HAL
archives-ouvertes.fr

Marqueurs neurophysiologiques pour les interfaces cerveau-ordinateur passives

Raphaëlle N. Roy, Jérémy Frey

To cite this version:

Raphaëlle N. Roy, Jérémy Frey. Marqueurs neurophysiologiques pour les interfaces cerveau-ordinateur passives. Les interfaces cerveau-ordinateur 1, 2016, 978-1-78405-148-8. .

HAL Id: hal-01413448

https://hal.inria.fr/hal-01413448

Submitted on 9 Dec 2016

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.

Chapitre 5

Marqueurs neurophysiologiques pour les interfaces cerveau-ordinateur passives

5.1. BCI passives et états mentaux

5.1.1. *BCI passives : définition*

Depuis peu, la structure des interfaces cerveau-ordinateur (BCI) au sens « propre » du terme a été détournée de son but premier – à savoir le contrôle d'un effecteur par le sujet – afin de fournir un outil d'estimation de l'état mental d'un individu. On parle ainsi de BCI « passives » pour nommer des systèmes qui ne vont plus utiliser une activité cérébrale volontairement dirigée vers le contrôle d'un effecteur, mais qui vont, en revanche, utiliser des signaux générés involontairement par un individu afin d'enrichir la communication homme-machine de manière implicite mais aussi afin d'effectuer un suivi d'un opérateur dans des situations de travail variées et en général à risque (ex : pilotage, conduite, surveillance d'usine)[GEO 10, PUT 10, ZAN 11]. Ce nouvel outil alliant neuroimagerie et traitement du signal vient combler un besoin dans le champ du mental state monitoring (MSM), et permet de répondre à un besoin grandissant en neuroergonomie. La structure globale d'une BCI passive est donnée par la figure 5.1. Elle comprend l'acquisition des signaux cérébraux, une chaîne de traitement du signal qui inclue des pré-traitements et un conditionnement du signal, une extraction des marqueurs pertinents, une traduction de ceux-ci et enfin une utilisation de cette traduction pour adapter le système ou faire un retour. Comme nous allons le voir par la suite, différents états mentaux peuvent ainsi être caractérisés et estimés par les BCI passives. Cette estimation se base sur des marqueurs neurophysiologiques variés qui seront détaillés plus loin.

Chapitre rédigé par Raphaëlle N. ROY et Jérémy FREY.

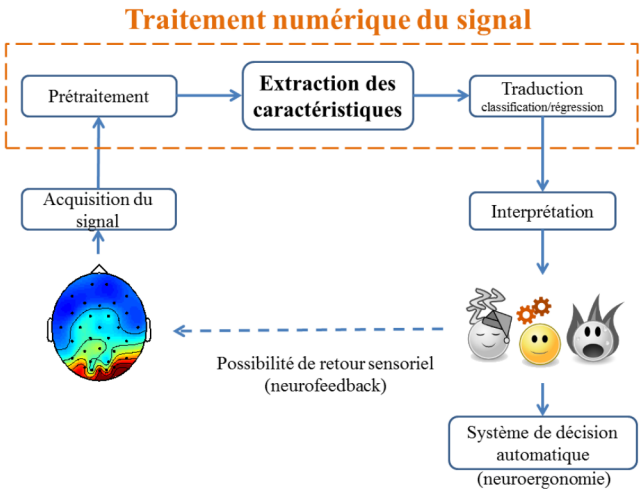

Figure 5.1 – Structure générale d'une BCI passive

5.1.2. *Notion d'états mentaux*

Les BCI passives ont pour but d'estimer divers états mentaux, tels que l'engagement de ressources attentionnelles et cognitives – ce qui recoupe l'attention, la fatigue mentale et la charge mentale –, la détection d'erreurs et les émotions d'un opérateur pour n'en nommer que quelques uns. Chacun présente une définition en termes de processus cognitifs et physiologiques impliqués, ainsi que de performances comportementales et de marqueurs neurophysiologiques. Dans le cadre de ce chapitre, nous nous sommes concentrés sur les marqueurs électroencéphalographiques de quelques uns des états mentaux majeurs de la littérature scientifique. Ces états sont présentés séparément, mais il faut noter qu'il existe des interactions entre les états mentaux, interactions jouant au niveau cognitif, et ayant des répercussions au niveau comportemental et neurophysiologique. Ces interactions sont encore peu documentées et les systèmes actuels ne les prennent pas encore en compte.

5.1.3. *Grandes catégories de marqueurs neurophysiologiques*

Les BCI utilisent des marqueurs extraits du signal d'intérêt de différents types. Par exemple, on peut utiliser des marqueurs spectraux (ex : puissance dans une bande de fréquence donnée), des marqueurs temporels (ex : potentiels évoqués par une stimulation donnée), et encore des marqueurs spatiaux (ex : activation relative de certaines aires cérébrales). Ces trois types de marqueurs sont décrits plus en avant dans le chapitre 4.

5.2. Charge mentale

5.2.1. *Définition*

La charge mentale peut être définie comme la difficulté de la tâche effectuée et l'effort mental associé à celle-ci par l'individu [GEV 07]. Elle dépend donc des capacités et de l'investissement de chacun [CAI 07]. Ce terme de charge mentale est très général et l'on en retrouve mention dans des études faisant varier cette difficulté aussi bien en termes de :

– nombre d'items à garder en mémoire (mémoire à court terme / de travail) ;

– nombre de tâches à réaliser en parallèle (attention divisée) ;

– difficulté perceptive (ex : perception visuelle en 3D) ;

– ou encore pression temporelle (stress).

5.2.2. *Marqueurs comportementaux*

L'effet de cette charge mentale sur le comportement a été extensivement documenté dans la littérature. Ainsi, tout degré de difficulté plus élevé entraînera une diminution des performances comportementales, que ce soit une augmentation du temps de réaction ou une baisse de la justesse des réponses. Par exemple, grâce au paradigme classique de mémorisation d'items et de recherche en mémoire de Sternberg [STE 66], il est montré que le temps de réaction des sujets augmente linéairement avec le nombre d'items à mémoriser [STE 69, GOM 06].

5.2.3. *Marqueurs EEG*

Sur le plan fréquentiel, plusieurs études montrent une modulation de la puissance spectrale de certaines bandes de fréquence avec le niveau de charge mentale. Ainsi, lors de l'augmentation de la charge mentale, une diminution de la puissance spectrale en alpha (8-14Hz) en centro-pariétal (ex : Pz) est observée conjointement à une augmentation de la puissance en thêta (4-8Hz), voire delta (0-4Hz), en centro-frontal (ex : Fz) [GEV 00, MIS 06, GOM 06, HOL 09, ANT 10]. Plusieurs études montrent également des variations dans la bande de fréquence gamma avec la difficulté de la tâche et le niveau de charge mentale des individus [BER 07, OSS 11]. De ces variations a découlé la création de plusieurs indices, comme par exemple le ratio de l'activité fronto-centrale en thêta et de l'activité pariétale en alpha [GEV 03, HOL 09].

Concernant les études en potentiels évoqués, celles-ci ont principalement été menées grâce à des tâches concurrentes de détection de cibles. L'amplitude de la composante P300 des cibles serait un indice fiable de l'allocation de ressources en mémoire de travail [KOK 01, FU 07]. Des études montrent ainsi une diminution d'amplitude de

la P300 avec l'augmentation de charge mentale [NAT 81, KOK 01, HOL 09, SCH 04]. Outre cette P300, quelques auteurs mettent aussi en évidence une modulation de composantes neuronales plus précoces avec la charge mentale : il s'agit des composantes N1, N2 et P2, qui voient elles aussi leur amplitude diminuer avec l'augmentation de la charge [ALL 08, MIL 11]. Enfin, Miller et collaborateurs ont démontré la diminution de l'amplitude de la LPP (*late positive potential*) avec l'augmentation de la difficulté de la tâche [MIL 11].

5.2.4. *Exemple d'application : contrôle aérien*

Il existe de ces domaines où les capacités d'analyse des opérateurs sont continuellement sollicités et où la charge mentale peut rapidement exercer un stress important lorsque les stimuli deviennent trop nombreux. Les contrôleurs aériens suivent les trajectoires de multiples appareils à la fois et doivent rapidement réagir lorsque les directives sont mal appliquées ou que survient un imprévu. Il font face à une information complexe et foisonnante. Leur environnement de travail a beau être adapté pour présenter les données de manière claire, il peut arriver des situations où ils se retrouvent en difficulté. Afin d'éviter la survenue de conditions périlleuses, les BCI passives peuvent aider à adapter l'interface informatique en fonction de la charge mentale des aiguilleurs du ciel, modulant ainsi la difficulté de la tâche [ABB 14]. Le contrôle de drones aériens connaît des problématiques similaires, et là encore la mesure en temps réel du niveau de charge mentale permet d'augmenter la fiabilité, par exemple en ajustant le nombre de drones que l'opérateur doit gérer [AFE 14].

5.3. Fatigue mentale et vigilance

5.3.1. *Définition*

Comme le rapportent Oken et collaborateurs [OKE 06], la vigilance se définit de différentes manières selon le champ d'étude et selon les auteurs. Ainsi, les psychologues et certains scientifiques cognitivistes utilisent ce terme pour désigner une capacité à soutenir son attention lors de la réalisation d'une tâche sur une période de temps donnée, et parlent alors de « vigilance decrement » lorsque les performances des sujets diminuent avec le temps passé sur la tâche (« time-on-task effect », augmentation des temps de réaction et baisse des taux de détection correcte). Certains auteurs utilisent d'autres termes que « vigilance », mais avec la même définition opérationnelle. Ainsi, on trouve souvent mention de fatigue mentale, ce qui fait alors référence à un état survenant lors de la réalisation d'une tâche mentale longue et fatigante exigeant des sujets qu'ils maintiennent leur attention soutenue, par exemple lors d'une tâche de conduite automobile [LAL 02, KAT 09, ZHA 12, BOR 12]. Cette fatigue mentale joue sur la capacité des sujets à maintenir un niveau d'attention soutenue appropriée,

donc sur la vigilance [BOK 05]. Enfin, pour les neurophysiologistes, ce terme correspond au niveau d'éveil physiologique sur un continuum sommeil-veille sans mention d'état cognitif ou comportemental. Dans cet ouvrage nous utiliserons le terme de fatigue mentale pour référer au processus graduel et cumulatif associé à la baisse de vigilance et faisant suite à une augmentation du temps passé sur la tâche [LAL 02].

5.3.2. *Marqueurs comportementaux*

L'état de fatigue mentale est classiquement défini par une chute des performances comportementales. Le temps de réaction des sujets augmente ainsi quasi linéairement avec l'augmentation du temps passé sur la tâche [MAC 68, GAL 77, SCH 09, KAT 09, ZHA 12, BOK 05, PAU 97]. De plus, la justesse des réponses chute également [PAU 97].

5.3.3. *Marqueurs EEG*

Sur le plan fréquentiel, une baisse de la capacité de vigilance se traduit par une augmentation progressive de l'activité EEG de basse fréquence, [KLI 99, OKE 06, ZHA 12], particulièrement dans les bandes de fréquence alpha les plus basses [GAL 77, BOK 05] et thêta [PAU 97, BOK 05, ZHA 12]. À ces augmentations s'ajoute une diminution de l'activité haute fréquence [KLI 99, LAL 02, OKE 06, ZHA 12, FAB 12].

Concernant l'activité EEG évoquée, l'amplitude de la composante P3 diminuerait avec la baisse de la vigilance [KOE 92, MUR 05, OKE 06, SCH 09]. D'autres auteurs avancent aussi que sa latence augmenterait également [KAT 09, ZHA 12]. Enfin, concernant des composantes plus précoces, l'amplitude de la composante N1 diminue avec le temps passé sur la tâche au niveau des électrodes pariétales [BOK 05, FAB 12], tandis que celle de la composante N2b augmente avec celui-ci au niveau des électrodes centrales [BOK 05].

5.3.4. *Exemple d'application : conduite automobile*

La conduite automobile fait partie de ces problèmes de sécurité et de santé publique où les BCI passives pourraient participer à la réduction du nombre d'incidents. Si quantité de dispositifs plus simples, comme l'enregistrement des mouvement oculaires, permettent déjà de détecter les états de micro-sommeil, l'EEG peut lui travailler en amont et prévenir encore plus tôt l'apparition d'erreurs et de comportements dangereux [BLA 10]. Encore à l'état de prototypes, les BCI passives sont étudiées à l'aide de simulateurs de conduite [LAL 02]. Leurs performances laissent espérer qu'un jour ces systèmes puissent être utilisés pour augmenter la sécurité sur les routes.

5.4. Attention

5.4.1. *Définition*

L'attention sélective, temporelle et spatiale, est la capacité à détecter et sélectionner spécifiquement un item cible, pertinent pour la tâche (à des fins de traitement approfondi) et à ignorer les items distracteurs, et ce, lorsque tous ces items sont présentés simultanément ou séquentiellement [HIL 73, POS 80]. Cette capacité d'attention sélective à des événements d'importance élevée requérant une action spécifique peut être primordiale en milieu écologique (c'est-à-dire tâche de la vie quotidienne). Celle-ci est très sollicitée par exemple en situation de surveillance de systèmes pour un opérateur de centrale nucléaire, pour un contrôleur aérien [FU 07], ou encore en situation de conduite automobile ou de pilotage aérien ou spatial, plus ou moins exigeante et de longue durée.

5.4.2. *Marqueurs comportementaux*

De la même manière que les performances comportementales sont dégradées par une augmentation de la charge ou de la fatigue mentale, une diminution de l'attention portée à la tâche ou à un stimulus entraîne une diminution des performances de l'individu [POS 80, MAN 95]. Ainsi, Posner et ses collaborateurs ont montré que nous sommes bien plus rapides pour des tâches de détection lorsque nous portons préalablement notre attention sur l'emplacement d'apparition de la cible [POS 80].

5.4.3. *Marqueurs EEG*

Une tâche classiquement utilisée pour étudier l'attention sélective est la tâche d'oddball. Cette tâche consiste à détecter un item cible, en général rare (présent dans 10 à 20% des essais), parmi une séquence d'items distracteurs fréquents (80 à 90% des essais) [FIT 81, FRI 01, KOK 01]. Selon les études, les sujets doivent compter les items cibles rares, ou bien effectuer une réponse spécifique pour ceux-ci (exemple : réponse bouton uniquement pour les cibles, ou bien boutons différents selon les items). Dans ce type de tâche, l'attention sélective s'accompagne d'un effet de probabilité d'occurrence d'un item. Le résultat classiquement observé pour cette tâche, lorsqu'elle est réalisée en vision, est une modulation de la composante P300 évoquée en pariéto-central et occipital par le traitement des items selon leur fréquence de présentation. En effet, la P300 d'un item cible sera plus ample et plus longue que celle d'un item distracteur, avec une différence d'amplitude d'autant plus importante que l'item cible est rare [HIL 73, PIC 92, KOL 97, FRI 01, GOM 06, FU 07]. C'est pourquoi cette composante est aussi très étudiée dans le cadre des BCIs actives, plus particulièrement pour le paradigme du P300 speller [GRA 10].

D'autres composantes neuronales plus précoces sont aussi modifiées par cette attention sélective pour un type d'items, avec, par exemple, une amplitude de la composante N1 plus importante pour les items cibles que pour les items distracteurs au niveau du vertex en audition [HIL 73], et au niveau des électrodes pariétales en vision [FAB 12]. Enfin, la composante N2b aurait une amplitude plus importante pour les cibles que pour les distracteurs, au niveau des électrodes centrales [BOK 05].

Concernant les marqueurs EEG fréquentiels, le traitement des items rares et fréquents se différencie au niveau de l'activité évoquée dans les bandes delta, thêta et alpha en fronto-central et pariéto-central, avec une prolongation de cette activité dans le cas des items rares [KOL 97, BAS 92, YOR 98, ONI 09].

5.4.4. *Exemple d'application : enseignement*

S'il y a bien un milieu où l'attention a parfois tendance à chuter drastiquement malgré toute la bonne volonté du monde, c'est l'enseignement. Quel professeur n'a jamais redouté le terrible créneau de 14h, celui juste après le repas, où seul les regards vides et repus répondent aux plus éloquents exposés ? Et s'il y a bien une population d'élèves qui souffre plus que les autres d'un manque de capacité à pouvoir longtemps sélectionner et traiter l'information, ce sont les enfants qui souffrent du trouble de déficit de l'attention. Réunissez les deux, rajoutez une louche de réalité virtuelle, saupoudrez de BCI passives, et vous obtenez un système qui permet aux élèves de surmonter leurs difficultés en contrôlant la présence de distracteurs dans l'environnement simulé et en récompensant ceux qui arrivent à rester attentifs [CHO 02].

5.5. Détection des erreurs

5.5.1. *Définition*

C'est l'individu qui est mesuré à l'aune des BCI passives. Aussi prenons-nous ici la notion « d'erreur » dans un sens subjectif. Pour un utilisateur, une erreur survient lorsque le résultat d'une action diffère de ce à quoi il s'attendait. Il n'est pas question de ce qui est « juste » ou « faux », comme de juger des réponses à un questionnaire ou bien de faillir à réaliser une tâche. Ce sont les représentations que se fait une personne à propos de son environnement qui comptent. On peut distinguer 4 types d'erreurs différentes [FER 08] :

– l'erreur de réponse se détecte chez un opérateur qui réalise avoir commis une faute ;

– l'erreur d'interaction survient lorsqu'un système réagit de façon inattendue ;

– l'erreur d'observation est produite par une tierce personne que l'on observe ;

– l'erreur de *feedback* est mesurée alors qu'une sanction (récompense ou punition) diffère des prévisions.

5.5.2. *Marqueurs comportementaux*

Si la *production* d'erreurs n'est pas à l'étude, la capacité d'une personne à détecter un évènement non congruent dépend directement de son état de vigilance et de son niveau d'attention. Une fois qu'une erreur est repérée, ou bien l'opérateur cherchera à la rectifier, s'il peut agir sur le système, ou bien, comme c'est souvent le cas dans un cadre d'apprentissage, il modifiera ses représentations internes pour s'en accommoder.

5.5.3. *Marqueurs EEG*

La détection d'erreur utilise les potentiels évoqués, alors appelés « potentiels d'erreur », avec comme principal site d'enregistrement FCz [SCH 00, PAR 03]. À la fois les composantes négatives et positives des potentiels sont étudiées. Elles permettent non seulement de déterminer si une erreur a été détectée, mais aussi de discriminer le type d'erreur dont il est question. Il est même parfois possible de mesurer des potentiels d'erreur sans que la personne ait conscience de sa faute [NIE 01].

Dans la réalisation d'une tâche simple comme la sélection de cibles, une composante négative survenant après 80ms est caractéristique d'une erreur de réponse [FAL 00], quand un délai de 250ms est associé à une erreur de feedback [HOL 02], ou que la présence tardive d'une composante positive dénote une erreur d'interaction [FER 08]. Les amplitudes de ces composantes sont proportionnelles à la fréquence des erreurs [FER 08].

5.5.4. *Exemple d'application : interfaces tactiles et robotique*

Quoi de plus pénible qu'un ordinateur qui ne fait pas ce qu'on lui demande ? On appuie sur un bouton et c'est le mauvais menu qui s'affiche, on appuie sur une touche et il efface sans coup férir le travail des six derniers mois – celui qu'on n'avait jamais pris le temps de sauvegarder. Il y aurait de quoi perdre patience. Cerise sur le gâteau, plus les interfaces évoluent et plus on a parfois l'impression que l'informatique prend un malin plaisir à n'en faire qu'à sa tête. Pas de panique, le tableau n'est pas si sombre. L'utilisation de l'EEG pour détecter les erreurs d'interaction est un pas en avant afin de créer des systèmes qui se corrigent tout seuls en cas de mauvaise réponse, par exemple avec les interfaces tactiles [VI 12] ou gestuelles [CHA 10]. Ceci peut être d'autant plus utile quand à l'autre bout du fil ne se trouve pas un ordinateur statique, mais un robot faisant allègrement rebondir sa centaine de kilos d'alliage. Déjà plus anxiogène. Là encore, la reconnaissance d'erreurs pourrait permettre de corriger en une fraction de seconde un mauvais comportement, que ce soit au cours d'une interaction avec un humain [FER 08] ou bien lorsque ce dernier se contente d'observer la machine [ITU 10].

5.6. Émotions

5.6.1. *Définition*

Comme l'a démontré Paul Ekman en étudiant différentes cultures, il y a une composante universelle dans la reconnaissance d'émotions, et par extension dans leur production [EKM 99]. Il existe différentes nomenclatures pour classer et décrire les émotions. La plus couramment utilisée distingue deux dimensions : la *valence* et l'*activation*. La valence correspond à la « qualité » de l'émotion, et varie du négatif (exemple : « peine ») au positif (exemple : « joie »). Le second axe, l'activation, rend compte du « niveau d'intensité » de l'émotion. On dira que l'« ennui » possède une activation faible tandis que l'« effroi » traduit une activation élevée [PIC 95].

5.6.2. *Marqueurs comportementaux*

Nous sommes revenus des considérations philosophiques qui, en opposant corps et esprit, tenaient à distinguer la « Raison » des émotions. Les travaux en neurosciences ont montrés que la composante émotionnelle était inextricablement liée aux mécanismes de prise de décision [DAM 94]. Les émotions permettent de trancher plus rapidement entre les alternatives, une valence positive pouvant guider un choix. Elles ont aussi un effet sur le comportement qui peut se décrire par les notions d'approche et d'évitement. Lorsque l'on compare notre temps de réaction entre des stimulations négatives et positives, nous sommes plus prompts à éviter ce qui présente un danger (évitement) et plus rapide à nous saisir d'objets qui semblent apporter une récompense (motivation d'approche) [CHE 99].

Un état d'activation élevé entraîne de nombreux changement physiologiques, mais l'inverse est aussi vrai, et une augmentation de l'activité métabolique, comme une accélération du rythme cardiaque, peut instiller des émotions et influer sur nos réactions [SCH 62]. L'étude des émotions permet aussi de desceller les différences qui peuvent marquer certaines populations. Ainsi les enfants ont des difficultés à distinguer les variations d'intensité dans les émotions [POS 05].

5.6.3. *Marqueurs EEG*

Plus souvent qu'avec d'autres états mentaux, la détection d'émotions à l'aide de données purement issues de la neuroimagerie se prête à controverse. Avec les BCI passives, l'EEG est en effet souvent utilisé, un outil qui enregistre *aussi* les contractions musculaires du visage que nous avons bien du mal à réfréner quand nous sommes sous le coup de sentiments marqués. D'où un soin tout particulier à prendre en ce qui concerne les mesures effectuées [HEI 09].

Ceci étant, plusieurs marqueurs ont été associés avec la mesure d'émotions. La puissance spectrale de la bande alpha dans les lobes frontaux peut se corréler avec la valence émotionnelle. Une valence négative est corrélée avec une puissance qui décroît dans le lobe gauche, une valence positive étant au contraire liée à une asymétrie au sein du lobe droit [MOL 09]. Le niveau d'activation associé à un stimulus est quant à lui plus facilement détectable à travers la bande thêta, ou bien encore en étudiant l'amplitude des potentiels évoqués [MOL 09].

En plus de la nature du signal, l'étude des structures activées au cours d'une réponse émotionnelle permettrait de différencier quel a été le déclencheur, images ou bien sons dans [MUH 11].

5.6.4. *Exemples d'application : communication et développement personnel*

Il ne surprendra personne de lire que les émotions permettent de communiquer directement ses sentiments. Là où les BCI passives bousculent cette assertion des plus banales, c'est quand elles peuvent être utilisées pour révéler l'affection que nous portons à des objets sans vie, à l'instar des robots – qu'il soit question d'attirance ou de répulsion [STR 14]. Heureusement, les nouvelles technologies servent aussi à augmenter le lien social entre humains de chair et de sang. Quand bien même la mesure aurait ici moins à voir avec les ondes cérébrales qu'avec l'activité musculaire, les oreilles Necomimi de l'équipe *neurowear* sont un exemple frappant du type d'augmentation dont nous pourrions profiter. Ce sont de grosses oreilles de chat en peluche qui sont censées se mouvoir suivant l'état émotionnel du moment. De quoi échanger avec ses pairs en toute honnêteté. Et que ceux qui ont déjà assez de mal à supporter leurs semblables se rassurent, les mesures EEG peuvent les aider à se prendre en main, comme en situation de stress social [JEU 14]. Ce type d'étude participe à la mouvance du *neurofeedback*, comme le développera le chapitre 13 par la suite.

5.7. Conclusion

Grâce aux développements technologiques initiés par les BCI actives, les BCI passives ont pu voir le jour et sont en pleine expansion. Leurs apports sont multiples, allant de la recherche fondamentale en neurosciences cognitives (avec une meilleure compréhension des phénomènes neurophysiologiques qui sous-tendent les fonctions cognitives) à l'ergonomie (avec le développement de systèmes embarqués permettant de sécuriser des situations de travail ou de pilotage à risque) en passant par l'amélioration des interfaces homme-machine. Bien que de nombreux marqueurs de différents états mentaux aient déjà été identifiés, ceux-ci se recoupent souvent, ce qui peut ainsi perturber les systèmes de reconnaissance lors de leur utilisation en situation réelle. De plus, les interactions entre états mentaux peuvent altérer la pertinence de ces marqueurs. La recherche devrait donc se focaliser sur l'identification de marqueurs robustes aux tâches réalisées par les opérateurs, et robustes aux interactions entre états.

5.8. Bibliographie

[ABB 14] ABBASS H. A., TANG J., AMIN R., ELLEJMI M., KIRBY S., « Augmented Cognition using Real-time EEG-based Adaptive Strategies for Air Traffic Control », *HFES '14*, vol. 58, n° 1, p. 230–234, 2014.

[AFE 14] AFERGAN D., PECK E. M., SOLOVEY E. T., JENKINS A., HINCKS S. W., BROWN E. T., CHANG R., JACOB R. J., « Dynamic difficulty using brain metrics of workload », *CHI '14*, p. 3797–3806, ACM Press, 2014.

[ALL 08] ALLISON B. Z., POLICH J., « Workload assessment of computer gaming using a single-stimulus event-related potential paradigm », *Biol. Psychol.*, vol. 77, n° 3, p. 277–283, 2008.

[ANT 10] ANTONENKO P., PAAS F., GRABNER R., GOG T., « Using Electroencephalography to Measure Cognitive Load », *Educ Psychol Rev*, vol. 22, p. 425–438, 2010.

[BAS 92] BASAR-EROGLU C., BASAR E., DEMIRALP T., SCHÜRMANN M., « P300-response : possible psychophysiological correlates in delta and theta frequency channels. A review », *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 13, n° 2, p. 161–179, 1992.

[BER 07] BERKA C., LEVENDOWSKI D. J., LUMICAO M. N., YAU A., DAVIS G., ZIVKOVIC V. T., OLMSTEAD R. E., TREMOULET P. D., CRAVEN P. L., « EEG correlates of task engagement and mental workload in vigilance, learning, and memory tasks », *Aviat Space Env Med*, vol. 78, n° 5 Suppl, p. B231–244, 2007.

[BLA 10] BLANKERTZ B., TANGERMANN M., VIDAURRE C., FAZLI S., SANNELLI C., HAUFE S., MAEDER C., RAMSEY L., STURM I., CURIO G., MÜLLER K.-R., « The Berlin Brain-Computer Interface : Non-Medical Uses of BCI Technology. », *Front Neurosci*, vol. 4, n° December, page198, 2010.

[BOK 05] BOKSEM M., MEIJMAN T., LORIST M., « Effects of mental fatigue on attention : an ERP study », *Cogn. Brain Res.*, vol. 25, n° 1, p. 107–116, 2005.

[BOR 12] BORGHINI G., ASTOLFI L., VECCHIATO G., MATTIA D., BABILONI F., « Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness », *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2012.

[CAI 07] CAIN B., « A Review of the Mental Workload Literature 1.0 », 2007.

[CHA 10] CHAVARRIAGA R., BIASIUCCI A., FORSTER K., ROGGEN D., TROSTER G., MILLAN J. D. R., « Adaptation of hybrid human-computer interaction systems using EEG error-related potentials. », *IEEE Eng Med Biol Soc Ann*, vol. 2010, p. 4226–9, 2010.

[CHE 99] CHEN M., BARGH J. A., « Consequences of Automatic Evaluation : Immediate Behavioral Predispositions to Approach or Avoid the Stimulus », *Personality and Social Psychology Bulletin*, vol. 25, n° 2, p. 215–224, 1999.

[CHO 02] CHO B., LEE J., KU J., JANG D., KIM J., KIM I., LEE J., KIM S., « Attention Enhancement System using virtual reality and EEG biofeedback », *Proc. IEEE Virtual Reality*, vol. 2002, p. 156–163, IEEE Comput. Soc, 2002.

[DAM 94] DAMASIO A. R., *Descartes' error : emotion, reason, and the human brain*, 1994.

[EKM 99] EKMAN P., « Facial Expressions », *Handbook of Cognition and Emotion*, p. 301–320, 1999.

[FAB 12] FABER L. G., MAURITS N. M., LORIST M. M., « Mental Fatigue Affects Visual Selective Attention », *PLoS ONE*, vol. 7, n° 10, 2012.

[FAL 00] FALKENSTEIN M., HOORMANN J., CHRIST S., HOHNSBEIN J., « ERP components on reaction errors and their functional significance : a tutorial », *Biol. Psychol.*, vol. 51, n° 2-3, p. 87–107, 2000.

[FER 08] FERREZ P. W., MILLAN J. D. R., « Error-related EEG potentials generated during simulated brain-computer interaction. », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, n° 3, p. 923–9, 2008.

[FIT 81] FITZGERALD P. G., PICTON T. W., « Temporal and sequential probability in evoked potential studies », *Canadian J. Psychol.*, vol. 35, n° 2, p. 188–200, 1981.

[FRI 01] FRIEDMAN D., CYCOWICZ Y. M., GAETA H., « The novelty P3 : an event-related brain potential (ERP) sign of the brain's evaluation of novelty », *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 25, n° 4, p. 355–373, 2001.

[FU 07] FU S., PARASURAMAN R., « Event-related potentials (ERPs) in Neuroergonomics », PARASURAMAN R., RIZZO M., Eds., *Neuroergonomics : The brain at work*, p. 15–31, Oxford University Press, Inc., New York, NY, 2007.

[GAL 77] GALE A., DAVIES R., SMALLBONE A., « EEG correlates of signal rate, time in task and individual differences in reaction time during a five-stage sustained attention task », *Ergonomics*, vol. 20, n° 4, p. 363–376, 1977.

[GEO 10] GEORGE L., LÉCUYER A., « An overview of research on "passive" brain-computer interfaces for implicit human-computer interaction », *ICABB '10*, 2010.

[GEV 00] GEVINS A., SMITH M. E., « Neurophysiological measures of working memory and individual differences in cognitive ability and cognitive style », *Cerebral Cortex*, vol. 10, n° 9, p. 829–839, 2000.

[GEV 03] GEVINS A., SMITH M. E., « Neurophysiological measures of cognitive workload during human-computer interaction », *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, vol. 4, n° 1-2, p. 113–131, 2003.

[GEV 07] GEVINS A., SMITH M. E., « Electroencephalography (EEG) in Neuroergonomics », PARASURAMAN R., RIZZO M., Eds., *Neuroergonomics : The brain at work*, p. 15–31, Oxford University Press, Inc., New York, NY, 2007.

[GOM 06] GOMARUS H. K., ALTHAUS M., WIJERS A. A., MINDERAA R. B., « The effects of memory load and stimulus relevance on the EEG during a visual selective memory search task : An ERP and ERD/ERS study », *Clin Neurophy*, vol. 117, n° 4, p. 871–884, 2006.

[GRA 10] GRAINMANN B., ALLISON B., PFURTSCHELLER G., « Brain-computer interfaces : A gentle introduction », *Brain-computer interfaces : Revolutionizing human-computer interaction*, p. 1–25, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2010.

[HEI 09] HEINGARTNER D., « Mental block », *IEEE Spectrum*, vol. 46, n° 1, p. 42–43, 2009.

[HIL 73] HILLYARD S. A., HINK R. F., SCHWENT V. L., PICTON T. W., « Electrical Signs of Selective Attention in the Human Brain », *Science*, vol. 182, n° 4108, p. 177–180, 1973.

[HOL 02] HOLROYD C. B., COLES M. G., « The neural basis of human error processing : Reinforcement learning, dopamine, and the error-related negativity. », *Psychological Review*, vol. 109, n° 4, p. 679–709, 2002.

[HOL 09] HOLM A., LUKANDER K., KORPELA J., SALLINEN M., MULLER K. M., « Estimating Brain Load from the EEG », *ScientificWorldJournal*, vol. 9, p. 639–651, 2009.

[ITU 10] ITURRATE I., MONTESANO L., MINGUEZ J., « Single trial recognition of error-related potentials during observation of robot operation. », *IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2010, p. 4181–4, 2010.

[JEU 14] JEUNET C., MÜHL C., LOTTE F., « Design and Validation of a Mental and Social Stress Induction Protocol Towards Load-Invariant Physiology-Based Detection », *PhyCS '14*, 2014.

[KAT 09] KATO Y., ENDO H., KIZUKA T., « Mental fatigue and impaired response processes : Event-related brain potentials in a Go/NoGo task », *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 72, n° 2, p. 204–211, 2009.

[KLI 99] KLIMESCH W., « EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance : a review and analysis », *Brain Res. Rev.*, vol. 29, n° 2-3, p. 169–195, 1999.

[KOE 92] KOELEGA H. S., VERBATEN M. N., VAN LEEUWEN T. H., KENEMANS J., KEMNER C., SJOUW W., « Time effects on event-related brain potentials and vigilance performance », *Biol. Psychol.*, vol. 34, n° 1, p. 59–86, 1992.

[KOK 01] KOK A., « On the utility of P3 amplitude as a measure of processing capacity », *Psychophysiol.*, vol. 38, n° 3, p. 557–577, 2001.

[KOL 97] KOLEV V., DEMIRALP T., YORDANOVA J., ADEMOGLU A., ISOGLU-ALKAÃ§ U., « Time-frequency analysis reveals multiple functional components during oddball P300 », *Neuroreport*, vol. 8, n° 8, p. 2061–2065, 1997.

[LAL 02] LAL S. K., CRAIG A., « Driver fatigue : Electroencephalography and psychological assessment », *Psychophysiol.*, vol. 39, n° 3, p. 313–321, 2002.

[MAC 68] MACKWORTH J. F., « vigilance, arousal, and habituation », *Psychological Review*, vol. 75, n° 4, p. 308–322, 1968.

[MAN 95] MANGUN G. R., « Neural mechanisms of visual selective attention. », *Psychophysiol.*, vol. 32, n° 1, p. 4-18, 1995, automatic medline import.

[MIL 11] MILLER M. W., RIETSCHEL J. C., MCDONALD C. G., HATFIELD B. D., « A novel approach to the physiological measurement of mental workload », *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 80, n° 1, p. 75–78, 2011.

[MIS 06] MISSONNIER P., DEIBER M.-P., GOLD G., MILLET P., GEX-FABRY PUN M., FAZIO-COSTA L., GIANNAKOPOULOS P., IBÁÑEZ V., « Frontal theta event-related synchronization : comparison of directed attention and working memory load effects », *J. Neural Trans.*, vol. 113, n° 10, p. 1477–1486, 2006.

[MOL 09] MOLINA G. G., TSONEVA T., NIJHOLT A., « Emotional brain-computer interfaces », *IJAACS*, vol. 6, n° 1, page 9, 2009.

[MUH 11] MUHL C., BROUWER A., VAN WOUWE N., VAN DEN BROEK E. L., NIJBOER F., HEYLEN D., « Modality-specific Affective Responses and their Implications for Affective BCI », *Fifth International Brain-Computer Interface Conference 2011*, p. 120–123, 2011.

[MUR 05] MURATA A., UETAKE A., TAKASAWA Y., « Evaluation of mental fatigue using feature parameter extracted from event-related potential », *Int. J. Indust. Ergon.*, vol. 35, n° 8, p. 761–770, 2005.

[NAT 81] NATANI K., GOMER F. E., « Electrocortical activity and operator workload : A comparison of changes in the electroencephalogram and in event-related potentials. », *McDonnell Douglas Technical Report*, p. 188–200, 1981.

[NIE 01] NIEUWENHUIS S., RIDDERINKHOF K. R., BLOM J., BAND G. P., KOK A., « Error-related brain potentials are differentially related to awareness of response errors : evidence from an antisaccade task. », *Psychophysiol.*, vol. 38, n° 5, p. 752–60, 2001.

[OKE 06] OKEN B., SALINSKY M., ELSAS S., « Vigilance, alertness, or sustained attention : physiological basis and measurement », *Clin. Neurophys.*, vol. 117, n° 9, p. 1885–1901, 2006.

[ONI 09] ONIZ A., BAŞAR E., « Prolongation of alpha oscillations in auditory oddball paradigm », *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 71, n° 3, p. 235–241, 2009.

[OSS 11] OSSANDON T., JERBI K., VIDAL J. R., BAYLE D. J., HENAFF M.-A., JUNG J., MINOTTI L., BERTRAND O., KAHANE P., LACHAUX J.-P., « Transient Suppression of Broadband Gamma Power in the Default-Mode Network Is Correlated with Task Complexity and Subject Performance », *J. Neurosci.*, vol. 31, n° 41, p. 14521–14530, 2011.

[PAR 03] PARRA L. C., SPENCE C. D., GERSON A. D., SAJDA P., « Response error correction–a demonstration of improved human-machine performance using real-time EEG monitoring. », *IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 11, n° 2, p. 173–7, 2003.

[PAU 97] PAUS T., ZATORRE R. J., HOFLE N., CARAMANOS Z., GOTMAN J., PETRIDES M., EVANS A. C., « Time-Related Changes in Neural Systems Underlying Attention and Arousal During the Performance of an Auditory Vigilance Task », *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 9, n° 3, p. 392–408, 1997.

[PIC 92] PICTON T. W., « The P300 wave of the human event-related potential », *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 9, n° 4, p. 456–479, 1992.

[PIC 95] PICARD R. W., Affective computing, Rapport n° 321, MIT Media Laboratory, 1995.

[POS 80] POSNER M., « Orienting of attention », *Q. J. Exp. Psychol.*, , n° 32, p. 3–25, 1980.

[POS 05] POSNER J., RUSSELL J. A., PETERSON B. S., « The circumplex model of affect : an integrative approach to affective neuroscience, cognitive development, and psychopathology. », *Dev. Psychopathol.*, vol. 17, n° 3, p. 715–34, 2005.

[PUT 10] PUTZE F., JARVIS J., SCHULTZ T., « Multimodal Recognition of Cognitive Workload for Multitasking in the Car », *ICPR '10*, p. 3748–3751, 2010.

[SCH 62] SCHACHTER S., SINGER J., « Cognitive, social, and physiological determinants of emotional state. », *Psychological Review*, vol. 69, n° 5, p. 379–399, 1962.

[SCH 00] SCHALK G., WOLPAW J. R., MCFARLAND D. J., PFURTSCHELLER G., « EEG-based communication : presence of an error potential. », *Clin. Neurophysiol.*, vol. 111, n° 12, p. 2138–44, 2000.

[SCH 04] SCHULTHEIS H., JAMESON A., « Assessing Cognitive Load in Adaptive Hypermedia Systems : Physiological and Behavioral Methods », HUTCHISON D., KANADE T., KITTLER J., AL., Eds., *Adaptive Hypermedia and Adaptive Web-Based Systems*, vol. 3137, p. 225–234, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2004.

[SCH 09] SCHMIDT E., SCHRAUF M., SIMON M., FRITZSCHE M., BUCHNER A., KINCSES W., « Drivers' misjudgement of vigilance state during prolonged monotonous daytime driving », *Accident Analysis & Prevention*, vol. 41, n° 5, p. 1087–1093, 2009.

[STE 66] STERNBERG S., « High-speed scanning in human memory », *Science*, vol. 153, n° 3736, p. 652–654, 1966.

[STE 69] STERNBERG S., « Memory-scanning : mental processes revealed by reaction-time experiments », *American Scientist*, vol. 57, n° 4, p. 421–457, 1969.

[STR 14] STRAIT M., SCHEUTZ M., « Using near infrared spectroscopy to index temporal changes in affect in realistic human-robot interactions », *PhyCS '14*, p. 385–392, 2014.

[VI 12] VI C., SUBRAMANIAN S., « Detecting error-related negativity for interaction design », *CHI '12*, page493, ACM Press, 2012.

[YOR 98] YORDANOVA J., KOLEV V., « Single-sweep analysis of the theta frequency band during an auditory oddball task », *Psychophysiol.*, vol. 35, n° 1, p. 116–126, 1998.

[ZAN 11] ZANDER T. O., KOTHE C., « Towards passive brain-computer interfaces : applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general », *J. Neural Eng.*, vol. 8, n° 2, 2011.

[ZHA 12] ZHAO C., ZHAO M., LIU J., ZHENG C., « Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator », *Accident Analysis & Prevention*, vol. 45, p. 83–90, 2012.