wolpaw. Classification of evoked potentials by pearson's correlation in a brain-computer interface. *AMSE-journals (Barcelona, Spain), Modelling C*, 67:156–166, Feb. 2007.
- [3] 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*, 70:510–513, 1988.
- [4] D. Friedman, Y. M. Cywocicz, and H. Gatea. The novelty P3: an event-related brain potential (ERP) sign of the brain's evaluation of novelty. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, Elsevier, 25:355–373, 2001.
- [5] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayoudh, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw. A comparison of classification techniques for the P300 speller. *Journal of Neural Engineering*, 3(4):299–305, Dec. 2006.
- [6] J. Millàn, J. Mourino, M. Franzé, F. Cincotti, M. Varsta, J. Heikkinen, and F. Babiloni. A local neural classifier for the recognition of EEG patterns associated to mental tasks. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 13:678–686, 2002.
- [7] M. Mojarradi, D. Binkley, B. Blalock, R. Andersen, N. Ulshoefer, T. Johnson, and L. D. Castillo. A miniaturized neuroprosthesis suitable for implantation into the brain. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(1):38–42, Mar. 2003.
- [8] K. Sanchez, D. Erdogmus, M. Nicoletis, J. Wessberg, and J. Principe. Interpreting spatial and temporal neural activity through a recurrent neural network brain-machine interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(2):213–219, June 2005.
- [9] 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*, 51:1034–1043, 2004.
- [10] S. Wills and D. MacKay. DASHER: An efficient writing system for brain-computer interfaces? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2):244–246, 2006.
- [11] 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*, 101(51):17849–17854, 2004.