

Interfaces cerveau-machine: principe, fonctionnement application à la palliation du handicap moteur sévère

François Cabestaing

Équipe Signal & Image
Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique & Signal
Université Lille 1, Sciences et Technologies

Séminaire LAGIS/LIFL, 11 décembre 2012

pourquoi développer des interfaces cerveau-machine ?



situation et solution apportée par une BMI

Patients concernés

Paralysie motrice complète

- Locked-in Syndrom (Jean-Dominique Bauby) : par exemple, accident vasculaire dans la région du tronc cérébral. 4 à 500 individus concernés en France (difficile à recenser).
- Sclérose latérale amyotrophique, maladie dégénérative (Stephen Hawking). Prévalence d'environ 8 500 patients en France, mais incidence équivalente à celle de la sclérose en plaques.
- entre 30 et 35 millions de personnes concernées dans le monde.

Définition d'une interface cerveau-ordinateur

Interface directe entre le cerveau et un ordinateur permettant la communication entre un individu et son environnement sans passer par les canaux standard de communication cérébraux que sont les nerfs périphériques et les muscles (Wolpaw, 2002)

plan de la présentation

1 interface cerveau-machine

- généralités, éléments constitutifs
- acquisition des signaux
- types de BMI et apprentissage

2 BMI active vs. BMI réactive

- BMI active : contrôle des variations d'un signal
- BMI réactive : potentiels évoqués
- traitement des signaux et classification

3 palliation du handicap moteur sévère

- P300 speller
- interface TTD : Thought Translation Device
- interface Dasher-BCI
- fauteuils roulants

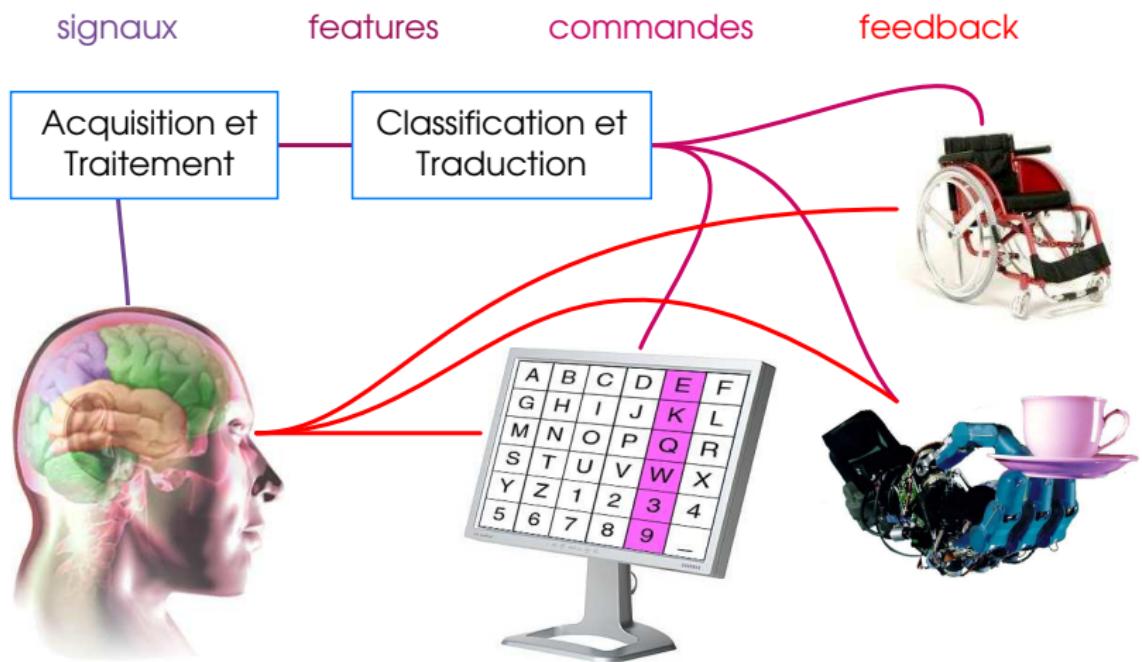
4 activité BMI au LAGIS et au LIFL

- projets passés
- projets en cours et envisagés à court terme

5 conclusion

- le futur des BMI ?

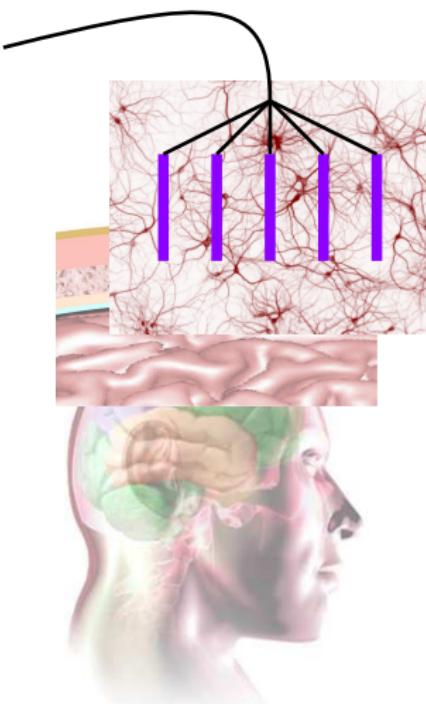
comment ça marche ?



historique

- 1929 - Mise en évidence de l'électroencéphalogramme (Berger)
 - 1966 - Premiers enregistrements intra-crâniens sur des animaux (Evarts)
 - 1973 - Apparition du concept d'interface cerveau-ordinateur (Vidal)
 - 1980 - Premières expériences de biofeedback chez l'humain (Elbert)
 - 1988 - BCI utilisant les potentiels évoqués (Farwell et Donchin)
 - 1990 - Classification de tâches mentales à partir de l'EEG (Keirn)
 - 1991 - Contrôle 1D d'un curseur (Wolpaw)
 - 1998 - Première micro-électrode implantée chez l'humain (Kennedy)
 - 2000 - Expérimentation sur des patients atteints d'ALS (Kübler)
 - 2004 - Matrice implantée dans le cortex moteur (Cyberkinetics)
 - 2006 - Expérimentation de longue durée sur plusieurs patients (Wolpaw)

acquisition des signaux (1/3)



Électrodes implantées

Électrode unique ou grille d'électrodes implantées dans le cortex

- Excellente résolution spatiale, neurone unique ou groupes de taille limitée
- Technique hautement invasive, chirurgie très délicate
- Stabilité correcte, enregistrement fiable pendant plusieurs mois



Grille « Utah »



Amplificateurs intégrés

acquisition des signaux

acquisition des signaux (1/3)

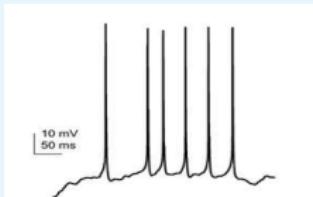
Grille d'électrodes implantées (BrainGate)



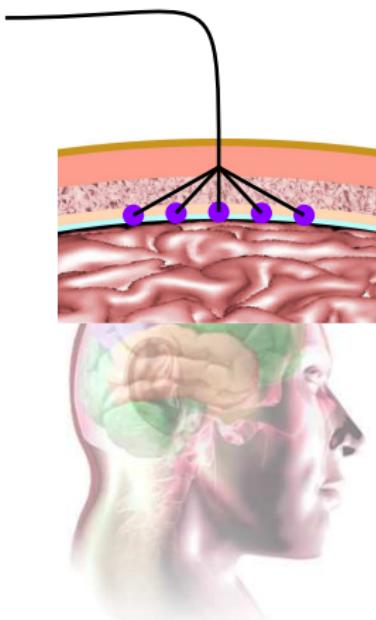
- Grille de 100 électrodes, développée par l'université de l'Utah
- Taille réelle : 4mm × 4mm, longueur d'une électrode 1 à 1,5 mm
- Implantées dans le cortex moteur primaire

Signaux recueillis

- Potentiels résultant de la décharge post-synaptique des neurones (spikes)
- Information portée par le « firing rate » lié à l'activité du neurone ou par la synchronisation des décharges



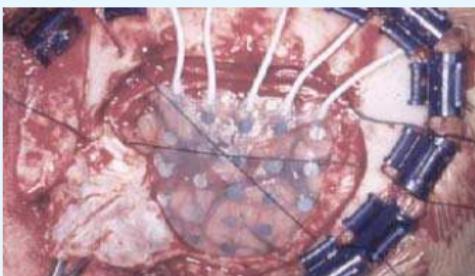
acquisition des signaux (2/3)



ECoG : Electro-CorticoGramme

Grille d'électrodes sur/sous la dure-mère

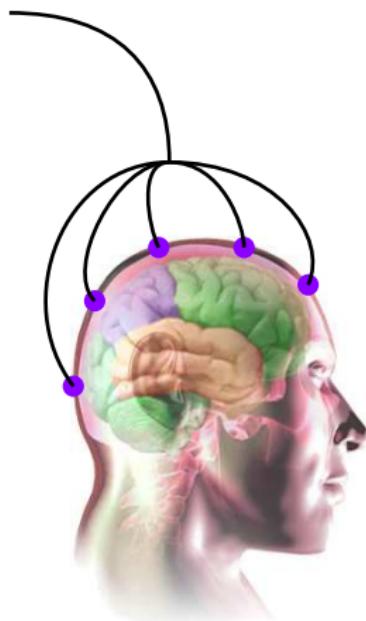
- Résolution spatiale moyenne, quelques millimètres
- Technique invasive, chirurgie délicate
- Stabilité correcte, enregistrement fiable pendant plusieurs mois



Grille sous-durale

acquisition des signaux

acquisition des signaux (3/3)



EEG : Electro-EncéphaloGramme

Ensemble d'électrodes sur le scalp

- Faible résolution spatiale, quelques centimètres
- Technique non invasive, sans risque
- Durée d'enregistrement limitée, quelques jours au maximum



Bonnet EEG standard



Casque EEG récent

types de BMI et apprentissage

Interaction entre deux contrôleurs adaptatifs

- L'utilisateur, qui apprend à maîtriser l'interface
- L'interface, qui s'adapte aux caractéristiques de l'utilisateur
- Très complexe : les deux « systèmes » apprennent en même temps

BMI actives (self-paced, asynchrones)

- L'utilisateur reste maître du processus de communication
- Contrôle volontaire de l'activité cérébrale (ex : imagerie motrice)
- Apprentissage principalement du côté utilisateur

BMI réactives (synchrone)

- L'utilisateur réagit à des stimuli générés par l'interface
- Potentiel lié à un évènement = réponse du cerveau au stimulus
- Apprentissage principalement du côté interface, rapide et efficace

BMI active : contrôle des variations d'un signal

BMI active : variation des potentiels ou des rythmes cérébraux

Potentiels corticaux lents (SCP = Slow Cortical Potentials)

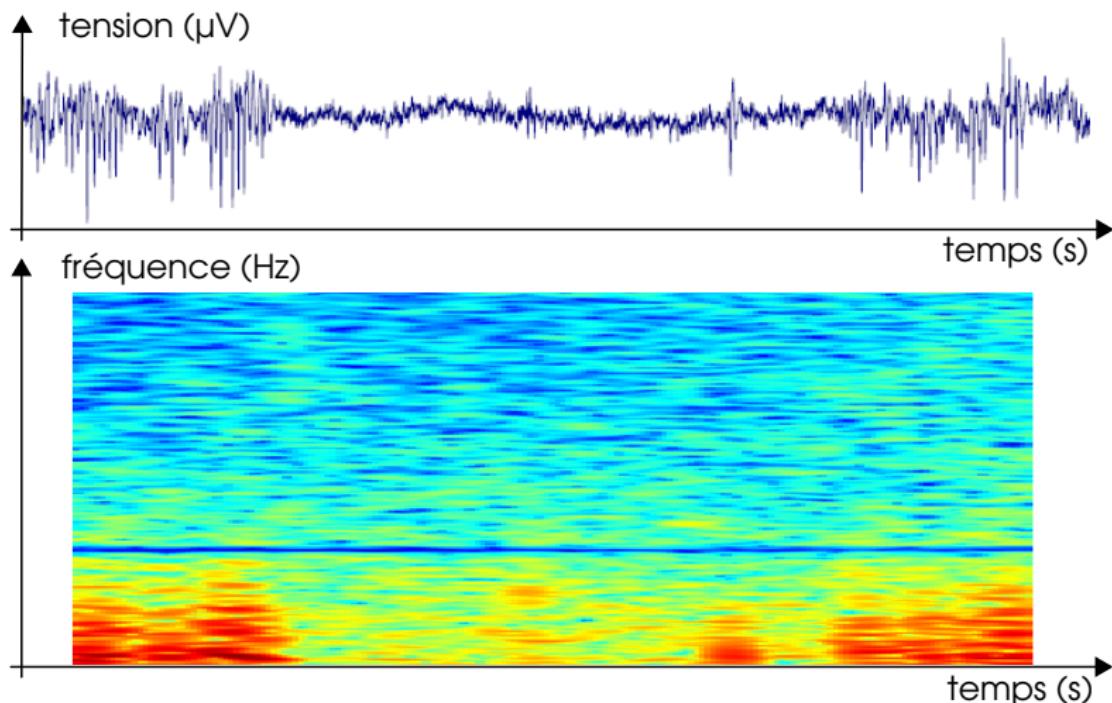
- Décalages lents du potentiel moyen cortical, fréquence < 1 Hz
- Liés à la variation d'activité de groupes de neurones étendus spatialement
- Amplitude de 10 à $100\mu\text{V}$, maximale au sommet du crâne (électrode Cz)

Variation des rythmes sensorimoteurs

- Rythme = proportion de l'énergie d'un signal dans une gamme de fréquences
- Variation normalement liée à une activité sensorielle ou motrice volontaire
- Variant également lorsque l'individu *imagine* une action au lieu de la réaliser (imagerie motrice)
- Exemples : Event-Related Desynchronisation (ERD) et Event-Related Synchronisation (ERS)

BMI active : contrôle des variations d'un signal

exemple d'ERD : mouvement d'une main



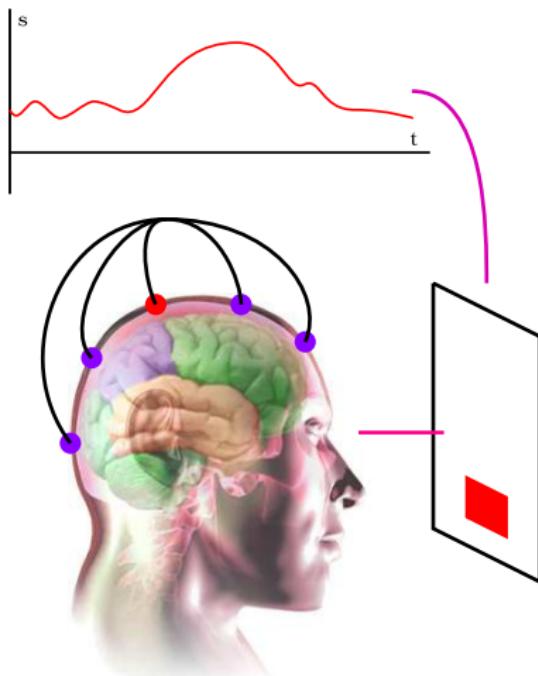
ooooooo
○○●○○○○

ooooooo

oooooo
○

BMI active : contrôle des variations d'un signal

apprentissage par bio-feedback



Extraction d'un signal

- Signal simple ou composé
- Filtré, transformé

Affichage compréhensif

- Visuellement simple
- Temps-réel

Apprentissage

- Contrôle grâce au feedback
- Long mais efficace

BMI réactive : potentiels évoqués

BMI réactive : potentiel évoqué par un stimulus (1/2)

Potentiel évoqué

Variation du niveau de potentiel électrique causé directement ou indirectement par la perception d'un stimulus

Type de potentiel

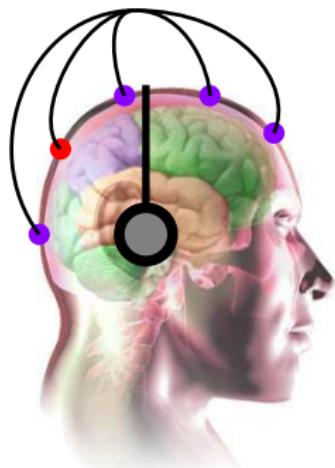
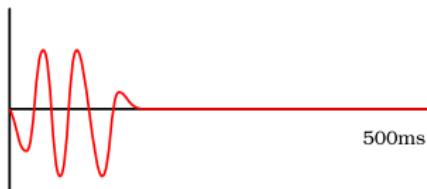
- Exogène = apparaissant lors d'une réaction involontaire. Stimulus visuel, tactile, auditif
- Endogène = apparaissant suite à d'une réaction volontaire après un stimulus (ex : P300)

Utilisation dans l'interface

- Détection des potentiels dans les signaux EEG
- Classification en temps-réel des réponses à un stimulus

BMI réactive : potentiels évoqués

BMI réactive : potentiel évoqué par un stimulus (2/2)



Potentiel évoqué auditif

- Stimulus : impulsions sonores
- Latence : 30-80 ms

Potentiel évoqué visuel

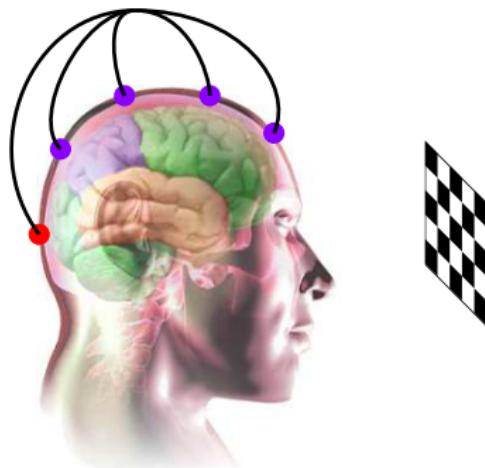
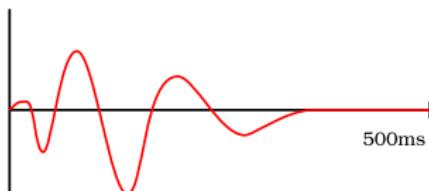
- Stimulus : damier clignotant
- Latence : 100-150 ms

P300, cognitif

- Stimulus + action cognitive
- Latence : 300-500 ms

BMI réactive : potentiels évoqués

BMI réactive : potentiel évoqué par un stimulus (2/2)



Potentiel évoqué auditif

- Stimulus : impulsions sonores
- Latence : 30-80 ms

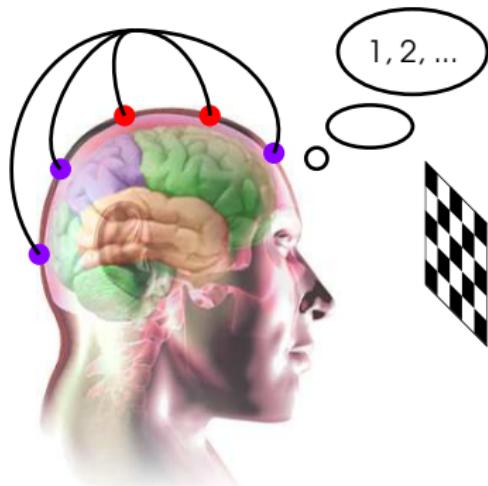
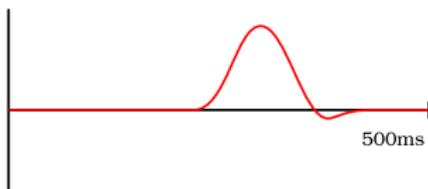
Potentiel évoqué visuel

- Stimulus : damier clignotant
- Latence : 100-150 ms

P300, cognitif

- Stimulus + action cognitive
- Latence : 300-500 ms

BMI réactive : potentiel évoqué par un stimulus (2/2)



Potentiel évoqué auditif

- Stimulus : impulsions sonores
- Latence : 30-80 ms

Potentiel évoqué visuel

- Stimulus : damier clignotant
- Latence : 100-150 ms

P300, cognitif

- Stimulus + action cognitive
- Latence : 300-500 ms

traitement des signaux

Traitements spatiaux

- Objectifs : améliorer le rapport signal / bruit et éliminer les artéfacts
- Soustraction moyenne globale ou locale, Laplacien sur 4, 8 voisins
- Analyse en composantes indépendantes
- Localisation des sources corticales (avec ou sans données anatomiques de la personne)

Transformations temps-fréquence

- Objectif : extraire la puissance du signal dans une bande de fréquences
- Transformée de Fourier fenestrée (STFT)
- Filtres auto-régressifs
- Filtrage sélectif ou adaptatif, transformée en ondelettes

traitement des signaux et classification

régression / classification / reconnaissance

Traduction en commande

- Régression si contrôle d'une valeur continue
- Classification si contrôle d'une valeur binaire ou multi-valuée

Extraction des éléments caractéristiques

- Caractéristiques standard : connaissances a priori issues d'experts en électrophysiologie.
exemples : potentiels évoqués de type N100, P300, puissances dans des bandes de fréquences (rythmes μ , β)
- Caractéristiques propres à chaque individu : nécessite un apprentissage mais beaucoup plus efficace.
exemples : analyse en composantes principales (non supervisé), common spatial patterns (supervisé)

traitement des signaux et classification

exemple : P300 speller

Traitements et extraction de caractéristiques

- Filtrage spatial de type Laplacien 4 voisins
- Attributs : niveau du signal à chaque instant après le stimulus
- Electrodes situées sur la ligne médiane et en occipital

Apprentissage

- Réalisé hors-ligne sur des données enregistrées
- Prototype d'apprentissage : features + classe correspondante
- Résultat = paramètres du classifieur

Classification

- Étape réalisée en-ligne et en temps-réel (cadence des stimuli)
- Réponse -> features -> classe correspondante (standard ou cible)

communication palliative / aide à la mobilité

Communication palliative

- P300 speller : potentiels évoqués cognitifs, interface réactive
- interface TTD : Thought Translation Device, interface active
- interface Dasher-BCI : contrôle à un degré de liberté, interface active

Aide à la mobilité : fauteuils roulants

- projet MAIA : Mental Augmentation through Determination of Intended Action

interface cerveau-machine

BMI active vs. BMI réactive

palliation du handicap moteur sévère

activité BMI au LAGIS et au LiFL

conclusion

oooooooooooo

oooooooooooo

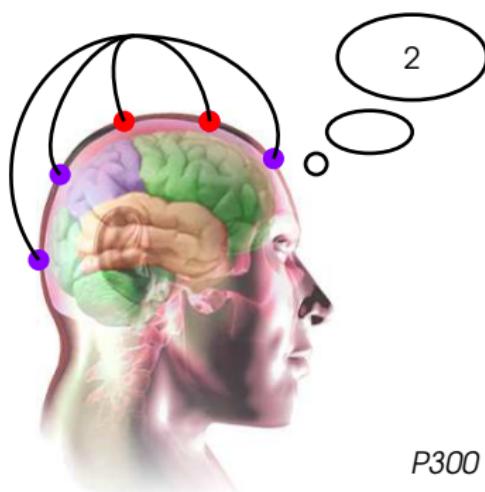
●oooooooo

oooooo

o

P300 speller

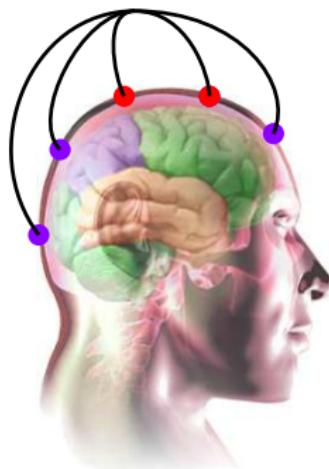
principe du "P300 speller"



P300 speller

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

principe du "P300 speller"



P300 speller



interface cerveau-machine
oooooooooo

BMI active vs. BMI réactive
oooooooooo

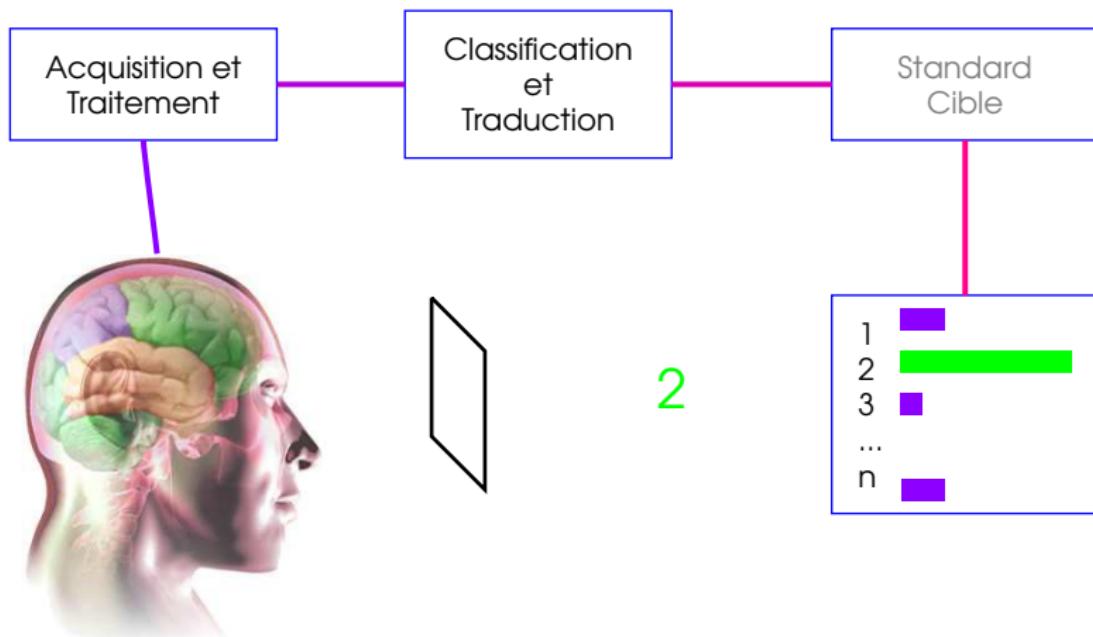
palliation du handicap moteur sévère
●●○○○○○

activité BMI au LAGIS et au LiFL
oooooo

conclusion
o

P300 speller

nécessité de répéter les stimuli



performances du P300 Speller

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

Caractéristiques

- BMI non invasive synchrone
- Détection des ERPs de type P300

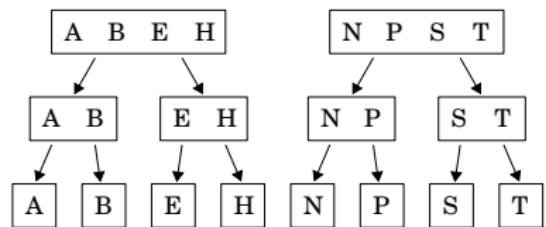
Performances croissantes grâce à l'amélioration

- Techniques d'Acquisition et de Filtrage
- Techniques de Classification
- Adaptation aux utilisateurs en Apprentissage

Performances actuelles

- Vitesse de saisie : 7,8 car/mn (tétraplégiques)
- Taux de reconnaissance : 80 %
- Tests avec patients SLA, LIS, tétraplégiques

interface TTD : Thought Translation Device



Principe général

- Saisie d'un caractère par dichotomies successives de l'alphabet
- Sélection par variation du potentiel cortical lent

Caractéristiques

- BMI non invasive asynchrone
- Détection des SCP

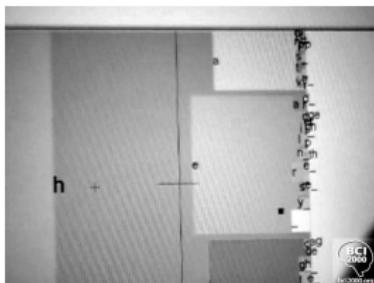
Performances

- Tests sur patients atteints d'ALS
- Vitesse de saisie : 1 lettre toutes les 2 mn

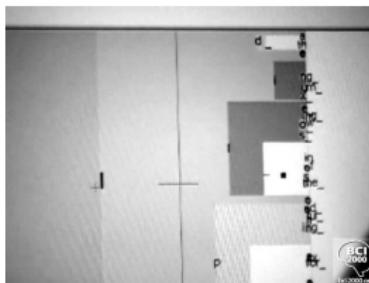
interface Dasher-BCI (1/2)

Description générale du Dasher

- Adaptation de l'interface DASHER pour handicapés sévères
- Dasher : Interface de saisie prédictive
 - Composée d'un curseur et une série de lettres apparaissant dans un "paysage"
 - Défilement constant du paysage de la droite vers la gauche
 - Navigation en contrôlant le mouvement du vertical du curseur
 - Zoom continu sur la zone située à proximité du curseur
 - Sélection de la lettre contenue dans la zone quittant l'écran par la gauche



Dasher BCI



Interface Dasher-BCI (2/2)

Caractéristiques de l'interface BMI

- BMI non invasive asynchrone
- Analyse de l'activité oscillatoire sensorimotrice
- Acquisition ... Signal commande : BCI'2000
- Nécessite une phase d'apprentissage
 - Sélection des mouvements imaginés les plus discriminants

Performances

- Tests uniquement sur personnes valides
- Difficulté majeure pour handicap moteur sévère : attention et contrôle permanents nécessaires

Millan et coll. - IDIAP - Suisse



Principe

- Interface Commande avec stratégie collaborative adaptative
- 3 commandes : gauche, droite, avant

Caractéristiques de l'interface BMI

- BMI non invasive asynchrone
- Analyse signaux EEG spontanés
- Apprentissage : sélection des 3 états mentaux les plus discriminants

Performances

- Tests avec 2 volontaires valides
- Taux de reconnaissance moyen : 55 %
- Suffisant pour pilotage le long d'un couloir

au LAGIS / LIFL

au LAGIS ...

- Émergence de la thématique dans l'équipe "Vision & Images" en 2005
- "groupe" reconnu par le laboratoire LAGIS en 2007

... et au LIFL

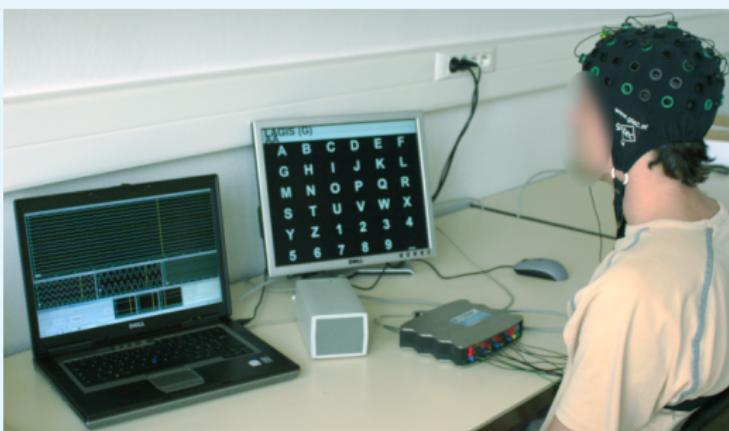
- Émergence de la thématique dans l'équipe NOCE en 2005

études réalisées et projets

- interface portative, configurable rapidement
- BMI "faiblement invasives" (électrodes extra-durales, CHU Nantes)
- ergonomie des salles d'expérimentation BMI (master Handicap, Paris 8)
- "cinéma émotif", accompagnement d'un projet du pôle images
- comparaison de technologies d'enregistrement EEG, CPER CIA, PIRVI
- assistance pour patients DMD (CHRU Lille)

interface BCI portative

- communication palliative par le biais d'une interface non invasive
- interface autonome, portative et facilement configurable permettant le test au domicile d'un patient (1)
- technique d'apprentissage "correcte" mais "non optimale" (2).

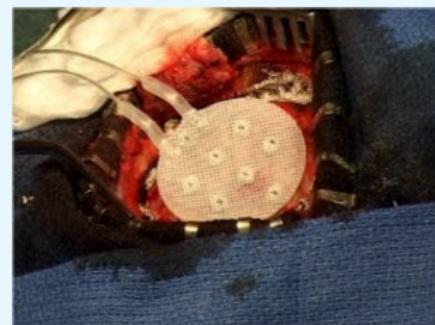


(1) A. Van Langhenhove, M-H. Bekaert, F. Cabestaing, *Leaving the lab : a portable and quickly tunable BCI*, BCI Meets Robotics : Challenging Issues in Brain-Computer Interaction and Shared Control (MAIA'07)

(2) D.J. Krusinski, E.W. Sellers, F. Cabestaing, et. al, *A comparison of classification techniques for the P300 speller*, Journal of Neural Engineering, vol. 3, pp. 299-305, Déc. 2006

interface BCI "faiblement invasive"

- signaux captés par des électrodes extradurales placées à l'aplomb du cortex moteur
- opération chirurgicale bénigne, stabilité des électrodes estimée à au moins 10 ans, disponibilité 24h/24 de l'interface
- test sur un patient + évaluation de l'apport dans le cadre d'une récupération fonctionnelle (3)

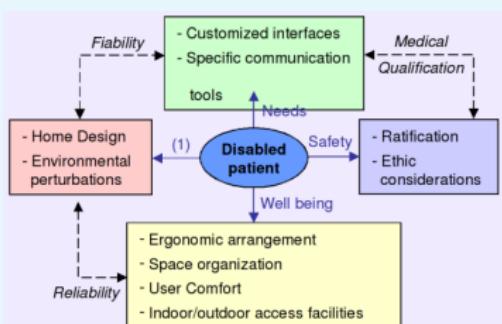


Mouvement de la main

(3) A. Van Langhenhove, M-H. Bekaert, F. Cabestaing, J-P. Nguyen, *Interfaces cerveau-ordinateur et rééducation fonctionnelle : Étude de cas chez un patient hémiparétique*, Sciences et Technologies pour le Handicap (Hermes), vol. 2, no. 1, pp. 41-54, 2008

approche ergonomique, conception centrée utilisateur (4)

- repenser les salles d'expérimentation BCI, pour prendre en compte l'aspect "humain" et pas seulement l'aspect technique
 - conception centrée utilisateur : besoins, bien-être, interface adaptée aux spécificités du patient
 - simulation de situations écologiques pour faciliter le transfert ultérieur vers le domicile



(4) S. Leclercq, M-H. Bekaert, C. Botte-Lecocq, *Intégration des facteurs humains dans l'expérimentation des interfaces cerveau-machine*, Conférence Handicap 2010, pp. 215-220, IFRATH, Juin 2010

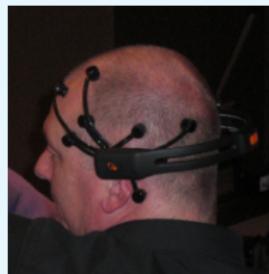
projet "cinéma émotif"

objectifs et cadre du projet

- permettre à des spectateurs d'influencer le déroulement d'un spectacle vivant en fonction de leur état émotionnel
- projet financé par le pôle images sur la période 2011-2012 (le LAGIS et le LIFL n'étaient pas partenaires de ce projet...)
- assistance technique et conseils concernant la faisabilité, expérimentation de 3 jours en avril 2012



salle RV



casque "EPOC"



induction d'émotion

CPER “Campus Intelligence Ambiante” (2010-2013)

plateforme “Interactions-Réalité Virtuelle-Images”

- activité commune avec l'équipe NOCE du LIFL (Laboratoire d'Informatique Fondamentale de Lille)
- ajout de la thématique de recherche IHM à celles qui concernent le traitement des signaux et la classification des données
- acquisition multi-modalités (BCI + autres signaux physiologiques)
- comparaison de différentes technologies d'acquisition des signaux électrophysiologiques



casque “EPOC”

www.emotiv.com



casque “NIA”

www.ocztechnology.com



g-MobiLab+

www.gtec.at

le futur des BMI ?

- mesure directe de l'activité cérébrale et traitement en ligne, mais...
... retour via une stimulation visuelle, auditive ou tactile !
- principales limitations : réafférentation lente et non ciblée, très peu de degrés de liberté (maxi 3 en non-invasif)

fermeture de la boucle ?

- sorties : cerveau vers actionneurs, ex : contrôle d'un mouvement
- entrées : retours sensoriels, ex : mesure d'un effort articulaire

autres paradigmes ?

- interfaces hybrides : combinaison avec d'autres modalités
- interfaces passives : monitoring de l'état mental de l'utilisateur

autres domaines d'application ?

- interfaces dédiées à des personnes valides : jeux vidéo, etc.
- problème rencontré pour l'instant : ça ne marche pas bien...