



HAL
open science

Conception d'une interface cerveau-ordinateur pour une meilleure surveillance des réveils peropératoires au cours d'une anesthésie générale

Sébastien Rimbart

► To cite this version:

Sébastien Rimbart. Conception d'une interface cerveau-ordinateur pour une meilleure surveillance des réveils peropératoires au cours d'une anesthésie générale . 29eme conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine, Aug 2017, Poitiers, France. hal-01568596

HAL Id: hal-01568596

<https://inria.hal.science/hal-01568596v1>

Submitted on 25 Jul 2017

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.

Conception d'une interface cerveau-ordinateur pour une meilleure surveillance des réveils peropératoires au cours d'une anesthésie générale

Design of a brain-computer interface allowing intraoperative awarness detection during a general anesthesia

Sébastien Rimbart
Neurosys, Inria/LORIA
54000, Nancy, France
sebastien.rimbart@inria.fr

ABSTRACT

Each year, several million of general anesthesia are realized in France. A recent study shows that, between 0.1-0.2 % of patients are victims of intraoperative awareness. This kind of awakening could cause post-traumatic syndromes for the patient. Unfortunately, today, no monitoring system is able to avoid the intraoperative awareness phenomenon. Interestingly, if there are no subject's movement due to curare, an electroencephalographical study of the motor cortex can help to detect an intention of movement. The dynamic study of motor cerebral activity during general anesthesia is essential if we want to create a brain-computer interface adapted to the detection of intraoperative awareness. The goal of this thesis is first, to realize a feasibility study. To this end, a clinical protocol is built to allow EEG data recording during general anesthesia with propofol. Then, the development of temporal analysis specific methods allows to quantify patterns of desynchronization and synchronization phases observed in delta, alpha and beta frequency bands. This will result in the creation of this interface.

CCS CONCEPTS

• **Computer systems organization** → **Embedded systems**;
Hardware → *Biology-related information processing*

KEYWORDS

General anesthesia; Brain-Computer Interface; Motor Cortex; EEG; Propofol; Intraoperative awareness.

RÉSUMÉ

Chaque année en France, plusieurs millions d'anesthésies générales sont réalisées. Parmi celles-ci, on estime qu'entre 0.1 et 0.2% des patients subissent un réveil peropératoire. Actuellement, aucun dispositif de surveillance ne permet d'empêcher ce type de réveil alors même qu'il peut entraîner de graves séquelles psychologiques chez les patients (en anglais, Post-Traumatic Stress Disorder, PTSD). Or, l'étude par électroencéphalographie (EEG) de l'activité cérébrale au niveau des aires motrices peut révéler une intention de mouvement du patient reflétant une reprise de conscience, et ce même si aucun mouvement n'est perceptible visuellement par le personnel médical. Une BCI exploitant ces intentions de mouvements fournirait un outil innovant aux personnels médicaux et permettrait de limiter le nombre de PTSDs. Cependant, l'étude de la dynamique de l'activité cérébrale motrice au cours de l'anesthésie générale reste nécessaire pour concevoir une interface cerveau-ordinateur adaptée à la détection des réveils peropératoires. L'objectif de cette thèse est donc de réaliser une étude de faisabilité visant la création d'une interface permettant de détecter ce type de réveil. Pour cela, un protocole expérimental clinique est mis en place pour permettre l'acquisition de données EEG du cortex moteur pendant l'anesthésie générale sous propofol. Par la suite, le développement de méthodes d'analyse temporelle spécifiques permettra de quantifier les caractéristiques des phases de désynchronisation et de synchronisation observées dans les bandes de fréquences delta, alpha et bêta et conduira à la création de l'interface elle-même.

MOTS-CLEFS

Anesthésie générale; Interface cerveau-ordinateur; Cortex Moteur; EEG; Propofol; Réveil peropératoire.

1 INTRODUCTION

Selon le Conseil National de l'Ordre des Médecins (CNOM), la responsabilité de l'anesthésiste-réanimateur débute avec la consultation d'anesthésie et cesse à la fin des soins post-opératoires. Ainsi, l'anesthésiste-réanimateur doit être en mesure de surveiller effectivement et d'intervenir sans retard auprès du patient dont il a accepté la responsabilité [1].

Or, on estime jusqu'à 1% le nombre de patients subissant ce que l'on appelle des réveils peropératoires (ou intraoperative awareness) [2]. Le problème principal est que les patients qui gardent des souvenirs explicites ou implicites de leur réveil durant l'opération peuvent être sujet à de graves traumatismes, appelés PTSD [3]. Lorsque les souvenirs sont explicites, les PTSDs peuvent perdurer longtemps après l'opération et peuvent provoquer de l'anxiété, de l'irritabilité, des troubles du sommeil ainsi que des syndromes dépressifs [4]. Lorsque les souvenirs sont implicites, les conséquences ne sont pas totalement établies mais tout porte à croire que le patient peut en souffrir [5]. Le pourcentage de patients concernés par ces réveils peropératoires paraît faible mais chaque année plusieurs centaines de millions d'anesthésies sont réalisées à travers le monde. De ce fait, l'occurrence de ce type de réveils peropératoires est non négligeable. Il est donc important d'apporter des solutions pour qu'une surveillance accrue du patient soit entreprise durant l'anesthésie générale.

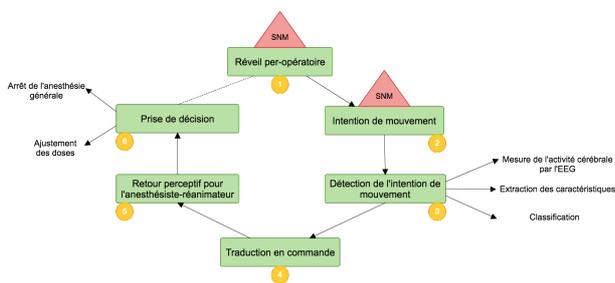


Figure 1: Représentation schématique des différentes étapes nécessaires au fonctionnement d'une BCI permettant la détection de réveils per-opératoires au cours de l'anesthésie générale. Une stimulation du nerf médian (SNM) serait réalisée tout le long de l'opération, ce qui rendra plus facile la détection de l'intention de mouvement du patient.

L'objectif de cette thèse est de répondre à ce besoin au travers la conception d'une interface cerveau-ordinateur (Brain-Computer Interface en anglais ou BCI) qui exploiterait les signaux émis par les patients au cours des phases précoces de réveil et plus particulièrement leurs intentions de mouvements (Figure 1). Compte tenu du contexte actuel dans le domaine synthétisé ci-après, l'originalité de ce travail réside en la proposition d'un système innovant basé sur le couplage de la stimulation du nerf médian et de l'intention de mouvements et est pensée en 6 étapes distinctes (Figure 1). Les 2 premières phases de cette thèse sont actuellement en cours (Figure 2) et font l'objet de cet article.

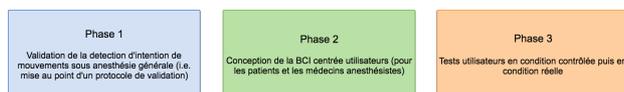


Figure 2: Représentation schématique des différentes phases qui composent la thèse.

2 CONTEXTE DE L'ETUDE

Actuellement, la surveillance de la profondeur d'une anesthésie peut être réalisée de deux manières : soit par l'observation des caractères cliniques (i.e. fréquence cardiaque, pression artérielle, mouvements, sudation) [6], soit par une

analyse d'une partie du signal électroencéphalographique (EEG) [7] essentiellement au niveau du cortex frontal (i.e. Bispectral Index, Patient State Index, Entropy) [8]. Malheureusement, lorsque l'anesthésiste observe uniquement les signes cliniques, il a été montré que cette surveillance n'empêchait pas le réveil de patient au cours de l'opération chirurgicale [9]. En effet, les signes cliniques ne sont qu'une surveillance indirecte de l'état cérébral des patients et ne permettent pas toujours de prévoir un réveil de ceux-ci avant qu'il ne se produise.

L'introduction de nouveaux appareils utilisant une partie de l'EEG au niveau frontal, tels que le Bispectral Index (BIS), le Patient State Index (PSI) ou l'entropie essayent de prévenir les réveils peropératoires. Bien que l'utilisation de ces appareils permette de réduire l'incidence des réveils cela n'élimine pas complètement les risques. En effet, certaines études n'ont pas réussi à démontrer une supériorité de ces moniteurs par rapport à une surveillance clinique simple. D'ailleurs, une revue récente met en doute l'efficacité des appareils actuels basés sur la surveillance EEG frontale. De ce fait, aucun monitoring basé sur l'EEG n'est actuellement assez satisfaisant pour évaluer la profondeur d'une anesthésie générale. D'autres méthodes ont été proposées, mais aucune ne répond réellement aux besoins des anesthésistes [10].

En 2009, Ghoneim a montré que le premier réflexe des patients ayant été victimes d'un réveil peropératoire était d'essayer de bouger [11]. Un mouvement du patient permettrait donc au personnel médical de prendre conscience du réveil de celui-ci. Seulement, au cours de l'intervention, le patient est curarisé, ce qui entraîne un blocage neuromusculaire et rend tout mouvement impossible par celui-ci [12]. Et pourtant, un mouvement ou une intention de mouvement peut aujourd'hui être détectée par analyse du signal EEG puisque la phase de préparation comme la phase d'exécution motrice présente des variations de puissance dans les bandes de fréquences alpha et bêta [13]. Il n'est d'ailleurs pas nécessaire d'effectuer réellement un mouvement, le simple fait d'imaginer de faire le mouvement peut être détecté dans le signal EEG. En effet, les oscillations survenant dans les bandes de fréquences alpha et bêta sont particulièrement modulées par un mouvement ou par l'imagination de celui-ci. L'augmentation de la synchronisation (*Event-Related Synchronization*, ERS) ou de la désynchronisation (*Event-Related Desynchronization*, ERD) liée à un événement permet d'étudier l'activité cérébrale motrice induite par une tâche motrice (Figure 3). Cette approche consiste à mesurer l'évolution temporelle de la puissance du signal EEG sur plusieurs secondes dans différentes bandes de fréquences [14].

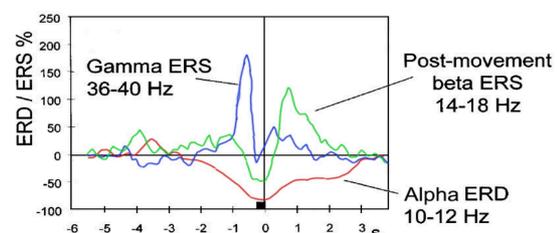


Figure 3: Comportement des différents ERD et ERS avant et après une IM dans la bande de fréquence alpha, beta et gamma. $t = 0$ correspond à la fin d'une IM (adaptée d'après [14]).

Bien qu'en théorie, il semble possible de détecter l'intention de mouvement d'un patient victime de réveil peropératoire grâce à la technique d'EEG, des doutes demeurent quant à la possibilité d'analyser correctement l'activité cérébrale en présence de propofol, un anesthésique couramment utilisé pour induire l'anesthésie générale chez le patient. En effet une seule étude existe à ce propos et le paradigme expérimental de celle-ci ainsi que le nombre de sujets ne permettent pas d'affirmer clairement de quelle manière le propofol agit sur l'activité cérébrale des patients [10].

De ce fait, pour créer une BCI basée sur la détection des intentions de mouvements via EEG et ainsi alerter l'anesthésiste de l'occurrence d'un réveil opératoire, l'hypothèse selon laquelle le propofol n'altère pas trop fortement le signal électrique cérébral doit dans un premier temps être testée.

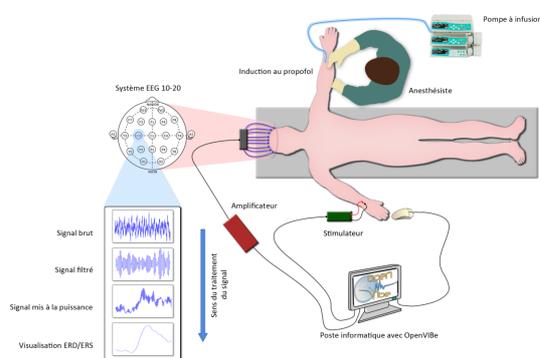


Figure 4 : Schéma descriptif de l'expérience. Le sujet volontaire sain sera allongé et équipé d'un casque EEG avec 32 électrodes placées au niveau du cortex moteur. Les signaux seront enregistrés grâce au logiciel OpenViBE.

3 ETUDE DE FAISABILITE NECESSAIRE POUR UTILISER LA DETECTION D'INTENTION DE MOUVEMENTS SOUS PROPOFOL

Cette étude constitue en la première étape de design de l'interface visée (Figure 2). Notre objectif principal est de vérifier qu'une activité motrice reste détectable dans le signal EEG lors d'un mouvement et d'une intention de mouvement, selon plusieurs concentrations de propofol au site effet soit dans des conditions proches de l'anesthésie générale. L'objectif secondaire est de décrire de quelle manière les patterns moteurs engendrés par une stimulation indolore du nerf médian sont modulés en fonction de deux concentrations différentes de propofol.

Pour cela, nous proposons de réaliser une expérience où des sujets volontaires sains réaliseraient des tâches de mouvements et d'intentions de mouvement avec l'induction d'une dose croissante de propofol. Pour réaliser cette expérience, il a été nécessaire de soumettre un protocole clinique à la direction de la recherche et de l'innovation (DRCI) du CHRU de Nancy-Brabois en collaboration avec le service d'anesthésie-réanimation. Ce protocole clinique, actuellement en cours d'approbation, apportera les réponses manquantes à nos questions.

En effet, si les deux premiers objectifs sont atteints et confirmer la détectabilité des ERD-ERS sous propofol, alors, cela permettra d'établir un nouveau système de monitoring spécialisé dans la détection de réveil peropératoire.

Cependant, la réussite de cette approche demande la conception et la mise en œuvre d'étapes indispensables.

3.1 Soumission et acceptation du protocole clinique par les différentes instances

Afin que notre protocole clinique puisse être soumis, accepté et que l'étude qui en découle soit menée jusqu'à son terme, plusieurs éléments sont nécessaires. Premièrement, nous devons apporter la preuve aux différentes instances (Service d'anesthésie réanimation, DRI¹, ANSM², CPP³) que l'expérience que nous proposons possède un intérêt réel, au regard de la littérature et des enjeux scientifiques et économiques qu'elle soulève. Cette première étape est aussi longue que complexe et cela pour plusieurs raisons. D'abord car le délai de réponse de chaque instance est généralement plus long que prévu. Mais aussi car la mise en place d'un protocole de cet ampleur demande une coordination étroite entre tous les acteurs. Dans notre cas, le protocole clinique a été évalué et approuvé par le service d'anesthésie-réanimation du CHRU-Brabois, les méthodologistes et la DRI. Une demande d'autorisation de lieu de recherche a également été soumise. Cependant, nous ne disposons pas encore de l'accord du CPP et de l'ANSM. Chaque détail du protocole doit être pensé et justifié rigoureusement au regard de la littérature des domaines dont dépend cette expérience. Dans notre cas, il s'agit d'une expérience de faisabilité, ce qui complique cette tâche.

3.2 Apprentissage de la tâche d'imagination motrice

Notre étude, qui consiste à mesurer l'activité EEG lors de mouvements et d'intentions de mouvements selon une dose croissante d'anesthésiques, nécessite des sujets sains volontaires. Ces sujets doivent connaître et maîtriser les différentes tâches motrices qui leur seront demandées le jour de l'expérience. L'expérimentation devra s'effectuer le plus rapidement possible car le temps est un facteur important pour maîtriser la concentration au site effet du propofol. Concrètement, le sujet doit apprendre à réaliser plusieurs mouvements réels et imaginations motrices IMs à un signal visuel (GO).

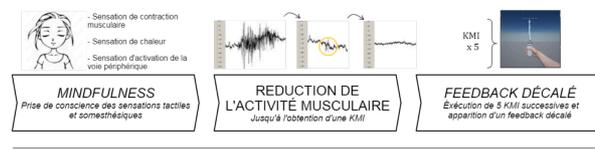


Figure 5 : Etapes d'un apprentissage de la tâche d'IM basée sur la notion de progressivité. Le sujet prend d'abord conscience des sensations présentes lors du mouvement réel, puis apprend à réduire progressivement son activité musculaire jusqu'à exécuter une IM. Enfin, il teste son apprentissage avec un feedback décalé [16].

¹ Direction de la Recherche et de l'Innovation
² Agence National de Sécurité du Médicament
³ Comité de Protection des Personnes

Or, si les mouvements demandés sont assez simples, l'IM qui consiste à imaginer un mouvement sans réellement l'effectuer, est une tâche mentale complexe qui nécessite un entraînement spécifique [15]. C'est pourquoi, nous avons conçu une seconde interface de type BCI nommée Grasp'it. Cette IHM vise à favoriser l'apprentissage de la tâche d'IM recherchée. Elle supporte un apprentissage progressif, ludique et affordant de la tâche d'IM et permet de s'entraîner avec un neurofeedback visuel (Figure 5 et Figure 6) [16]. Grasp'it est associé à un protocole d'apprentissage actuellement en cours de validation selon une approche centrée-utilisateur. Une fois validée cette IHM sera utilisée pour apprendre la tâche d'IM aux sujets sains volontaires souhaitant participer à l'étude [17].

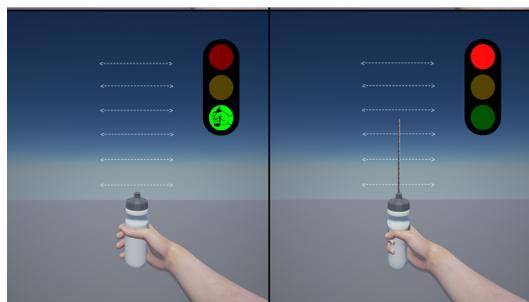


Figure 6 : Illustrations de la nouvelle version de l'interface visuelle de Grasp'it. Les bips sonores d'indication de démarrage et d'arrêt de l'IM ont été remplacés par un feu tricolore. 1-A: le feu est vert, l'utilisateur est invité à réaliser la tâche d'IM; 1-B: pression de la gourde et apparition d'un jet d'eau proportionnel à la réussite de la tâche d'IM. Une absence de jet correspond à une modulation cérébrale trop faible [15].

3.3 Imagination motrice discrète versus imagination motrice continue

Lors de l'étude du protocole clinique, le temps de l'expérience sera limité car une expérience trop longue pourrait induire un biais de fatigue dans nos données. Cependant, plusieurs essais sont nécessaires afin de modéliser les phénomènes d'ERDs et d'ERSs pour chaque tâche motrice (mouvement, IM et stimulation du nerf médian). Le problème est qu'habituellement, dans les paradigmes expérimentaux de BCI, l'exécution d'une IM est continue, c'est-à-dire que le sujet imagine le mouvement (ou une succession de mouvements) durant une période de plusieurs secondes. Cependant, la répétition de ces tâches induit de la fatigue et de l'ennui, ce qui peut nuire à la bonne détection des modulations au niveau du cortex moteur [18]. C'est pourquoi nous avons proposé d'utiliser une imagination motrice discrète (IMD), c'est-à-dire une simple et très brève imagination, ayant pour avantage de réduire le temps d'analyse de la BCI et de l'expérience. Les résultats de cette étude montrent que les phénomènes d'ERDs et d'ERSs sont bien présents lors d'une IMD et qu'une IMD peut être détectée par une BCI (Figure 7) [19, 20]. De ce fait, une IMD pourra être utilisée par les sujets sains volontaires lors de l'étude du protocole clinique.

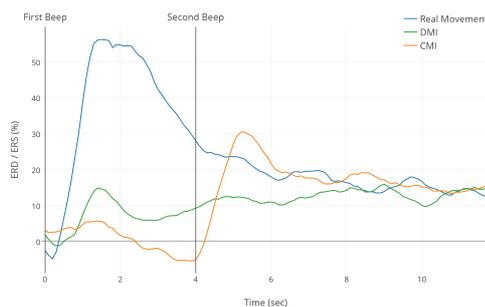


Figure 7 : Grand moyennage des courbes d'ERD/ERS% pour un mouvement réel (RM en bleu), une IM discrète (DMI, en vert) et une IM continue (CMI, en orange) dans la bande de fréquence alpha+beta (8-30 Hz). Un premier bip indiquait le début de la tâche (réelle ou imaginée) et un second bip indiquait la fin de l'IMC [20].

3.4 Adaptation de la BCI pour les utilisateurs

Créer une BCI permettant de détecter les réveils peropératoires, demande de vérifier que le système est toujours capable de détecter une intention de mouvement après une induction de propofol, preuve que les ERDs et ERSs habituellement présentes ne sont pas altérées par l'anesthésique. Or le fonctionnement de cette nouvelle BCI, basée sur une itération passive (e.g. inconsciente/involontaire) demande une adaptation du traitement effectué par celle-ci en fonction des spécificités de chaque sujet. En effet, l'approche commune en BCI consiste à analyser le signal durant la tâche motrice à travers la bande de fréquence alpha et bêta (8-30 Hz). Cependant, chez certains sujets, il apparaît que la phase post-tâche motrice soit la plus adéquate pour analyser le signal afin que la classification soit optimale [21]. Notre étude montre qu'il est possible d'adapter spécifiquement la BCI à un profil de sujet afin d'augmenter la détection de l'activité cérébrale motrice consécutive à une IM (Figure 8 et Figure 9).

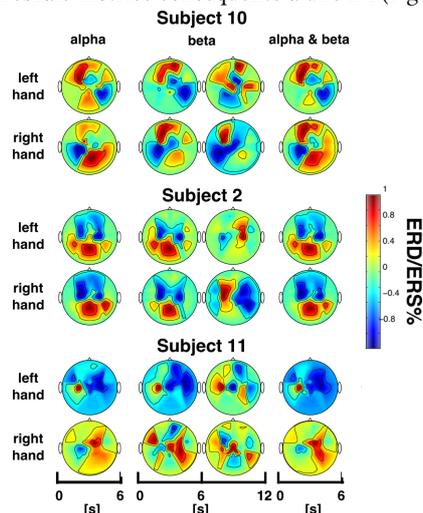


Figure 8 : Représentation topographique des ERD/ERS% dans trois bandes de fréquences (Alpha: 7-13 Hz; Beta: 15-25 Hz; Alpha+Bêta: 8-30 Hz) pour deux tâches d'imagination motrice (IM main droite et IM main gauche) [21].

Subject	Frequency Bands		
	Alpha	Beta	Alpha + Beta
	ERD [0-6 sec]	ERS [6-12 sec]	ERD [0-6 sec]
1	88,75 ±6,29	56,25 ±10,31	88,75 ±2,5
2	68,75 ±4,79	83,75 ±6,29	68,75 ±10,31
3	95 ±5,77	58,75 ±2,5	95 ±4,08
4	58,75 ±11,09	73,75 ±4,79	61,25 ±2,5
5	53,75 ±9,46	76,25 ±8,54	51,25 ±2,5
6	56,25 ±7,5	68,75 ±4,79	61,25 ±21,75
7	61,25 ±17,02	80 ±7,07	61,25 ±21,75
8	75 ±4,08	61,25 ±14,36	76,25 ±13,15
9	91,25 ±4,79	33,75 ±11,09	92,5 ±2,89
10	97,5 ±2,89	60 ±5,77	95 ±10
11	97,5 ±5	53,75 ±6,29	98,75 ±2,5
12	60 ±10,8	73,75 ±6,29	73,75 ±10,31
13	96,25 ±7,5	42,5 ±2,89	92,5 ±11,9
14	90 ±9,13	82,5 ±8,66	77,5 ±2,89
15	87,5 ±9,57	88,75 ±19,31	91,25 ±11,09
AVG	78,5 ±7,71	66,25 ±7,93	79,41 ±8,33
AVG OPT	94,58 ±6,51	76,04 ±6,30	90,42 ±6,035

Figure 9 : Résultats de performances obtenues par une analyse linéaire discriminante (LDA) et en utilisant un algorithme CSP pour deux classes (IM main gauche et IM main droite).

3.5 Détection d'imaginaires motrices combinées

Enfin, dans le contexte d'un réveil peropératoire, le système devra être amené à détecter non pas une seule intention de mouvement mais des intentions de mouvements combinées, mimant ainsi le fait de lever les deux bras, de bouger les deux pieds ou de vouloir se lever. Cette nouvelle BCI devra donc être capable de s'adapter à cette problématique. C'est pourquoi nous avons mené une étude préalable afin de comprendre quelle était l'influence d'intentions de mouvements combinées sur le signal EEG [22]. Les résultats obtenus indiquent qu'il est possible de détecter des imaginaires motrices combinées (IM main droite + IM main gauche; IM des deux pieds + IM main droite ; IM des deux pieds + IM main gauche).



Figure 10 : Puissance oscillatoire relative au niveau du cortex sensorimoteur pour différentes tâches d'IMs pour le Sujet 2 [22].

4 CONCLUSIONS

Le dépôt d'un protocole clinique, l'étude de faisabilité et la réalisation d'une BCI permettant une meilleure surveillance de l'anesthésie générale sont de réels challenges. Cela demande une expertise à la croisée de plusieurs domaines scientifiques, ouvrant le domaine des IHM aux questions allant du traitement du signal neurophysiologique, à l'analyse de celui-ci par une BCI, en passant par une approche beaucoup plus centrée utilisateur lorsque l'apprentissage de la tâche d'imagination motrice est abordé. Bien que nous ayons déjà réalisé des travaux, notamment au niveau de la possibilité d'utiliser une IMD [19, 20], de sélectionner les marqueurs pertinents pour la classification d'une BCI selon le profil de l'utilisateur [21], de détecter une combinaison d'imagination motrice [22] ou d'apprendre la tâche d'IM [16, 17], il reste encore beaucoup à accomplir au cours de cette thèse. En effet, les données EEGs sous anesthésiants doivent être prochainement enregistrées. Elles nous permettront de vérifier si il est possible de détecter correctement l'intention de

mouvement d'une personne après une induction de propofol, condition *sine qua non* pour la création d'une BCI de ce type. L'interface d'apprentissage Grasp'it doit également être validée grâce à des tests utilisateurs et des enregistrements EEGs. Enfin, l'environnement de cette nouvelle BCI de surveillance médicale devra être pensée pour être utilisée dans un environnement hospitalier et au regard des besoins des anesthésistes durant l'acte chirurgical.

REFERENCES

- [1] Ordre National des Médecins. Rappel concernant les anesthésies. Bulletin du Conseil National de l'Ordre des Médecins. 1983. 45:27
- [2] Schwender D, Klasing S, Daunderer M, Madler C, Poppel E, Peter K. (1995). Awareness during general anesthesia. Definition, incidence, clinical relevance, causes, avoidance and medico legal aspects. *Anesthesist*. 44 (11): 743-54.
- [3] Janet, E, Hopper, J, Heran, J, Keane, T, and Kolk, A. (1998). Awareness under anesthesia and the development of post-traumatic stress disorder. 14th Annual Meeting of the International Society for Traumatic Stress Studies, Washington,
- [4] Blacher, R. (1975). On awakening paralyzed during surgery a syndrome of traumatic neurosis. *Br J Anaesth*, (234): 67-8.
- [5] King H, Ashley S, Brathwaite D, Decayette J, and Wooten, D. (1993). Adequacy of general anesthesia for cesarean section. *Anesthesia Analgesia*, (77): 84-8.
- [6] Stanski DR, Shafer SL. Measuring depth of anesthesia, Miller's Anesthesia, 6th Edition. Edited by Miller RD. Philadelphia: Elsevier Churchill Livingstone; 2008. P. 1227-64.
- [7] Tudor M, Tudor L, and Tudor, KI. (2005). Hans berger (1873-1941)-the history of electroencephalography. *Acta Med Croatica*, 59(4): 307-313.
- [8] Kent CD, Domino KB. (2009). Depth of anesthesia. *Curr Opin Anesthaesthesiol*. 22(6): 782-7.
- [9] Punjasawadwong Y, Phongchiewboon A, Bunchungmongkol N. (2014). Bispectral index for improving anesthetic delivery and postoperative recovery. *Cochrane database systematic review*. Doi 10.1002/14651858
- [10] Mashour GA, Avidan MS. Intraoperative awareness: controversies and non-controversies. (2015). *Br.J.Anaesth*. 115 (suppl1): i20-i26.doi 10.1093/bja/aev034.
- [11] Ghoneim M, Block R, Haffarman M, Mathews M (2009) Awareness during anesthesia: Risk factors, causes and sequelae: A review of reported cases in the literature. *Anesth Analg* 108: 527-35.
- [12] Blokland M, Farquhar J, Mourisse J, G S, Lerou J, and Bruhn J. (2012). Towards a novel monitor of intraoperative awareness: Selecting paradigm settings for a movement-based brain-computer interface. *Br J Anaesth*, (101): 178-85.
- [13] Toro C, Deuschl G, Thatcher R, Sato S, Kufta C, and Hallett M. (1994a). Event-related-desynchronization and movement-related cortical potentials on the ecog and eeg. *Clinical Neurophysiology*, (93): 380-389.
- [14] Reyns, N. (2008). Rôle du cortex moteur dans la modulation des afférences somesthésiques. Modèle de la stimulation électrique du cortex moteur. PhD thesis, Université du droit et de la santé de Lille II.
- [15] Guillot A, and Collet C. (2010). *The Neurophysiological Foundations of Mental and Motor Imagery*. OUP Oxford. Google-Books-ID: 69WESyZJNz0C.
- [16] Rimbart S, Fleck S, Nex J, and Bougrain L. (2016) Nécessité d'un protocole d'apprentissage progressif pour la maîtrise d'une imagination motrice après un AVC. *28ième conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Fribourg, Suisse. pp.10-12.
- [17] Rimbart S, Bougrain L, Orhand R, Nex J, Gaborit S and Fleck S. (2017) Grasp'it : une interface cerveau-ordinateur pour l'amélioration de l'apprentissage d'une tâche d'imagination motrice kinesthésique. *29ième conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Poitiers, France (accepted).
- [18] Ahn M, and Jun S.C. (2015). Performance variation in motor imagery brain-computer interface: a brief review. *J Neurosci Methods*, vol. 243, pp. 103-110.
- [19] Rimbart S, Lindig-León C, Fedotenkova M, and Bougrain L. (2017) Modulation of beta power in EEG during discrete and continuous motor imageries. *8th International IEEE EMBS Conference On Neural Engineering*, Shanghai, China.
- [20] Rimbart S, Avilov O, and Bougrain L. (2017) Discrete motor imageries can be used to allow a faster detection. *7th Graz Brain-Computer Interface Conference 2017*, Graz, Austria.
- [21] Rimbart S, Lindig-León C, and Bougrain L. (2017) Profiling BCI users based on contralateral activity to improve kinesthetic motor imagery detection. *8th International IEEE EMBS Conference On Neural Engineering*, Shanghai, China
- [22] Lindig-Leon C, Rimbart S, Avilov O, and Bougrain L. (2017) Scalp EEG Activity During Simple and Combined Motor Imageries to Control a Robotic Arm. *2017 IEEE First Ukraine Conference on Electrical and Computer Engineering*, Kiev, Ukraine.