

Proposition de sujet de thèse – 2022 – Vague 3

Équipe de recherche 1 Decisio/DCAS

Équipe de recherche 2 (le cas échéant)

Directeur de thèse

Nom : Dehais

Prénom : Frédéric

Courriel : frederic.dehais@isae-supero.fr

HDR ☐ Oui, délivrée le...29 juin 2022..... par l'Université Paul Sabatier.....

☐ Non

Co-Directeur de thèse

Nom : Chevallier

Prénom : Sylvain

Courriel : sylvain.chevallier@universite-paris-saclay.fr

HDR ☐ Oui, délivrée le 4 décembre 2019 par l'Université de Versailles St Quentin

☐ Non

1. Sujet de thèse (limité à 3 pages pleines sans la bibliographie)

Développement d'une interface cerveau machines duale et transparente

Les interfaces cerveau-machine (ICM) sont des dispositifs qui offrent une voie de communication directe entre le système nerveux et une machine (Clerc et al, 2016). Les ICM peuvent s'appliquer à la prévention et à la résolution de problèmes engendrés par des troubles cognitifs et moteurs (interface passive) ou optimiser le couplage d'un opérateur (ex : pilote) avec les systèmes qu'il supervise (ex : pilote automatique). La mise en œuvre de telle ICM requiert en premier lieu l'utilisation de technologie de mesures cérébrales. Ces dernières années ont vu l'essor de nombreuses méthodologies en électro-encéphalographie (EEG) non-invasives permettant un décodage en « temps réel » de la dynamique des réponses cérébrales. En parallèle, nous assistons à une popularisation de l'EEG avec l'émergence de systèmes portatifs grand public, grâce à la miniaturisation des composants et l'augmentation de la puissance des calculateurs embarqués. Dans ce contexte, il existe deux approches principales dans le développement des ICM (Clerc et al, 2016; Zander, & Kothe, 2011).

Une première approche cherche à mettre en œuvre des ICM dites actives/réactives qui permettent à un utilisateur de contrôler volontairement un système (ex : chaise roulante, curseur d'une souris) à l'aide de ses ondes cérébrales. Dans le cadre des ICM actives, l'utilisateur doit s'entraîner à produire consciemment des signaux cérébraux « simples » et « clairs », par exemple en se relaxant (ondes alpha) ou en réalisant de l'imagerie motrice mentale (par ex : imaginer un mouvement de la main droite) afin d'y associer une commande (ex : déplacer à droite un curseur). La machine apprend en premier lieu à reconnaître les signaux d'intérêts de manière supervisée lors d'une phase de calibration. Or cette phase de calibration est généralement longue (~15/20 minutes et demande une forte concentration pour un nombre de commandes très limité (~4). De plus elle doit être répétée pour chaque nouvelle utilisation de l'ICM. Une approche alternative consiste à développer des ICM « réactives » où cette fois les signaux cérébraux d'intérêts sont produits en réaction à un stimuli externe (visuel, sonore, tactile) Par exemple, la focalisation du sujet sur un stimulus visuel flashant à une fréquence précise entraîne une augmentation de son activité cérébrale, mesurée avec l'EEG, dans cette même bande de fréquence (Allison et al, 2010). Ainsi en plaçant des stimulus visuels avec des fréquences différentes sur des emplacements distincts d'un écran, on peut y associer des commandes pour diriger un robot dans l'espace. Les ICM réactives basées sur des stimulus

visuels présentent des performances de classification élevées (Chevallier et al, 2021; Nakanishi et al, 2018; Nagel et al, 2019). La haute discriminabilité des réponses neuronales permet de concevoir des interfaces avec de nombreuses commandes, par exemple un clavier de 40 classes (Nakanishi et al, 2018). Néanmoins, les ICM réactives présentent de nombreux inconvénients pour les utilisateurs finaux. Par exemple, la calibration reste un long processus et sa durée dépend directement du nombre de commandes du système. Enfin, la limitation principale est que la plupart des ICM réactives sont des systèmes synchrones, ce qui signifie que le système a besoin de connaître l'instant exact où le sujet commence à regarder le stimulus. En pratique, le système a un rythme figé qui alterne entre stimuli et pause afin de contraindre le rythme pour l'utilisateur, ce qui offre un sentiment de contrôle moindre. Pour finir, le scintillement des stimuli induit une fatigue oculaire de l'utilisateur et un risque d'épisodes épileptiques pour les sujets photosensibles.

Une deuxième approche cherche à développer des ICMs passives, dont le but n'est alors plus de contrôler volontairement un effecteur mais de décoder l'état mental du sujet pour enrichir l'interaction homme-machine de manière implicite (Zander, & Kothe, 2011). Les états mentaux habituellement considérés sont le niveau de charge mentale, la fatigue ou le niveau d'attention (Gateau et al., 2018 ; Dehais et al., 2018, 2019) ou la fatigue. Cette estimation permet en retour d'adapter dynamiquement l'interface pour maintenir une performance optimale (Aricò et al., 2017). Généralement, l'estimation des états mentaux est réalisée par des analyses temporelles ou fréquentielles du signal électrophysiologique (Borghini et al, 2014; Brouwer et al, 2013). Tout comme pour les méthodes actives/réactives il faut au préalable collecter des données pour calibrer les algorithmes ce qui nécessite l'induction d'états mentaux spécifiques (par exemple, différents niveaux de stress ou d'attention) de manière répétitive. C'est bien sûr problématique si la situation est particulièrement désagréable pour le sujet et il est particulièrement difficile de créer de telles situations de manière répétée et réaliste en laboratoire. Enfin, cette phase d'apprentissage doit être réalisée avant chaque utilisation, ce qui limite son intérêt dans les situations de la vie courante.

L'ensemble de ces travaux montrent qu'en dépit de leur intérêt dans de nombreux domaines, les ICM restent confinés au cadre du laboratoire principalement pour des problèmes de performance et de confort (calibration longue, flashs visuels intrusifs, dispositifs non asynchrones). Aussi dans le cadre de cette thèse nous proposons une nouvelle approche pour développer une ICM robuste et transparente et duale dans son utilisation. Par robuste et transparente dans son utilisation, nous sous-entendons que l'ICM sera asynchrone (i.e. déclenchée et contrôlée par l'utilisateur), aura des temps de calibration extrêmement rapide (environ 1 à 2 minutes) avec des performances de justesse de prédiction >90%. La conception des « flashs visuels » sera améliorée pour les rendre quasi transparents et confortables tout en permettant leur décodage par les algorithmes d'apprentissage machine. Par duale, nous souhaitons que l'ICM soit à la fois réactive et passive pour permettre une interaction bi-directionnelle. En effet, les ICM réactives et passives ont jusqu'à présent été utilisées séparément, alors que de nombreuses tâches de la vie quotidienne impliquent conjointement des interactions volontaires avec une interface utilisateur et la surveillance de l'état de la machine. En outre, le même dispositif (par exemple, l'EEG) pourrait être utilisé pour recueillir des données cérébrales et alimenter différents algorithmes chargés de contrôler une interface et de déduire l'état mental de l'utilisateur. Une telle approche ouvrirait la voie à la conception d'un nouveau concept de technologie neuroadaptative, à savoir une ICM Duale.

Une première étape pour mettre en œuvre une telle ICM transparente associée à une courte calibration sera amenée à considérer les stimulations nommées « code-VEP ». Au lieu de flasher de manière périodique, l'affichage du stimulus suit une séquence binaire pseudo-aléatoire aperiodique. Des études utilisant ce paradigme ont pu obtenir des performances très convaincantes (Thielen et al, 2015; Naegel et al, 2019; Turi et al, 2020) associées à des calibrations réduites, en comparaison des stimuli périodiques plus classiques. Par ailleurs, une étude est en cours à l'ISAE-SUPAERO a obtenu des résultats préliminaires allant également dans ce sens. Il s'agira donc de capitaliser sur ces bons résultats et poursuivre dans l'optique de réduction de calibration.

Il sera ensuite nécessaire de développer de nouveaux algorithmes de classification automatiques. Pour cela, une piste intéressante pour le candidat sera d'utiliser de réseaux de neurones convolutifs. Ce sont ces mêmes réseaux qui ont donné lieu à une révolution dans le domaine de la vision par ordinateur en 2012 puis du traitement du langage naturel quelques années plus tard. Bien qu'il existe déjà quelques démonstrations convaincantes de l'utilisation de tels réseaux pour la classification de signaux cérébraux (Nagel et al, 2019; Vernont et al, 2016; Banville et al, 2021), beaucoup reste encore à développer en comparaison des autres domaines de l'apprentissage automatique. Ces réseaux nous semblent des candidats prometteurs car ce sont ceux les plus à même de modéliser des relations courtes distances. En effet, les réponses cérébrales à un stimulus visuel sont de l'ordre de 250ms ce qui correspond à 125 points pour un système EEG possédant une fréquence d'échantillonnage de 500Hz. Par ailleurs et c'est un des principaux challenges, il faudra associer à ces réseaux de neurones de nouveaux processus de décision asynchrones, opérant sur des durées flexibles afin de dépasser les limites et la rigidité d'un point de vue utilisateur des interfaces synchrones existantes. Enfin, ces réseaux de neurones convolutifs offrent également des possibilités bien établies pour transférer l'apprentissage depuis un problème particulier

(un sujet dans notre cas) vers un autre problème (un autre sujet) : transfert learning, zero shot learning, self-supervised learning. Ces transferts d'apprentissage pourraient très probablement permettre de réduire la calibration en utilisant des données d'autres sujets ou tâches en complément (Wei et al, 2022). Il n'existe pour l'heure pas de base de données publiques EEG pour le paradigme du code-VEP. Dans une démarche de science ouverte et collaborative, nous proposerons de collecter et diffuser une telle base de données.

Le dernier objectif de ce projet de thèse consistera à développer de nouveaux stimulus visuels plus confortables, avec une meilleure expérience utilisateur. Actuellement les ICM réactives utilisant le code-VEP pour la stimulation font flasher de simples rectangles unis, avec un contraste maximal. Des travaux en cours à l'ISAE-SUPAERO ont montré qu'il est possible de réduire le contraste de la stimulation pour les rendre perceptuellement presque invisibles tout en gardant des performances satisfaisantes (Ladouce et al, 2022). Nous pensons qu'il reste beaucoup encore à explorer, notamment au travers des textures, couleurs et formes de stimulus. De manière avantageuse cette approche pourrait être adaptée aux ICMs passives afin de détecter le niveau d'attention et de vigilance des utilisateurs sur différentes zones d'une interface. En plaçant ces stimuli transparents à l'arrière-plan de différentes régions d'intérêt, on pourra mesurer l'intensité de la réponse du cerveau et en déduire le niveau d'attention alloué à ces zones spécifiques. Il serait attendu par exemple qu'un utilisateur engagé et attentif aura des réponses plus intenses alors qu'un utilisateur hypovigilant aura des réponses cérébrales plus faibles. En conséquent nous pourrions utiliser ces mesures pour adapter l'interaction (ex : transfert d'autorité vers le pilote automatique en cas d'hypovigilance) entre l'humain et les systèmes qu'ils contrôlent. L'intérêt de cette approche sera d'utiliser la même calibration pour l'ICM réactive et l'ICM passive et permettre le développement d'une véritable ICM duale.

Concrètement, le plan de travail sera le suivant

Première année de thèse

État de l'art s'appuyant en 1er lieu sur les travaux en stage de césure du candidat M. Velut, en cours et les connaissances accumulées au cours des 2 dernières années par l'équipe de l'ISAE-SUPAERO

Constitution d'une base de données (sur le modèle de celle en SSVEP de Nakinashi) et publication en ligne, au travers la plateforme MOABB : design expérimental et développement de l'interface, collecte de données avec une vingtaine de sujets, traitement des données et développement d'une méthode d'analyse automatique et statique.

Deuxième année de thèse

Développement de nouveaux algorithmes, procédures d'entraînement et processus de décision asynchrone (séquençage en 2 étapes pour détecter dans une première étape si l'utilisateur regarde n'importe quel stimuli puis l'identification de celui-ci).

Développement de stimuli maximisant l'expérience utilisateur tout en conservant un compromis avec la performance.

Réalisation d'expérimentations avec une vingtaine de sujets.

Troisième année de thèse :

Transfert et adaptation de la chaîne de traitement pour l'utilisation avec des casques EEG à électrodes sèches (i.e. sans gel) pour améliorer le confort des utilisateurs. Expérimentation avec une dizaine de sujets

Rédactions du manuscrit de thèse

Bibliographie

Arico, P., Borghini, G., Di Flumeri, G., Sciaraffa, N., Colosimo, A., & Babiloni, F. (2017). Passive BCI in operational environments: insights, recent advances, and future trends. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(7), 1431-1436.

Banville et al (2021) Uncovering the structure of clinical EEG signals with self-supervised learning. *Journal of Neural Engineering*.

Borghini, G., Astolfi, L., Vecchiato, G., Mattia, D., & Babiloni, F. (2014). Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 44, 58-75.

Brouwer, A. M., Hogervorst, M. A., Van Erp, J. B., Heffelaar, T., Zimmerman, P. H., & Oostenveld, R. (2012). Estimating workload using EEG spectral power and ERPs in the n-back task. *Journal of neural engineering*, 9(4), 045008.

Chevallier, S., Kalunga, E. K., Barthélemy, Q., and Monacelli, E. (2021). Review of riemannian distances and divergences, applied to SSVEP-based BCI. *Neuroinformatics* 19, 93–106.

Clerc, M., L. Bougrain, L., F. Lotte (2016) "Les Interfaces Cerveau-Ordinateur 1 : fondements et méthodes / Les Interfaces Cerveau-Ordinateur 2 : technologie et applications", ISTE-Wiley.

Dehais, F., Dupres, A., Di Flumeri, G., Verdiere, K., Borghini, G., Babiloni, F., & Roy, R. (2018, October). Monitoring pilot's cognitive fatigue with engagement features in simulated and actual flight conditions using an hybrid fNIRS-EEG passive BCI. In 2018 IEEE international conference on systems, man, and cybernetics (SMC) (pp. 544-549). IEEE.

Dehais, F., Duprès, A., Blum, S., Drougard, N., Scannella, S., Roy, R. N., & Lotte, F. (2019). Monitoring pilot's mental workload using ERPs and spectral power with a six-dry-electrode EEG system in real flight conditions. *Sensors*, 19(6), 1324.

Gateau, T., Ayaz, H., & Dehais, F. (2018). In silico vs. over the clouds: on-the-fly mental state estimation of aircraft pilots, using a functional near infrared spectroscopy based passive-BCI. *Frontiers in human neuroscience*, 12, 187.

Ladouce, S., Darmet, L., Torre Tresols, J. J., Velut, S., Ferraro, G., & Dehais, F. (2022). Improving user experience of SSVEP BCI through low amplitude depth and high frequency stimuli design. *Scientific reports*, 12(1), 1-12.

Nagel S, Spüler M (2019). World's fastest brain-computer interface: Combining EEG2Code with deep learning. *PLOS ONE* 14(9). 2019

Thielen J, van den Broek P, Farquhar J, Desain P (2015) Broad-Band Visually Evoked Potentials: Re(con)volution in Brain-Computer Interfacing. *PLOS ONE* 10(7).

Turi, Nathalie T.H. Gayraud, Maureen Clerc (2020). Auto-calibration of c-VEP BCI by word prediction.

Vernon J. Lawhern, Amelia J. Solon, Nicholas R. Waytowich, Stephen M. Gordon, Chou P. Hung, and Brent J. Lance (2016). EEGNet: A Compact Convolutional Neural Network for EEG-based Brain-Computer Interfaces. *Journal of Neural Engineering*.

Wei, X., Faisal, A. A., Grosse-Wentrup, M., Gramfort, A., Chevallier, S., Jayaram, V., ... & Tempczyk, P. (2022). 2021 BEETL Competition: Advancing Transfer Learning for Subject Independence & Heterogenous EEG Data Sets. *arXiv preprint arXiv:2202.12950*.

Zander, T. O., and Kothe, C. (2011). Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general. *J. Neural Eng.* 8:025005. doi: 10.1088/1741-2560/8/2/025005

2. Thèses en cours d'encadrement par le ou les directeur(s) de thèse

(Préciser pour chaque encadrement : le nom du doctorant, l'année de thèse, le sujet, le financement et l'école doctorale, et le cas échéant, date de soutenance de la dernière bourse EDSYS obtenue)

Frédéric Dehais

-Yannick Migliorini (EDSYS, financement DGAC): manuscrit rendu, soutenance le 14 septembre 2022-

-Patrice Labedan (EDSYS, pas de financement): inscription en 6^{ème} année (ingénieur de laboratoire isae en temps partiel sur thèse) – soutenance planifiée pour mai 2022

-Giorgio Angelotti (EDSYS, financement ANITI): dernière année de thèse (en arrêt maladie pour accident)

-Juan Torre Tresols (AA, financement AA/ISAE), deuxième année de thèse

Sylvain Chevallier

- Isabelle Hoxha (ED SSMMH, Université Paris-Saclay, financement MESRI), thèse débutée en octobre 2020 (3^e année), *Mécanismes neurocognitifs de l'anticipation perceptive dans la prise de décision*.

- Maria-Sayu Yamamoto (ED STIC, Université Paris-Saclay, financement ANR UDOPIA), thèse débutée en avril 2021 (2^e année), *Similarity-based classification for EEG by considering the Riemannian geometry*.

3. Commentaire, avis motivé, nom, date et signature du (des) responsable(s) de(s) l'équipe(s) de recherche (ou équipe d'accueil doctoral)

(Justifier le choix du sujet et son positionnement au sein de l'équipe)



Ce projet de recherche, au carrefour des neurosciences et de l'intelligence artificielle, est au cœur des problématiques des recherches menées dans DECISIO. Il est à la fois fondamental (i.e. développements d'algorithmes avancées de décodage de l'information cérébrale) et appliqué dans la mesure où les retombées les ICM pour des applications de santé (handicap) ou de conduire de système critique (ex : pilotage d'avion). En particulier, ces travaux pourront déboucher à terme sur la mise en œuvre de capteurs et d'algorithmes temps réels embarquables pour prédire la dégradation de la performance des pilotes en condition réelle de vol. Nous espérons tout d'abord pouvoir réaliser un transfert technologique auprès des partenaires industriels (Airbus, Thalès et Dassault aviation). Ensuite ces travaux pourront trouver des applications dans de nombreux domaines liés au BCI tels que le gaming ou la médecine (diagnostique/e-santé) notamment dans le cadre de des partenariats du DCAS avec le service de réhabilitation fonctionnelle du CHU de Toulouse Rangueil.

4. Visa, nom, date et signature du directeur de l'unité de recherche.