

Détection automatique des fuseaux de sommeil en
magnétoencéphalographie et correspondance avec
l'électroencéphalographie

par

Aurélien TOUZAIN

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 21 DECEMBRE 2020

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Aurélien Touzain, 2020



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Jean-Marc Lina, directeur de mémoire
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Luc Duong, président du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

Mme Rita Noumeir, membre du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 09 DECEMBRE 2020
À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout particulièrement Jean-Marc Lina en lui témoignant toute ma reconnaissance pour ses conseils, son soutien et le partage de sa passion pour les neurosciences. Nos nombreuses réunions individuelles et en groupes m'ont permis de me sentir plus à l'aise dans la présentation de mon projet et l'organisation de mes idées.

J'adresse des remerciements sincères à Julie Carrier pour les conseils avisés qu'elle a pu me donner au cours de nos différentes réunions de laboratoire. Ses remarques et critiques m'ont permis d'aborder mon travail sous de nouveaux angles, qui ont ensuite permis d'obtenir des résultats essentiels.

Je remercie également Tomy Aumont pour son aide précieuse à la réalisation de ce projet dont les compétences en informatique m'ont été très utiles.

Je tiens également à remercier toute l'équipe de recherche du département du sommeil de l'Hôpital du Sacré-Cœur pour leur accueil, mon intégration au sein de l'équipe et leur coopération professionnelle tout au long de mon projet.

Cette étude a été supportée par le Centre de Recherche de Mathématique de Montréal à qui je souhaite faire part de mes plus sincères remerciements pour leur aide et la confiance qu'ils ont placée en moi pour réaliser ce projet.

Un grand merci à mes parents pour leur soutien indéfectible tout du long de mes études et qui ont toujours été de bons conseils.

Enfin, merci à la bande du Palmier, amis de toujours, pour leur soutien et toutes ces heures passées ensemble. Merci à Alban et Chloé, de vrais bros. Merci à Benjamin et Tiphaine, mes partenaires de cuisine et jeux.

Détection automatique de fuseaux de sommeil en Magnétoencéphalographie et correspondance avec l'Électroencéphalographie

Aurélien TOUZAIN

RÉSUMÉ

Les fuseaux de sommeil sont des bouffées d'oscillation transitoire. Ils se manifestent dans le cerveau à une fréquence comprise entre 10 et 16 Hz, durent entre 0,5 et 3 secondes et sont générés au cours du second stade du sommeil lent. La détection des fuseaux est faite visuellement sur les signaux EEG par des experts du sommeil. Des détecteurs automatiques ont été proposés pour assister les experts, mais l'identification visuelle reste la référence en matière de marquage. Cependant, des recherches récentes indiquent qu'une activité similaire aux fuseaux est détectable sur les signaux MEG. Or, le marquage visuel des fuseaux sur la modalité MEG ne fait pas consensus auprès des experts du sommeil.

Le but de ce mémoire est d'implémenter un détecteur automatique de fuseaux de sommeil qui utilise la multimodalité EEG-MEG. Certaines informations contenues par le signal MEG ne sont pas visibles sur le signal EEG et réciproquement. Grâce à la fusion des modalités, il devient possible d'utiliser des critères de concordance intermodaux pour catégoriser les fuseaux de sommeil. Dans ce travail, on s'intéresse à trois catégories : les fuseaux concordants sur les deux modalités (MEEG) et les fuseaux non concordants sur l'EEG (L-EEG) ou sur la MEG (L-MEG).

L'analyse multimodale s'est faite sur 13 canaux EEG et 269 capteurs MEG. La topographie de densité des fuseaux détectés en MEG montre que les fuseaux MEEG se situent dans la région frontale, tandis que les fuseaux L-MEG sont diffus à travers le cortex. De plus, les fuseaux qui ont un pic d'amplitude élevé se situent dans les régions temporales, occipitales et pariétales.

Les fuseaux L-MEG, malgré l'absence de concordance temporelle avec les fuseaux de l'EEG, sont liés en amplitude aux signaux EEG avec une activité qui se démarque du signal ambiant. Mais ce résultat n'est pas réciproque pour les fuseaux L-EEG qui montrent, en moyenne, une activité très faible sur les signaux MEG. Les deux modalités, EEG et MEG, possèdent des fuseaux qui leur sont propres.

En conclusion, l'utilisation d'un détecteur de fuseaux qui fonctionne avec les signaux EEG et les signaux MEG contribue à la production de résultats inédits et propres à l'utilisation de la multimodalité.

Mots-clés : électroencéphalographie, magnétoencéphalographie, fuseaux de sommeil, multimodalité.

Automatic detection of sleep spindles with Magnetoencephalography and in concordance with Encephalography

Aurélien TOUZAIN

ABSTRACT

Sleep spindles are flashes of transient oscillation. They occur in the brain at a frequency between 10 and 16 Hz, last between 0.5 and 3 seconds and are generated during stage 2 of slow wave sleep. The detection of the flares is done visually on the EEG signals by sleep experts. Automatic detectors have been proposed to assist the experts, but visual identification remains the reference for marking. However, recent research indicates that spindle like activity is detectable on MEG signals. However, there is no consensus among sleep experts on the visual marking of the MEG signal spindles.

The goal of this paper is to implement an automatic sleep spindle detector using the EEG-MEG multimodality. Some information contained by the MEG signal is not visible on the EEG signal and vice versa. Thanks to the fusion of the modalities, it becomes possible to use intermodal matching criteria to categorize the sleep spindles. In this work we are interested in three categories: the concordant sleep zones on both modalities (MEEG) and the non-concordant sleep zones on the EEG (L-EEG) or on the MEG (L-MEG).

The multimodal analysis was performed on 13 EEG channels and 269 MEG sensors. The density topography of the detected MEG spindles shows that the MEEG spindles are located in the frontal region, while the L-MEG spindles are diffused through the cortex. The spindles with a high amplitude peak are located in the temporal, occipital and parietal regions.

The L-MEG spindles, despite the lack of temporal agreement with the EEG spindles, are linked in amplitude to the EEG signals with an activity that differs from the ambient signal. But this result is not reciprocal for L-EEG spindles which show, on average, a very low activity on MEG signals. Both modalities, EEG and MEG, have their own spindles.

In conclusion, the use of a spindle detector that works with both EEG and MEG signals contributes to the production of new results specific to the use of multimodality.

Keywords: electroencephalography, magnetoencephalography, sleep spindles, multimodal.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION À L'ÉTUDE DES SIGNAUX DE SOMMEIL	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE.....	7
1.1 Les lobes du cortex	7
1.2 Gyri et sillons	8
1.3 L'activité électromagnétique dans le cerveau.....	9
1.4 L'électroencéphalographie.....	11
1.5 La magnétoencéphalographie	13
1.6 Combinaison EEG et MEG.....	14
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	15
2.1 Le sommeil.....	15
2.2 Les fuseaux de sommeil.....	16
2.3 Identification visuelle des fuseaux par des experts.....	19
2.4 Méthodes de détection de fuseaux de sommeil en MEG	21
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE SUR LA DÉTECTION DES FUSEAUX DE SOMMEILS.....	29
3.1 La base de données des sujets.....	29
3.2 Montage de détection.....	29
3.3 Détecteur automatique de fuseaux pour signaux EEG et MEG.....	30
3.3.1 Critères de détection	31
3.3.2 Critère de concordance	34
3.4 Classification des fuseaux.....	35
CHAPITRE 4 RÉSULTATS.....	39
4.1 Quantification des fuseaux détectés en EEG et MEG	39
4.2 Topographie des fuseaux MEG	41
4.3 Caractéristiques des fuseaux détectés en MEG	43
4.3.1 La fréquence.....	44
4.3.2 La durée	46
4.3.3 L'amplitude.....	47
4.3.4 La récurrence	52
4.4 Caractéristique des fuseaux détectés en EEG	53
4.4.1 La fréquence.....	53
4.4.2 La durée	55
4.4.3 L'amplitude.....	57
CHAPITRE 5 DISCUSSION	61
5.1 Critères de détection et de concordance.....	61

5.2	Topographies des fuseaux MEG sur le scalp.....	62
5.3	Caractéristiques des fuseaux concordants et non-concordants	63
5.4	Valeur clinique des résultats	66
5.5	Limites de l'algorithme.....	67
CONCLUSION.....		69
RECOMMANDATIONS		75
ANNEXE I DOSED : DÉTECTEUR AUTOMATIQUE DE FUSEAUX.....		77
ANNEXE II CARTES DE DENSITÉ		83
ANNEXE III INTERFACE GRAPHIQUE		85
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		87

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1 Les stades du sommeil lent	16
Tableau 2.2 Les rythmes du sommeil	16
Tableau 2.3 Quantité de fuseaux marqué en EEG par les experts sur les 9 sujets jeunes	21
Tableau 4.1 Proportion de fuseaux EEG détectés chez tous les sujets	40
Tableau 4.2 Proportion de fuseaux détectés en MEG pour chaque sujet.....	41
Tableau 4.3 Comparaison entre fuseaux marqués en MEG (MEEG et L-MEG) sur leur caractéristique de fréquence.....	45
Tableau 4.4 Comparaison entre fuseaux marqués en MEG (MEEG et L-MEG) sur leur caractéristique de durée	47
Tableau 4.5 Comparaison entre fuseaux marqués en MEG (MEEG et L-MEG) sur leur caractéristique d’amplitude.....	48
Tableau 4.6 Comparaison entre fuseaux marqués en EEG (MEEG et L-EEG) sur leur caractéristique de fréquence.....	54
Tableau 4.7 Comparaison entre fuseaux marqués en EEG (MEEG et L-EEG) sur leur caractéristique de durée.....	56
Tableau 4.8 Comparaison entre fuseaux marqués en EEG (MEEG et L-EEG) sur leur caractéristique d’amplitude.....	57

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Les lobes du cortex	7
Figure 1.2	Couches du cortex.....	8
Figure 1.3	Champ magnétique généré par un dipôle aux abords d'un gyrus ou d'un sillon	10
Figure 1.4	Disposition des dipôles dans le cortex	11
Figure 1.5	Image d'un casque EEG.....	12
Figure 1.6	Positionnement des électrodes EEG dans un montage standard 10-20.....	12
Figure 1.7	Photo d'un capteur MEG	13
Figure 2.1	Fuseau de sommeil marqué par un expert (carré rose) et par le détecteur (courbe rouge). Signal EEG brut. Electrode Cz	17
Figure 2.2	Fuseau de sommeil marqué par un expert (carré rose) et par le détecteur (courbe rouge). Signal EEG filtré sur la bande sigma (σ). Electrode Cz	18
Figure 2.3	Représentation topographique de la puissance des fuseaux MEG sur le scalp.....	24
Figure 3.1	Impact du percentile sur le nombre de fuseaux détecté sur 269 capteurs MEG pour un sujet.....	32
Figure 3.2	Ensemble des scores de concordance	35
Figure 3.3	Marquage automatique de fuseaux de sommeil. Signal brut	37
Figure 3.4	Marquage automatique de fuseaux de sommeil. Signal filtré.....	38
Figure 4.1	Topographie de densité des fuseaux MEG.	42
Figure 4.2	Topographie du maximum d'amplitude des fuseaux MEG.....	43

Figure 4.3	Plages de fréquences des fuseaux MEEG et L-MEG provenant du signal MEG	44
Figure 4.4	Plage de durée des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-MEG) provenant du signal MEG	46
Figure 4.5	Répartition des maximums d'amplitude des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-MEG) provenant de la MEG.	51
Figure 4.6	Récurrence des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-MEG) provenant du signal MEG.	52
Figure 4.7	Plages de fréquence des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-EEG) provenant du signal EEG.....	54
Figure 4.8	Plages de durée des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-EEG) provenant du signal EEG.....	55
Figure 4.9	Répartition des maximums d'amplitude des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-EEG) provenant du signal EEG.....	58

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CEAMS	Centre d'Étude Avancée en Médecine du Sommeil
EEG	Électroencéphalographie
L-EEG	Fuseaux détectés uniquement en EEG (de l'anglais : <i>Lonely EEG spindles</i>)
L-MEG	Fuseaux détectés uniquement en MEG (de l'anglais : <i>Lonely MEG spindles</i>)
MA	Maximum d'Amplitude
MEEG	Magnéto-électroencéphalographie, fuseaux détectés simultanément sur les modalités MEG et EEG.
MEG	Magnétoencéphalographie

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

fT	Femtotesla
Hz	Hertz (cycle par seconde)
pV	Picovolt
sec	Seconde
μ V	Microvolt

INTRODUCTION À L'ÉTUDE DES SIGNAUX DE SOMMEIL

Le sommeil. Qu'est-ce que le sommeil ? Certains répondront qu'il s'agit d'un état de non-veille, un état naturel qui montre une perte de conscience et une diminution de l'activité musculaire. D'autres y voient la machine à rêve où le subconscient se réveille et nous mène vers des songes divers et variés. Et si le sommeil représentait plus que ça. Et si le sommeil, en plus d'être un état transitoire obligatoire dans la journée de chacun, était aussi un indicateur de bonne santé mentale et physique ? Mieux encore, et si le sommeil permettait d'expliquer des mécanismes naturels complexes tels que la mémoire et l'apprentissage (Fogel & Smith, 2009, Marshall & Born, 2007) ou le vieillissement (Landolt, Dijk, Achermann & Borbély, 1996). La compréhension de ses fonctions et mécanismes biologiques est motivée par les nombreuses questions qui restent sans réponse. La clarification de ces interrogations donnera une meilleure idée du fonctionnement du sommeil. Et ainsi, une meilleure interprétation des origines de dysfonctionnement du cerveau qui sont en lien avec le vieillissement.

Pour répondre à ces problématiques, il a fallu développer des outils capables de mesurer l'activité bioélectrique du cerveau pendant le sommeil. En effet, le cerveau est un organe constitué de milliards de cellules, les neurones, qui communiquent entre eux par des impulsions électriques. L'activité électrique du cerveau représente en temps réel les informations qui sont envoyées et reçues par les neurones. L'étude de cette activité permet de déterminer le type d'évènement oscillatoire, leur récurrence et leurs caractéristiques. Historiquement, le premier appareil utilisé pour étudier l'activité électrique du cerveau est l'électroencéphalographie (EEG) dont le premier enregistrement sur un humain date de 1924 (Haas, 2003). L'expérience consiste à placer des électrodes directement sur le cuir chevelu d'un individu pour mesurer les variations de potentiel induites par l'activité électrique cérébrale. Cette technique s'est révélée tellement efficace qu'elle est encore utilisée aujourd'hui pour étudier l'activité physiologique et bioélectrique du cerveau durant l'éveil et le sommeil. En plus d'être non invasifs, l'EEG a l'avantage de couvrir une grande surface grâce à la répartition des électrodes sur l'ensemble du scalp, contrairement aux capteurs implantés chirurgicalement qui n'apportent que des

informations locales. Par la suite, d'autres technologies permettant d'étudier le cerveau, et indirectement le sommeil, ont vu le jour tel que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positrons (TEP ou PET en anglais) qui permettent toutes deux d'étudier le métabolisme du cerveau. Mais ces outils, destinés à l'imagerie, ne nous permettent pas de comprendre les messages portés par les signaux électriques émis par les neurones. Et même si l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) nous permet de visualiser l'activité cérébrale, sa résolution temporelle, de l'ordre de la seconde, est trop élevée pour observer des événements qui ne durent que quelques dixièmes ou centièmes de secondes.

Avec l'arrivée de la magnétoencéphalographie (MEG) en 1968 (Cohen, 1968), de nouvelles portes s'ouvrent dans l'étude du cerveau, et cela concerne aussi bien l'imagerie médicale que le traitement de signal. La MEG a été conçue pour enregistrer le champ magnétique induit par le courant électrique produit par les neurones. Comme l'EEG, la MEG est précise avec une résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde (Papadelis, Grant, Okada & Preissl, 2015). L'intérêt que nous portons à la MEG dans ce projet vient de son lien fort avec l'EEG. Comme nous l'avons mentionné précédemment, lorsqu'un courant électrique (mesuré avec l'EEG) se propage à travers un neurone, un champ magnétique (mesuré avec la MEG) est produit dans les environs de ce neurone. Notre hypothèse est la suivante, si un courant électrique présente des événements oscillatoires, alors le champ magnétique qui l'accompagne présente les mêmes événements oscillatoires aux mêmes instants. L'étude de la concordance temporelle est au centre de ce projet. Pour cela, on a développé un détecteur automatique capable de fonctionner simultanément sur l'EEG et la MEG. Son rôle sera de détecter un événement oscillatoire spécifique au sommeil et de mettre en évidence l'existence et la pertinence de la concordance temporelle entre les deux modalités.

Ce projet de mémoire s'articule autour d'un seul événement oscillatoire du sommeil. En effet, il existe plusieurs événements propres aux signaux de sommeil, comme les ondes lentes, les fuseaux de sommeil et les complexes-K. Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons

uniquement aux fuseaux de sommeil. Notamment pour leur supposé rôle dans les processus d'apprentissage et de mémorisation au cours du sommeil (Fogel & Smith, 2009), ainsi que leur rôle dans le processus de vieillissement normal (Landolt et coll., 1996). Plus précisément, l'existence d'un vieillissement normal implique l'existence d'un vieillissement anormal, ou vieillissement pathologique, qui est accéléré par des maladies pouvant devenir de plus en plus récurrentes avec l'âge (Brousseau, 2018). Il est donc possible de supposer que certaines pathologies liées à l'âge peuvent modifier le comportement des fuseaux et ainsi influencer les processus de vieillissement, de mémorisation ou d'apprentissage. Déterminer l'origine et le fonctionnement des fuseaux de sommeil est une piste intéressante pour comprendre le processus complexe du vieillissement normal et pathologique. De plus, les fuseaux de sommeil se démarquent des autres événements de sommeil grâce à une propriété unique qui rend possible l'utilisation de la multimodalité. Contrairement aux autres événements de sommeil, le marquage des fuseaux de sommeil ne se base pas sur des critères de détection à valeurs fixes, mais sur des valeurs relatives. Étant donné que les signaux électriques et magnétiques ne sont pas de même nature (volt et tesla), un critère de détection avec une valeur fixe défini sur une modalité ne possède pas forcément d'équivalent sur l'autre modalité. On s'affranchit de ce problème grâce aux valeurs relatives, ce qui rend possible l'utilisation de l'EEG et de la MEG en simultané.

Le plan du mémoire est le suivant. Le premier chapitre est une mise en contexte du projet, avec une partie sur le métabolisme du cerveau, on y présente les éléments qui composent la surface du cerveau et qui ont un lien avec les fuseaux, puis une partie technique qui explique le fonctionnement des technologies EEG et MEG. Dans le second chapitre, on présente les différents stades et rythmes du sommeil, suivi d'une description des fuseaux de sommeil. De plus, ce chapitre contient une revue de littérature sur les méthodes d'identification visuelle et automatique des fuseaux. Le chapitre trois, méthodologie, explique le fonctionnement du détecteur automatique. Avec d'une part, le choix des valeurs pour les critères de détection et de concordance temporelle, puis d'autre part, la classification des événements selon leur concordance temporelle multimodale. Le chapitre quatre présente les résultats de plusieurs

expériences faites sur des fuseaux détectés en EEG et en MEG. Enfin, le dernier chapitre reviendra sur les différents résultats obtenus au cours de ce travail, les améliorations possibles de l'algorithme et des recommandations.

La problématique

Le sujet à l'étude dans ce travail concerne l'utilisation de la multimodalité dans la détection des fuseaux de sommeil chez des sujets jeunes. L'étude temporelle de ces oscillations sur les deux modalités permettra d'identifier comment les fuseaux mesurés simultanément en MEG et en EEG se différencient de ceux qui sont propres à une seule modalité.

Pour étudier les fuseaux et savoir comment ils varient en caractéristiques selon leur concordance temporelle, il est nécessaire d'implémenter une méthode de détection qui fonctionne sur les modalités EEG et MEG. En ce qui concerne les signaux EEG, la méthode de marquage de référence des fuseaux reste l'identification visuelle par des experts du sommeil malgré le développement de nombreux algorithmes. Toutefois, cette méthode d'identification requiert une très grande rigueur, ainsi qu'un apprentissage et un savoir-faire très spécifique. En plus d'être très chronophage. Enfin, pour rendre un marquage valide, il doit être validé par un consensus d'experts. En effet, cette méthode est sujette aux jugements et décisions personnelles des experts. Il est donc important d'établir d'un commun accord si les événements marqués par un expert sont en accord avec le marquage des autres experts.

La problématique se pose lorsqu'on s'intéresse au marquage de fuseaux sur les signaux MEG. Le marquage visuel n'a pas été défini pour cette modalité. Et même si certains groupes de recherche marquent visuellement des fuseaux en MEG, cette méthode n'est pas reconnue officiellement et ne peut pas servir de référence. Il devient alors intéressant, et nécessaire de développer un outil de marquage qui fonctionne sur les deux modalités EEG et MEG.

Le développement d'outils informatiques et de logiciels de calcul rapide a grandement favorisé la mise en place de détecteurs automatiques. À ce jour, il existe de nombreuses méthodes de détection qui ont pour objectif de remplacer le travail des experts en promettant un gain de temps phénoménal. Cependant, les détecteurs automatiques sont très sensibles, ce qui augmente les risques d'obtenir de faux positifs, en plus de montrer un niveau de spécificité moindre que celui des experts. L'avantage majeur des détecteurs réside dans leur capacité à travailler sur tous types de signaux, à condition d'avoir les bons paramètres. Ainsi, le développement d'un algorithme capable de travailler à la fois sur des signaux EEG et MEG permettrait de pallier certains aspects négatifs de l'identification visuelle. Enfin, travailler sur deux modalités en simultané permet de révéler des événements liés temporellement entre modalités, ainsi que de révéler l'existence d'évènements qui sont propres à une modalité uniquement.

Objectifs méthodologiques et contributions

L'objectif premier de ce mémoire consiste à utiliser un détecteur automatique de fuseaux de sommeil conçu pour la modalité EEG sur la modalité MEG afin d'établir l'inventaire de fuseau le plus large possible. L'analyse de cet inventaire permettra de mettre en évidence les relations temporelles et de caractéristiques qui existent entre les fuseaux des deux modalités. L'outil est entièrement implémenté avec MATLAB. Le principe de fonctionnement de cet outil se base sur une propriété propre aux fuseaux de sommeil qu'est la variabilité des critères de marquage. En effet, ces critères ne se basent pas sur des unités de mesure fixes, mais sur des valeurs relatives qui dépendent du signal d'entrée. Grâce à cette propriété, il devient possible d'utiliser le même détecteur sur deux types de signaux : l'EEG enregistre le potentiel électrique en volt, la MEG enregistre le champ magnétique en tesla. Cela nous permet d'établir notre inventaire de détection sur des critères de détections communs.

Cela nous mène au second objectif de ce travail. Montrer que l'inventaire de fuseaux obtenu avec l'EEG est différent de l'inventaire de fuseaux obtenu avec la MEG. Étant donné que les

modalités EEG et MEG sont utilisées en simultanée, certains fuseaux seront détectés sur les deux modalités au même instant, appelés fuseaux concordants, tant dis que d'autres ne seront visibles que dans une seule des deux modalités, appelés fuseaux non concordants. Cet objectif permettra de mettre en évidence que l'utilisation d'un montage standard de l'EEG ne permet pas d'obtenir un inventaire de fuseaux exhaustif.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

Cette mise en contexte va nous permettre de présenter brièvement la structure du cerveau et les mécanismes sous-jacents à l'activité électromagnétique. Elle permettra notamment de présenter le fonctionnement des appareils EEG et MEG.

1.1 Les lobes du cortex

Le cerveau se décompose en quatre parties, appelées lobes, et leur répartition est présentée à la Figure 1.1. Le lobe frontal, en avant du cerveau, est responsable des actions (pensées critiques, sensation de récompense). Le lobe pariétal, en arrière du cerveau, est responsable des sens (toucher, goût) et de la proprioception (mouvement du corps dans l'espace). Les lobes temporaux situés au niveau des tempes jouent un rôle dans l'apprentissage, la mémoire et la compréhension du langage. Enfin, le lobe occipital, situé complètement à l'arrière du cerveau, contient le cortex visuel et traite l'information reçue par les yeux.

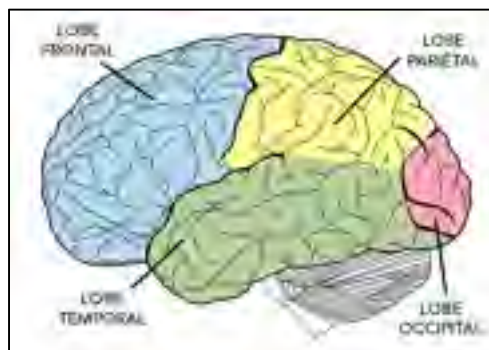


Figure 1.1 Les lobes du cortex
Tirée de <http://parlonssciences.ca> (2019)

1.2 Gyros et sillons

La surface du cerveau n'est pas une surface lisse de tissus, mais est plutôt marquée par un ensemble de replis sinueux. Cette surface apparente est appelée le gyros. Les différents lobes du cerveau sont délimités par des replis sinueux plus profonds, appelés sillons (Figure 1.1, délimitations épaisses). La présence de commissures dans le cortex permet d'augmenter la surface effective du cerveau dans un volume restreint afin de maximiser l'aspect fonctionnel de celui-ci. Sous la surface du cerveau, les neurones se répartissent sur plusieurs couches perpendiculairement par rapport à la surface du cortex (Figure 1.2). Et il est important de prendre cet aspect biologique en compte, car cela implique que les neurones aux abords du gyros sont dans l'axe radial du cerveau, tant dit que les neurones aux abords des sillons sont dans l'axe tangentiel.

La surface du cerveau est divisée en plusieurs couches (Figure 1.2) et chacune possède ses propriétés fonctionnelles et différents types de neurones. Cependant, les modalités EEG et MEG ne sont pas en mesure de distinguer quelles couches s'activent lorsqu'une oscillation est détectée. Des études en cours essaient de mettre en évidence que certaines modalités sont néanmoins plus aptes à capter l'activité de certaines couches plutôt que d'autres.

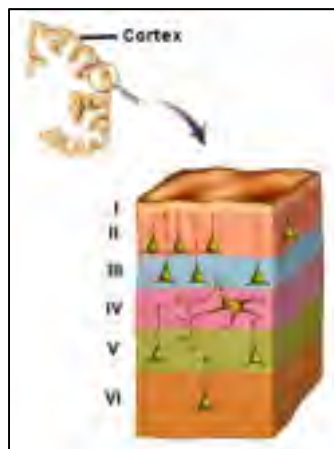


Figure 1.2 Couches du cortex
Adaptée de McGill (2002)

1.3 L'activité électromagnétique dans le cerveau

L'activité cérébrale résulte de l'interaction de cellules excitables par la transmission d'un potentiel d'action. Un potentiel d'action est un événement court durant lequel le potentiel électrique d'une cellule augmente puis chute rapidement. Dans le cerveau, la majorité de ces cellules sont des neurones. La stimulation se propage d'un neurone à un autre par l'intermédiaire de neurotransmetteurs, qui sont des composés chimiques. On n'expliquera pas le mécanisme des neurotransmetteurs. Mais plutôt à la propagation du courant électrique et du champ magnétique qui l'accompagne.

Il existe deux types de courant. Le courant primaire est un courant intracellulaire avec une importante activité magnétique. Le courant secondaire résulte du courant primaire en se propageant en dehors de la cellule dans les tissus environnants, mais émet un très faible champ magnétique. C'est cette génération de courants électriques qui nous intéresse ici. Les potentiels d'action émis par les neurones suivent la loi d'Ohm (1.1), ce qui signifie que le potentiel électrique perd de son amplitude avec la résistance du milieu, c'est-à-dire la conductivité des tissus biologiques.

$$U = R \cdot I \quad (1.1)$$

U : Potentiel électrique (Volt)

R : Résistance (Ohm)

I : Courant électrique (Ampère)

Pour ce qui est du champ magnétique, produit par le passage d'un courant, sa propagation n'est pas affectée par les tissus biologiques, mais perd de son intensité avec le carré de la distance, comme nous le montre la loi de Biot-Savart (1.2).

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint_C \frac{I d\vec{l} \wedge (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} \quad (1.2)$$

I : Courant électrique généré par le dipôle

$\vec{r} - \vec{r}'$: Vecteur position entre le dipôle et le point où l'on mesure le champ magnétique

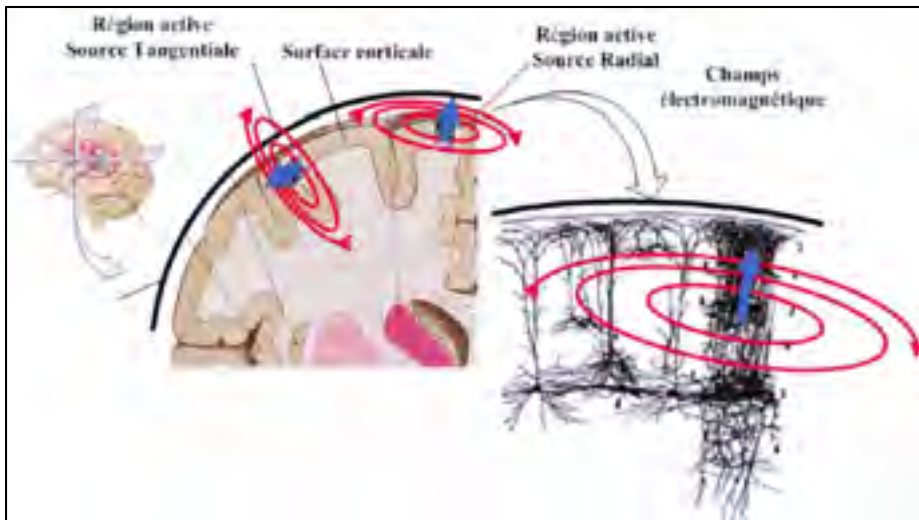


Figure 1.3 Champ magnétique généré par un dipôle
aux abords d'un gyrus ou d'un sillon
Tirée de Boucher (2017)

Donc, en reprenant la définition de courant primaire et courant secondaire, on comprend que l'instrument EEG est plus apte à détecter les courants secondaires produits au niveau des gyrus : ils sont proches du scalp et se propagent dans les tissus. Alors que la MEG va plutôt s'intéresser au courant primaire étant donné qu'il s'agit de source de courant profonde. Si le courant électrique est fortement atténué par la résistance des tissus, le champ magnétique quant à lui ne l'est pas. Autre point, le champ magnétique généré par un courant électrique se propage dans un plan perpendiculaire au dipôle comme on peut le voir à la Figure 1.3. En associant cette propriété du champ magnétique à la disposition des neurones dans le cerveau, on peut supposer que la MEG aura plus de facilité à détecter le champ magnétique produit par les

neurones situés au niveau des sillons (dipôle tangentiel) plutôt que ceux aux abords des gyrus (dipôle radial). Et inversement pour le potentiel électrique qui sera plus facilement capté par l'EEG au niveau des gyrus car proches des électrodes (Figure 1.3 et Figure 1.4).

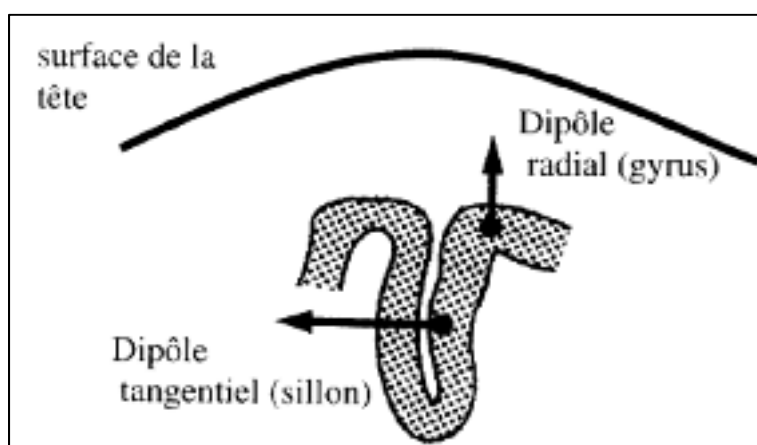


Figure 1.4 Disposition des dipôles dans le cortex
Tirée de Garnero, Baillet, & Renault (1998)

1.4 L'électroencéphalographie

L'électroencéphalographie (EEG) est une technique non invasive d'investigation de l'activité électrophysiologique cérébrale. L'appareil EEG enregistre les potentiels électriques mesurés sur le scalp à l'aide d'électrodes. La Figure 1.5 nous montre un exemple de casque EEG. Il existe plusieurs dispositions possibles pour les électrodes.

L'EEG est légèrement plus sensible à l'activité des neurones situés dans les gyrus que ceux des sillons étant donné que leur dipôle est radial et qu'ils sont très proches du scalp et donc des électrodes. De plus, cette technologie possède une bonne résolution temporelle, de l'ordre de la milliseconde, et enregistre un signal de l'ordre du microvolt (10^{-6}).

Dans notre étude nous utilisons un montage EEG 10-20, montage standardisé pour des mesures cliniques, et qui doit son nom à la technique de répartition des électrodes sur le scalp. Dans ce système 21 électrodes sont réparties sur la surface du scalp. La répartition des électrodes est

basée sur des points de référence anatomiques comme le nasion, l'inion et les points près auriculaires. Les positions des électrodes sont obtenues en mesurant le périmètre du scalp dans les plans transverse et médian, puis en divisant les périmètres à des intervalles de 10% et 20% (Figure 1.6 A et Figure 1.6 B).

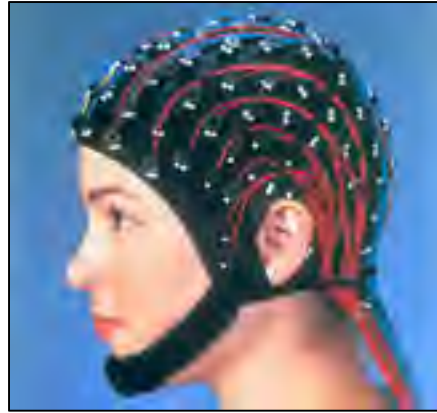


Figure 1.5 Image d'un casque EEG.
Tirée de linternaute.com (2020)

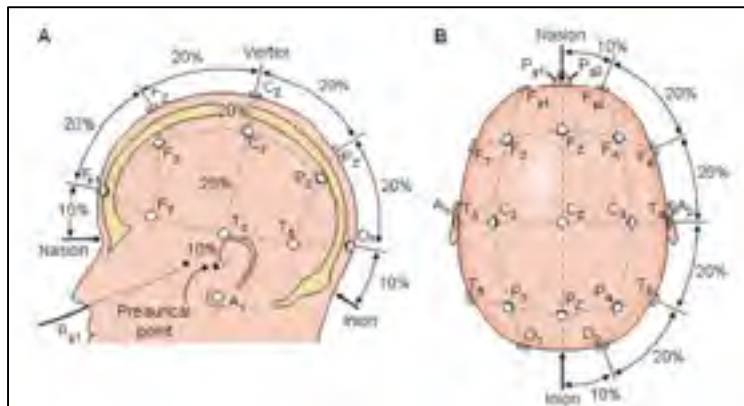


Figure 1.6 Positionnement des électrodes EEG dans un montage standard 10-20.

A : Vue de profil. B : Vue de dessus.

Tirée de Malmivuo & Plonsey (1995, p.368)

1.5 La magnétoencéphalographie

La magnétoencéphalographie (MEG) est elle aussi un outil non invasif d'acquisition de données physiologique. Cet instrument capte le champ magnétique émis par le cerveau, qui est très faible, de l'ordre du femto Teslas (10^{-15}), et nécessite donc une grande sensibilité. À titre de comparaison, le champ magnétique terrestre est environ 1 milliard de fois plus fort (environ 10^{-5}) que ce qui est produit par notre cerveau. Il est donc nécessaire d'avoir recours à des capteurs très sensibles et en même temps d'isoler magnétiquement l'instrument des champs magnétiques extérieurs. C'est pour cela que ces appareils se trouvent dans un environnement contrôlé avec un blindage qui réduit fortement l'influence des champs magnétiques extérieurs (Lystad & Pollard, 2009). On peut voir une photo d'un appareil MEG à la Figure 1.7.



Figure 1.7 Photo d'un capteur MEG
Tirée de <https://www.radiologyinfo.org>

Le principe de fonctionnement de la MEG se base sur la supraconductivité. À l'aide d'hélium liquide, le système refroidit le dispositif supraconducteur d'interface quantique (SQUID), ce

qui permet de capter les variations du champ magnétique les plus infimes, à condition d'être dans un environnement contrôlé.

Pour procéder à l'enregistrement de données, un individu se place en position assise /couchée sur le fauteuil de la machine et place sa tête à l'emplacement prévu. Les capteurs se trouvent dans l'emplacement conçu pour mettre la tête, et sont au nombre de 272. La grande quantité de capteurs vient du fait que la MEG a été conçue pour la neuro-imagerie et donc un grand nombre de capteurs est synonyme de meilleure résolution.

Enfin, le champ magnétique d'un dipôle se propage dans le plan tangentiel d'un courant électrique, les capteurs MEG auront donc, théoriquement, plus d'aisance à capter les champs magnétiques provenant des dipôles des sillons que ceux des gyri (*voir* Figure 1.3 et Figure 1.4).

1.6 Combinaison EEG et MEG

Ce projet est basé sur une propriété essentielle de l'EEG. Il est possible de porter un casque EEG dans un instrument MEG et de faire l'enregistrement sur les deux modalités en simultanée sans que l'enregistrement sur une modalité perturbe l'autre. L'utilisation de ces instruments en simultanée permet d'enregistrer à la fois le potentiel électrique qui arrive en surface du scalp et à la fois le champ magnétique qui l'accompagne. Cette complémentarité dans la prise de mesure est essentielle pour le présent travail, car tous les résultats présentés ici reposent sur l'observation, en simultanée, des signaux provenant de l'EEG et de la MEG. La comparaison des fuseaux de sommeil détectés en EEG et en MEG permettra d'obtenir des résultats qui ne sont pas observables lorsqu'on utilise les modalités séparément.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Le sommeil

Le sommeil est un état physiologique naturel réversible caractérisé par une réduction ou absence de mouvement, une diminution de la sensibilité aux stimuli externes, la position couchée, les yeux fermés et un rythme respiratoire ralenti et régulier. Le sommeil se décompose en cycles. Une nuit comporte entre 4 et 6 cycles et chaque cycle dure entre 90 et 120 minutes. Pour chaque cycle on observe une succession des différents stades de sommeil : le sommeil lent qui est caractérisé par une absence de mouvement des yeux (*Non-Rapid Eye Mouvement*, NREM), et le sommeil paradoxal qui s'accompagne de mouvements oculaires rapides (*Rapid Eye Mouvement*, REM) et d'une activité cérébrale similaire à celle de l'éveil. C'est aussi dans le REM que l'on trouve les rêves. Dans cette étude, on s'intéresse uniquement au sommeil lent sans mouvement oculaire (NREM), car c'est au cours de ce stade qu'apparaissent les fuseaux de sommeil.

Le sommeil lent se subdivise en 3 stades et chacun marque un avancement du sommeil lent léger vers le sommeil lent profond. Le Tableau 2.1 nous présente ces différents stades et leurs spécificités. De plus, chaque stade de sommeil est caractérisé par un ou plusieurs rythmes de sommeil. Les rythmes de l'activité cérébrale sont des bandes de fréquence d'oscillation qui renseignent sur le niveau d'endormissement d'un individu, et donc le stade de sommeil. Le Tableau 2.2 nous montre 6 types de rythmes de l'activité cérébrale, mais il en existe bien d'autres.

Tableau 2.1 Les stades du sommeil lent
Tiré de McGill (2002)

Stade du sommeil lent	Description
Stade 1	Apparaît en position allongée, yeux fermés Début de l'endormissement
Stade 2	Sommeil léger Stade lié aux fuseaux de sommeil
Stade 3	Passage du sommeil léger au sommeil profond Présence de fuseaux de sommeil mais en moins grand nombre, les ondes lentes dominant

Tableau 2.2 Les rythmes du sommeil
Tiré de McGill (2002)

Rythmes	Fréquence (Hz)	Amplitude (μV)	Description
Delta	0,5 à 4	100 à 200	Sommeil profond et coma
Thêta	4 à 8	50 à 100	Activité en lien avec la mémoire et les émotions
Sigma	10 à 16	50 à 150	Rythme propre au sommeil profond et bande de fréquence des fuseaux de sommeil
Alpha	8 à 12	30 à 50	Sujet détendu, yeux clos mais éveillé
Beta	13 à 30	~30	Sujet éveillé et en alerte
Gamma	30 et +	>15	Éveil, pleine conscience, communication entre régions cérébrales

2.2 Les fuseaux de sommeil

Les fuseaux de sommeil sont des bouffées d'oscillations transitoires présentes dans la bande de fréquence sigma (σ) 10-16Hz. Ils ont une amplitude qui varie de 50 à

150 μ V et une durée allant de 0.5 à 2 secondes (Gibbs et Gibbs 1950, Fernandez et Lüthi, 2019). Ces oscillations peuvent se reproduire toutes les 5 à 15 secondes environ (Bonjean et coll., 2012). Les fuseaux de sommeil sont propres au stade 2 et 3 du NREM. Il est possible de les distinguer visuellement du signal ambiant, car celui-ci est caractérisé par un contenu fréquentiel du rythme Thêta (4-8Hz). La Figure 2.1 et la Figure 2.2 illustrent un bon exemple de fuseau de sommeil marqué par un expert (encadrement rose), et par le détecteur automatique (signal surligné en rouge).

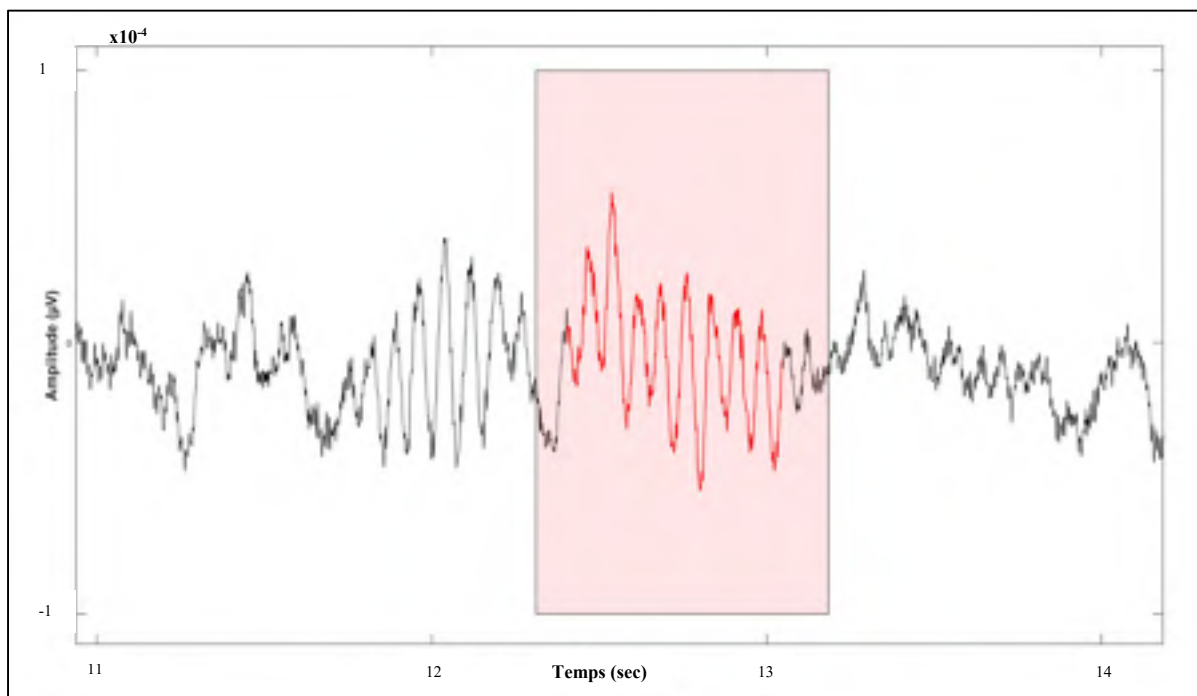


Figure 2.1 Fuseau de sommeil marqué par un expert (carré rose) et par le détecteur (courbe rouge). Signal EEG brut. Electrode Cz

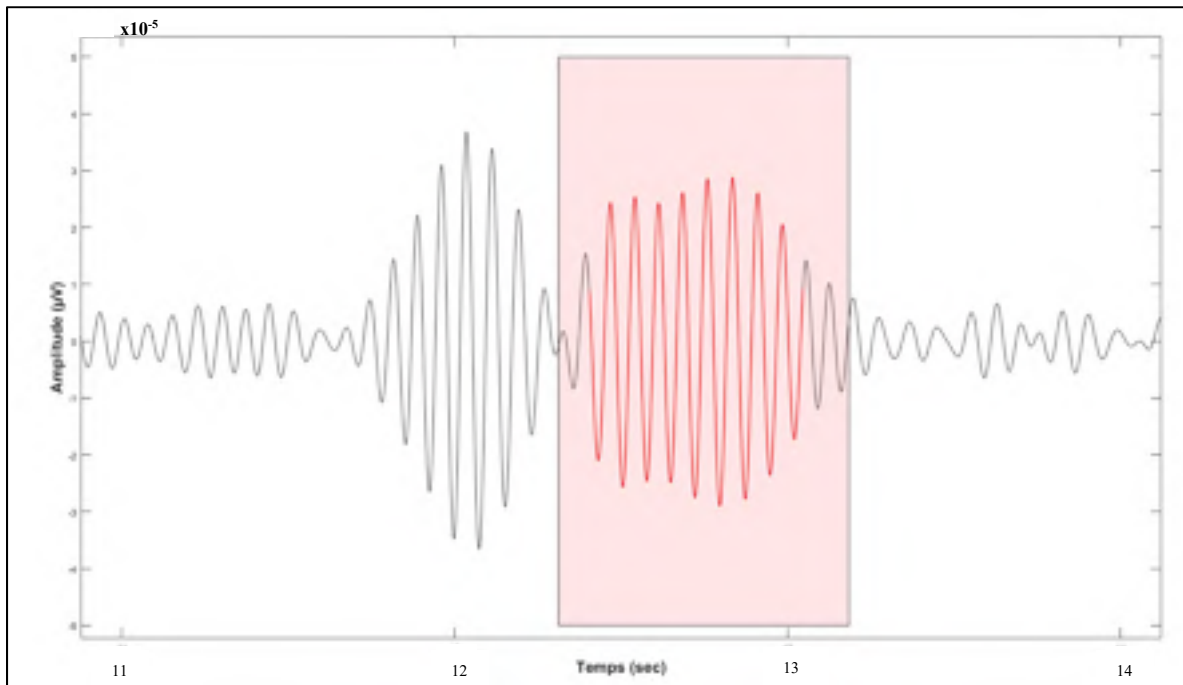


Figure 2.2 Fuseau de sommeil marqué par un expert (carré rose) et par le détecteur (courbe rouge). Signal EEG filtré sur la bande sigma (σ). Electrode Cz

D'ailleurs, si l'on regarde plus attentivement les Figure 2.1 et Figure 2.2, on remarque qu'un évènement similaire à un fuseau précède le fuseau marqué par le détecteur et les experts. Cet évènement n'a pas été marqué, car il ne répond pas au critère minimum de durée (0,5 sec) sur le canal Cz. Cependant, lorsqu'on étudie le signal du canal Pz, le critère de durée est respecté et le détecteur a pu le marquer, contrairement aux experts. En plus de détecter cet évènement sur plusieurs canaux EEG, le détecteur a marqué un ou plusieurs évènements qui apparaissent au même moment sur des capteurs MEG. Cet exemple démontre l'intérêt qu'il y a à développer un détecteur automatique qui fonctionne sur plusieurs canaux et plusieurs modalités. Cet évènement, qui a été omis par les experts, est lié à une activité importante sur les signaux MEG et est donc porteur d'informations qui peuvent se révéler intéressantes.

Plusieurs travaux ont montré qu'il existe une relation forte entre le sommeil et la consolidation de la mémoire (Lee-Chiong, 2008, Fogel & Smith, 2011, Fernandez & Lüthi, 2019). En effet, ce processus de consolidation de la mémoire semble se manifester durant le NREM 2. Des expériences montrent une augmentation de la densité d'évènements oscillatoires transitoires, comme les fuseaux de sommeil, lorsqu'un exercice d'apprentissage précède le sommeil.

Au cours de cette introduction, nous avons pu voir que le sommeil est composé de plusieurs cycles, eux même divisés en stades caractérisés par des rythmes d'activité cérébrale. Le passage d'un stade de sommeil à un autre marque une étape dans la transition du sommeil lent léger vers le sommeil lent profond et c'est dans le sommeil profond que nous retrouvons les fuseaux de sommeil, objets de notre étude. Les fuseaux de sommeil sont le résultat d'un processus biologique naturel qui se manifeste dans les couches externes du cortex. C'est grâce à des instruments comme l'EEG et la MEG qu'il est possible d'enregistrer l'activité électromagnétique du cerveau et d'étudier les messages envoyés par les neurones.

Les prochains paragraphes présentent les différentes techniques de détection de fuseaux de sommeil. On présentera d'abord la méthode de marquage de référence qui est l'identification visuelle. Puis différents algorithmes qui fonctionnent sur l'EEG et la MEG seront passés en revues.

2.3 Identification visuelle des fuseaux par des experts

Depuis la découverte des fuseaux de sommeil en 1935 par Loomis et coll., la méthode de référence pour le marquage de fuseaux est l'identification visuelle par des experts du sommeil. Ces experts sont entraînés à reconnaître et marquer des évènements oscillatoires, tels que les fuseaux de sommeil, de façon très précise directement sur le signal et sans outils informatiques (Figure 2.1 et Figure 2.2). Cette méthode reste la référence malgré l'apparition de nombreux détecteurs automatique. Cependant, pour que le marquage des experts soit considéré comme fiable, un consensus d'experts doit le valider. Le facteur humain est non négligeable, pour

chaque évènement à marquer, il y a une prise de décision personnelle de l'expert. En effet, même si des critères de détection précis sont donnés aux experts, il y a une part de jugement personnel et il suffit que l'un de ces critères ne réponde pas exactement aux normes de marquage pour que l'expert ne le marque pas. Ce jugement personnel entraîne une potentielle omission d'évènements ou le marquage de faux positifs. Afin de minimiser ces problèmes, le marquage des évènements doit être validé par un consensus de plusieurs experts qui vérifient chaque fuseau marqué. Un autre inconvénient de cette méthode est le temps. Le marquage visuel est une tâche chronophage, chaque expert doit annoter plusieurs minutes ou heures d'enregistrement sur plusieurs canaux de plusieurs sujets. Là où un ordinateur ne met que quelques minutes.

Le processus de marquage par les experts se déroule de la façon suivante. Chaque segment de 20 secondes d'un enregistrement EEG est classé selon l'un des états de vigilance ou de sommeil, soit : éveil, NREM1, NREM2, NREM3 ou REM. Puis, chacun de leur côté, les experts vont parcourir visuellement les signaux bruts afin de marquer le début et la fin d'évènements qui, selon eux, répondent aux critères des fuseaux de sommeil. Puis, il y a une mise en commun des annotations pour établir un consensus sur les évènements qui doivent être considérés comme des fuseaux. Les fuseaux qui ne sont pas concordants à tous les experts sont classés comme des fuseaux distincts. Dans le cadre de cette étude, deux expertes ont travaillé sur les dérivations Fz, Cz et Pz (*voir Figure 1.6 pour leur localisation sur le scalp*) de neuf sujets sains et sans privation de sommeil ayant dormi dans une MEG et avec un casque EEG (6 femmes et 3 hommes, moyenne d'âge 23,2 ans, 20 à 30 ans). Le marquage des experts pour les neuf sujets est disponible dans le Tableau 2.3 suivant.

Tableau 2.3 Quantité de fuseaux marqué en EEG par les experts sur les 9 sujets jeunes (Pourcentage de fuseaux en communs avec l'autre expert)

Electrodes EEG	Expert 1 Nombre de fuseaux	Expert 2 Nombre de fuseaux
Fz	608 (65%)	552 (71%)
Cz	785 (66%)	668 (78%)
Pz	795 (66%)	746(70%)
Total	2188 (66%)	1966 (73%)

Le nombre de fuseaux marqué varie de façon importante d'un expert à un autre. Cette variation d'environ 10% peut s'expliquer soit par les critères de marquage imposés par l'étude, soit par le jugement personnel des experts. C'est pourquoi il est préférable de faire appel à plusieurs experts afin d'obtenir un consensus fiable et ne pas être biaisé par la vision et l'interprétation d'une seule personne. À noter que cette technique est exclusivement réservée à l'EEG étant donné qu'il n'existe pas de définition à proprement parler de fuseaux de sommeil en MEG.

On observe une grande variation du nombre de fuseaux marqués par les experts entre les différentes dérivations de l'EEG avec une quantité importante de fuseaux sur Pz et une quantité moindre sur Fz. Entre parenthèses est écrit le pourcentage de fuseaux en communs d'un expert avec l'autre. La majorité des fuseaux sont vus par les deux experts.

2.4 Méthodes de détection de fuseaux de sommeil en MEG

Durant les deux dernières décennies, plusieurs groupes de recherche se sont lancés dans la détection et l'étude des fuseaux sur les signaux de la MEG. Les paragraphes suivants sont consacrés à différentes méthodes de détection de fuseaux de sommeil en MEG. Nous présentons ici brièvement leurs méthodologies ainsi que leurs résultats.

- détecteur développé par Yoshida, Iramina & Ueno, 1996. Il s'agit de l'une des premières études à mettre en avant le rôle de la MEG dans la détection des fuseaux de sommeil. Elle est aussi l'une des premières études à travailler sur l'EEG et la MEG en simultanément et à ranger les fuseaux de sommeil selon trois critères. Le premier groupe regroupe les fuseaux qui montrent une concordance temporelle entre les deux modalités, c'est-à-dire que pour une période de temps donnée il est possible de voir un fuseau à la fois en EEG et en MEG (50% d'occurrence). Le second groupe regroupe les fuseaux qui sont uniquement visibles en EEG et sans activité équivalente en MEG (30% d'occurrence). Enfin, le troisième groupe est celui des fuseaux détectés en MEG et sans activité équivalente en EEG (20% d'occurrence). Les auteurs ont utilisé la puissance spectrale des signaux EEG et MEG pour marquer les fuseaux de sommeil dans les deux modalités. Ils étudient aussi les caractéristiques des fuseaux marqués. Cette étude a permis d'introduire la MEG dans l'étude des fuseaux de sommeil, et surtout, de mettre en avant le potentiel que représente l'utilisation de la multimodalité EEG-MEG.
- détecteur développé par Gumenyuk et coll, 2009. L'objectif de cette étude est de faire de la localisation de source pour les fuseaux de sommeil détectés en EEG et en MEG. Pour y arriver, les auteurs de l'étude utilisent une modélisation 3D du cerveau reconstruit à partir d'image de haute résolution provenant d'une IRM. Dans le cadre de notre projet, nous sommes intéressés à leur méthode de détection des fuseaux uniquement. Les auteurs indiquent avoir procédé à une identification visuelle des fuseaux, aussi bien pour l'EEG que pour la MEG, avec les critères de détection suivants : bande de fréquence de 10-15Hz, une durée comprise entre 0.7 et 2.5 secondes et uniquement les fuseaux provenant du NREM2 sans associations avec d'autres événements du sommeil. Or, comme mentionner précédemment, l'identification visuelle a été définie pour l'analyse de signaux électriques, les experts sont entraînés à travailler sur l'EEG uniquement, il ne peut donc pas y avoir de consensus de marquage entre experts sur la MEG. Les auteurs retrouvent aussi le phénomène de fuseaux concordants en EEG/MEG et fuseaux seuls en EEG et en MEG.

- détecteur développé par Ayoub, Mölle, Preissl & Born, 2012. Cette étude se penche sur l'existence d'une relation temporelle entre les fuseaux de sommeil et l'activité oscillatoire de la MEG dans la bande de fréquence gamma (> 30 Hz) pour étudier les processus de mémorisation. Pour détecter les fuseaux de sommeil, les auteurs se basent sur une technique de détection par seuil. En résumé, le signal EEG est d'abord filtré à l'aide d'un filtre à réponse impulsionnelle finie (RIF) passe-bande de largeur 3 Hz centré autour du pic de puissance 14 Hz des fuseaux de sommeil. Puis l'écart type du signal filtré est calculé, ainsi que la moyenne quadratique (*root mean square*, RMS) du signal sur une fenêtre mobile de 0.2 seconde à chaque point d'échantillonnage. Les fuseaux de sommeil sont identifiés grâce à ces deux paramètres sur le signal filtré en identifiant les morceaux du signal RMS qui ont une valeur supérieure au seuil défini par l'écart type du signal filtré et qui en plus durent entre 0,5 et 3 secondes. Cette méthode de détection a été appliquée en EEG et en MEG. À la différence de notre étude, où nous allons étudier les fuseaux en EEG et MEG sur la bande de fréquence sigma (10-16 Hz), cette étude compare les activités des fuseaux en EEG sur la bande de fréquence sigma avec les fuseaux en MEG sur la bande de fréquence gamma large (30-100 Hz). Leurs résultats montrent qu'il existe une synchronicité temporelle et spatiale entre les fuseaux de sommeil en EEG et l'activité gamma (éveil) observée en MEG.
- détecteur développé par Dehghani, Cash & Halgren, 2011. Leur algorithme de détection de fuseaux utilise la Densité Spectrale de Puissance Séquentielle (*Sequential Power Spectral Density*, SPSD). La SPSD permet de décrire comment la puissance d'un signal est répartie le long des fréquences qui le composent. Pour détecter les fuseaux de sommeil, les auteurs sélectionnent visuellement des époques de 30s d'EEG qui contiennent suffisamment de fuseaux et travaillent dans la bande de fréquence 7-15 Hz. La puissance spectrale est ensuite calculée à l'aide la SPSD sur une fenêtre mobile de 500 ms avec un pas de 100 ms. Comme les signaux MEG varient selon la distance du capteur avec la source corticale en surface du scalp (différentes positions de la tête dans l'appareil) les auteurs ont décidé de procéder à une normalisation des signaux MEG de chaque capteur sur leur

maximum par époques de 30 sec. Par la suite, le signal SPSPD de chaque capteur est lissé et les différents maxima locaux sont enregistrés ainsi que leur écart type. Les maxima positifs locaux supérieurs à deux écarts types dans une fenêtre de 100 ms sont sélectionnés puis, par un processus de convolution, les 80% plus importants sont retenus et marqués comme étant des fuseaux. Les auteurs précisent que ces étapes de calculs leur ont permis d'identifier les fuseaux dont la puissance fréquentielle est consistante pendant une période suffisante sur plusieurs capteurs en simultané. Dans cette étude, un intérêt tout particulier est porté aux fuseaux concordants en EEG et MEG, comparés aux autres fuseaux MEG sans concordance avec l'EEG. Les résultats de cette étude sont très intéressants, car, premièrement, ils mettent en évidence que la probabilité de détecter un fuseau en EEG sachant qu'un fuseau a été détecté en MEG ($0,47 \pm 0,13$) est plus faible que la probabilité de détecter un fuseau en MEG sachant qu'un fuseau a été détecté en EEG ($0,85 \pm 0,05$). Et deuxièmement, les auteurs montrent que les zones d'activités des fuseaux concordants et non concordants se répartissent le long de certaines régions bien définies, à savoir les lobes temporaux, occipitaux et pariétaux et forment une sorte de « couronne » (Figure 2.3). Le ratio des topographies B et A (*voir* Figure 2.3.C) montre que les régions temporales et frontales présentent une activité plus forte avec les fuseaux concordants que les fuseaux non concordants.

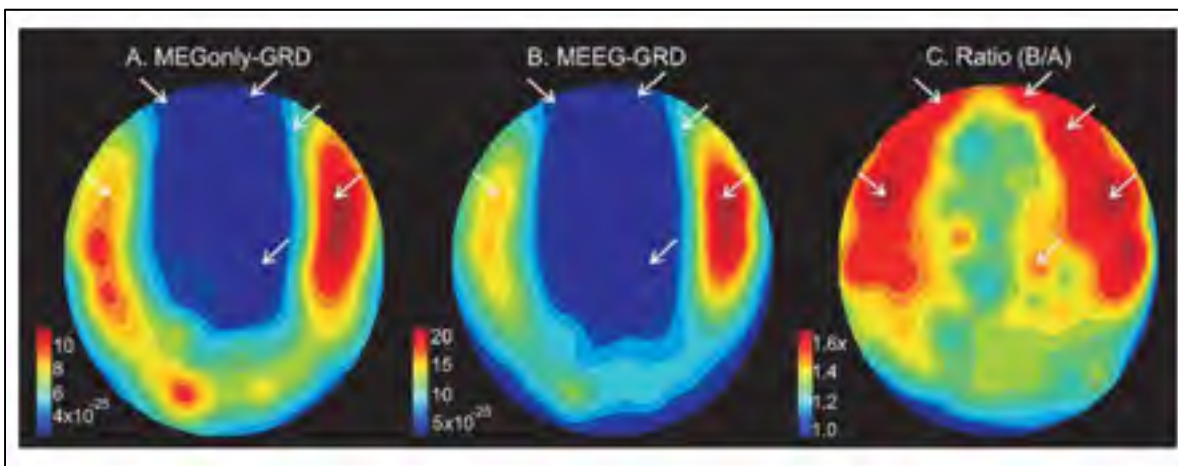


Figure 2.3 Représentation topographique de la puissance des fuseaux MEG sur le scalp

Lobe frontal situé vers le haut. A. Fuseaux détectés uniquement en MEG.

B. Fuseaux détectés en EEG et MEG. C. Ratio des topographies B/A.

Tirée de Dehghani et coll. (2011)

- détecteur développé par Chambon, Thorey, Arnal, Mignot & Gramfort, (2018). Dénommé DOSED (*Dream One Shot Event Detector*), il s'agit d'un détecteur de fuseau qui utilise l'apprentissage machine. Sa conception est inspirée des algorithmes de vision par ordinateur tel que YOLO (Redmon, Divvala, Girshick, & Farhadi, 2016) et SSD (Liu et coll., 2016). L'apprentissage machine est une technique algorithmique qui consiste à entraîner un programme à exécuter une tâche précise, ici la détection de fuseaux de sommeil. Cette tâche va gagner en précision à force d'apprentissage en s'entraînant sur des milliers d'exemples. L'algorithme DOSED utilise un réseau de neurones artificiel (RNA) pour faire son apprentissage. Le RNA va analyser des échantillons de signaux EEG (par période de 30 secondes) pour prédire si un échantillon contient un ou des fuseaux de sommeil et, si c'est le cas, précisera sa position (marqueurs début/fin) et durée. Le RNA va ainsi permettre à l'algorithme de reconnaître par lui-même des événements oscillatoires similaires à des fuseaux de sommeil en « observant » des tracés EEG qui contiennent des fuseaux marqués visuellement par des experts. L'architecture du RNA et la méthode de détection des fuseaux de DOSED sont disponibles à l'Annexe I.

Initialement, le présent travail devait reprendre le principe de fonctionnement de DOSED en exploitant son réseau de neurones et sa capacité à détecter de façon automatique des fuseaux sur des tracés EEG. En effet, notre hypothèse de départ était d'utiliser cet algorithme, entraîné à reconnaître des fuseaux de sommeil sur des données EEG, pour le faire fonctionner sur des données MEG et potentiellement trouver des événements oscillatoires similaires à des fuseaux. Cette technique qui consiste à entraîner un réseau de neurones sur un type de données pour le faire fonctionner sur un autre type de données similaire s'appelle le « *transfer learning* ». Elle est souvent utilisée lorsqu'un type de données est abondant (fuseaux marqués en EEG) mais qu'il manque de références dans un autre type de données (fuseaux marqués en MEG). Cependant, après avoir fait des tests de performance avec DOSED sur les données EEG de

notre propre cohorte de sujets, les performances obtenues n'étaient pas à la hauteur des performances annoncées par les auteurs dans leur publication (*voir* Annexe I). La raison de cette différence de performance vient du fait que la base de données d'entraînement de DOSED était mal marquée, c'est-à-dire que les « fuseaux » marqués par les experts n'était pas des fuseaux et donc que l'algorithme s'était entraîné à reconnaître autre chose que des fuseaux. Cet algorithme n'était donc pas utilisable pour notre projet et c'est pourquoi nous avons décidé de changer de méthode pour revenir à un algorithme plus conventionnel et qui se rapproche de ceux présentés précédemment.

Il existe d'autres travaux sur des détecteurs de fuseaux en MEG comme ceux de Manshanden, De Munck, Simon & Lopes da Silva, 2002 ou encore Dehghani, Cash, Rossetti, Chen & Halgren, 2010. Ces travaux n'ont pas fait l'objet d'une étude approfondie ici car leurs méthodes de détection sont similaires à celles présentées ci-dessus.

Pour conclure cette revue de littérature, il existe différentes techniques de détection de fuseaux en MEG. L'utilisation de la puissance spectrale revient fréquemment et est une méthode fiable. En revanche, pour ce qui est de l'identification visuelle par des experts sur le signal MEG, cette méthode n'est pas reconnue par la communauté scientifique car l'identification visuelle a été élaborée pour le signal électrique (EEG), or l'appliquer au champ magnétique (MEG) signifierait que l'information contenue par les deux modalités serait similaire et que l'on pourrait travailler visuellement de la même façon sur des microvolts que sur des femtoteslas. Ensuite, la plupart des études indiquent que les fuseaux de sommeil peuvent être rangés dans trois sous-catégories : les fuseaux concordants EEG/MEG, les fuseaux non concordants en EEG et les fuseaux non concordants en MEG. Cette revue de littérature montre que, grâce à la multimodalité, il est possible de détecter et localiser des fuseaux de sommeil sur les signaux électriques et les signaux magnétiques en simultanément. Le détecteur automatique développé au cours de ce travail exploite les avantages de la multimodalité pour catégorisation des fuseaux de sommeil qui proviennent de l'EEG et de la MEG pour ensuite extraire les caractéristiques propres à chacun de ces groupes.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE SUR LA DÉTECTION DES FUSEAUX DE SOMMEILS

3.1 La base de données des sujets

La base de données utilisée pour tester notre solution vient d'un projet réalisé à l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal dans le Centre d'Études Avancées en Médecine du Sommeil (CEAMS) et mené par les professeurs Julie Carrier et Jean-Marc Lina, et Jonathan Dubé, M. Sc. Cette base de données contient les enregistrements de neuf nuits entières de participants en bonne santé et sans privation de sommeil. La cohorte comprend 6 femmes et 3 hommes, avec une moyenne d'âge de 23,2 ans (20 à 30 ans). Chaque nuit d'enregistrement regroupe entre 4 et 5 pistes de 18 minutes séquencées en époques de 30 secondes. Deux expertes ont classé chacune des époques par état de vigilance et de sommeil : éveil, NREM1, NREM2, NREM3 et REM. Puis elles ont marqué visuellement et individuellement les évènements qui répondent aux critères d'un fuseau de sommeil, avant de mettre en commun leurs résultats pour établir le consensus de marquage. Les expertes ont considéré les dérives Fz, Cz et Pz. Le décompte des fuseaux et le pourcentage de fuseaux communs aux deux marqueuses sont disponibles au Tableau 2.3.

3.2 Montage de détection

La base de données est issue d'une expérience dont le but était d'enregistrer l'activité électromagnétique du cerveau pendant le sommeil. Des sujets jeunes ont dormi une nuit dans un appareil MEG tout en portant un casque EEG sur la tête. Les enregistrements sont séquencés en périodes de 18 minutes car la quantité de données enregistrées par le montage MEG/EEG est trop important pour faire un seul enregistrement (4 à 5 enregistrements par sujet). La MEG compte 269 capteurs (normalement 272 mais 3 capteurs étaient hors d'usage) et le casque EEG est équipé de 56 électrodes réparties selon le montage 10-20. Cependant, les signaux des électrodes temporales et occipitales n'étaient pas exploitables chez une partie des sujets. Elles

n'ont donc pas été utilisées dans ce travail afin de ne comparer que les électrodes communes à tous les sujets. Le montage de détection EEG inclut donc les électrodes frontales Fp1, Fp2, F7, F8, F3, F4 et Fz, les électrodes centrales C3, C4 et Cz, puis les électrodes pariétales P3, P4 et Pz (*voir* la section 1.4 et la Figure 1.6 pour leurs emplacements).

3.3 Détecteur automatique de fuseaux pour signaux EEG et MEG

L'algorithme que nous utilisons dans ce projet a été développé par l'Hôpital du Sacré Cœur de Montréal et a été conçu en amont de ce projet pour marquer des fuseaux de sommeil sur des signaux EEG. Cet algorithme s'inspire de la méthodologie de marquage des fuseaux utilisé par les experts du sommeil. En effet, cet algorithme a déjà fait ses preuves au sein de l'Hôpital du Sacré Cœur en s'ajoutant au consensus de marquage des experts. Les experts l'utilisent pour vérifier leur marquage et renforcer leurs choix de marquage pour construire un inventaire de fuseaux de sommeil complet en EEG. Dans ce travail nous allons reprendre cet algorithme pour l'utiliser à la fois sur des signaux EEG et des signaux MEG. L'utilisation de cet algorithme part de l'hypothèse suivante. Si le potentiel électrique transmet une information sous la forme d'une oscillation, tel que les fuseaux de sommeil, alors il est possible que cette information soit aussi portée par le champ magnétique émit par ce potentiel électrique. C'est pourquoi nous voulons utiliser un détecteur qui a les mêmes critères de détections sur les deux modalités.

L'utilisation multimodale du détecteur automatique est possible grâce à une propriété des fuseaux de sommeil. Le critère de détection d'amplitude est défini sur une valeur relative plutôt qu'une valeur fixe. Cette simple nuance permet de faire fonctionner le détecteur aussi bien sur des signaux en volt que sur des signaux en tesla. Cette propriété est propre aux fuseaux. Ce qui n'est pas le cas pour d'autres types d'évènements tels que les ondes lentes ou les complexes-K. Ces derniers se basent sur des valeurs dimensionnées dont nous ne connaissons pas l'équivalent sur les signaux MEG (exemple : critère d'amplitude de 75 μ V pour les ondes lentes sur le signal EEG alors que le signal MEG est en fT).

3.3.1 Critères de détection

Le marquage des époques selon les différents états de sommeil s'est fait en amont du projet par les experts. Le détecteur ne détermine pas par lui-même quelles époques appartiennent au NREM2 ou NREM3. Une fois le signal récupéré, trois critères de détection ont été mis en place pour marquer les fuseaux de sommeil. Ces critères de détections proviennent de la littérature et sont basés sur la définition des fuseaux de sommeil en EEG.

Le critère de fréquence : les fuseaux de sommeil se trouvent dans la bande de fréquence sigma (σ) **10-16 Hz** en EEG. Nous supposons que cette bande spectrale est aussi celle des fuseaux MEG, nous procédons donc à un filtrage du signal dans cette même plage de fréquences.

Le critère de durée : selon la littérature, les fuseaux ont une durée variant de 0,5 à 2 secondes. Mais, étant donné qu'aucune définition n'est établie pour les fuseaux en MEG, nous avons choisi d'étendre ce critère de **0,5 à 3 secondes** avec pour hypothèse que la MEG est capable de détecter des fuseaux plus longs. Pour vérifier cette hypothèse, on a fait fonctionner le détecteur automatique avec un critère de durée conventionnelle (0,5-2 secs) sur les signaux EEG, tout en gardant le critère de durée 0,5 à 3 sec pour les fuseaux MEG. L'application de ces critères montre l'existence d'une concordance temporelle entre certains fuseaux EEG qui durent moins de 2 secondes avec des fuseaux MEG qui durent plus de 2 secondes. À partir de ces résultats, on a pris la décision d'étendre le critère de durée de 0,5 à 3 secondes pour les fuseaux MEG et les fuseaux EEG afin de les évaluer sur les mêmes critères.

Le critère de seuil : ce critère définit l'amplitude minimum qu'un fuseau doit atteindre pour pouvoir être marqué. Comme le signal varie en amplitude selon l'enregistrement (selon le sujet et phase de sommeil) ce critère n'est pas fixe et doit donc être normalisé. C'est pour cette raison que ce critère est établi de façon relative à partir du pourcentage du maximum d'amplitude, appelé percentile. Le critère est recalculé pour chaque enregistrement.

Le calcul de ce critère ne se fait pas sur le signal brut mais sur l'enveloppe du signal filtré dans la bande sigma déterminé à partir de la **transformée de Hilbert** (détails au dernier paragraphe). L'enveloppe du signal est une courbe lissée qui passe par tous les pics d'amplitude positifs du signal (*voir* Annexe III). Pour déterminer la valeur du seuil, on procède d'abord à un classement par ordre croissant des valeurs prises par l'enveloppe. Puis on établit le critère de seuil au **85^{ème} percentile**, soit la valeur classée au 85% des valeurs rangées par ordre croissant. Le choix de ce critère s'est fait de façon arbitraire après avoir réalisé plusieurs tests (Figure 3.1).

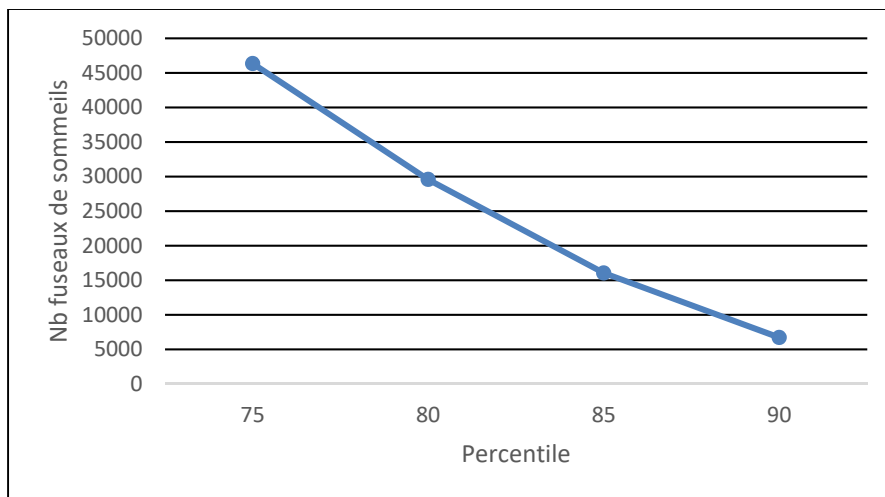


Figure 3.1 Impact du percentile sur le nombre de fuseaux détecté sur 269 capteurs MEG pour un sujet

L'algorithme va ensuite passer à travers toutes les valeurs de l'enveloppe et appliquer le critère de seuil au 85^{ème} percentile afin de trouver les portions de signal supérieur à ce critère. Les portions de signal qui répondent à ce critère sont annotées par des marqueurs de début et fin. Puis le critère de durée est appliqué sur ces intervalles. Les événements qui répondent à ces critères sont enregistrés comme fuseaux EEG ou MEG selon le signal d'origine. Cette méthodologie nous permet de localiser des événements qui répondent aux mêmes critères de détection et qui sont donc susceptibles d'être liés temporellement.

La transformée de Hilbert permet d'extraire le signal analytique d'un signal réel. Ce signal analytique est composé d'une partie réelle, qui représente notre signal d'entrée, et d'une partie imaginaire qui contient la transformée de Hilbert. Notre signal d'entrée est représenté par le signal $s(t)$ (3.1). La partie imaginaire, dénommée $\hat{s}(t)$, est une version déphasée du signal d'entrée avec un décalage de phase de 90° (3.2). La transformée contient les mêmes informations que le signal original, à savoir l'amplitude et la fréquence, mais dans le domaine complexe. En additionnant le signal réel avec le signal complexe, on obtient le signal analytique complexe $s_a(t)$ de notre signal réel (3.3). Puis, à l'aide des formules d'Euler du cosinus et du sinus, on réduit l'équation : les composantes positives s'additionnent, tant dit que les composantes négatives s'annulent. On obtient l'équation (3.4) qui correspond à la formule du signal analytique complexe sans composantes négatives. Enfin, l'enveloppe temporelle du signal réel $\hat{A}(t)$ est obtenue en calculant la magnitude du signal analytique (3.5). La transformée de Hilbert ne fonctionne que sur des bandes de fréquence restreintes. D'où la nécessité de travailler sur un signal filtré.

$$s(t) = A(t) \cdot \cos(\varphi(t)) \quad (3.1)$$

$$\hat{s}(t) = H(s(t)) = A(t) \cdot \sin(\varphi(t)) \quad (3.2)$$

$$s_a(t) = s_{MEG}(t) + j\hat{s}_{MEG}(t) = A(t)(\cos(\varphi(t)) + j \cdot \sin(\varphi(t))) \quad (3.3)$$

$$s_a(t) = A(t) \cdot e^{j \cdot \varphi(t)} \quad (3.4)$$

$$\hat{A}(t) = |s_a(t)| \quad (3.5)$$

$s(t)$: signal réel

$\hat{s}(t)$: signal imaginaire (transformée de Hilbert du signal réel)

$s_a(t)$: signal analytique

$A(t)$: amplitude temporelle du signal

$\hat{A}(t)$: enveloppe du signal analytique

$\varphi(t)$: phase

3.3.2 Critère de concordance

Une fois que le détecteur a parcouru l'ensemble des signaux EEG (13 électrodes) et MEG (269 capteurs), on obtient une grande quantité de fuseaux dont il faut établir la concordance temporelle entre modalités. Deux fuseaux sont dits concordants lorsque leurs marqueurs de début et de fin s'intersectent. Si l'un des deux marqueurs d'un fuseau se trouve entre les deux marqueurs d'un autre fuseau alors il y a concordance temporelle. La détection se fait à partir des fuseaux EEG avec lesquels nous comparons tous les fuseaux détectés en MEG. Cette étape de concordance se fait dérivation par dérivation et chaque dérivation regarde les 269 signaux des capteurs MEG.

La concordance de deux évènements nécessite de définir une métrique qui quantifie la superposition temporelle. Pour cela nous avons mis en place une échelle de concordance allant de 0 à 1, avec 0 une concordance nulle (aucun recouvrement) et 1 une concordance parfaite (recouvrement total). Afin de mettre en place ce critère, on utilise l'*Indice de Jaccard* (3.6) (Chambon et coll., 2018) qui permet d'évaluer la similarité entre deux ensembles.

$$J(A, B) = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|} \quad (3.6)$$

J : indice de Jaccard

A : ensemble des valeurs du signal EEG qui définissent un fuseau

B : ensemble des valeurs du signal MEG qui définissent un fuseau

Cet indice se calcule en divisant le cardinal de l'intersection, ET logique (symbole : \cap), des ensembles A et B avec le cardinal de l'union, OU logique (symbole : \cup), des ensembles A et B. En transformant les époques d'enregistrement en signaux binaires (1 entre les bornes des fuseaux, 0 ailleurs) nous sommes capables de comparer des portions de signaux et ainsi d'établir un indice de similarité entre un fuseau EEG (A) et un fuseau MEG (B). Nous

présentons l'ensemble des scores de concordance de tous les fuseaux de tous les sujets dans la Figure 3.2.

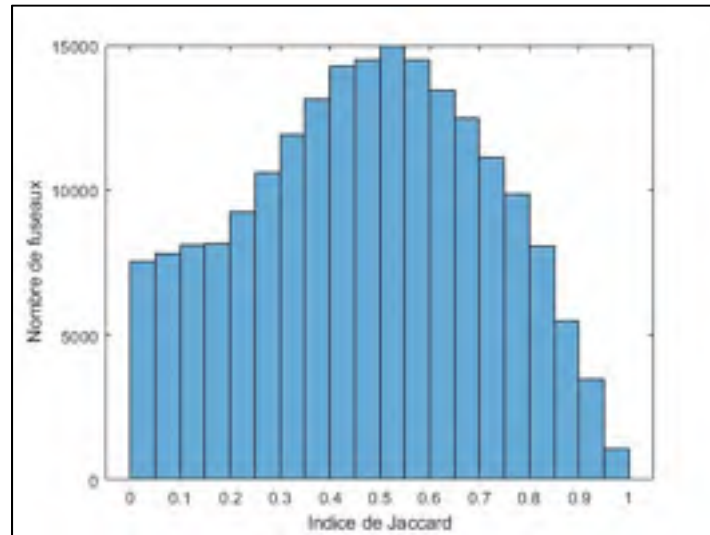


Figure 3.2 Ensemble des scores de concordance des fuseaux MEG pour tous les sujets.

La répartition des scores produit une courbe en forme de cloche sur la moitié droite, tant dis que la moitié gauche atteigne un palier en se rapprochant du score zéro. Ce palier peut s'expliquer par le fait qu'il existe plusieurs positions de superposition de faible concordance, alors qu'à l'inverse il n'existe qu'une seule position de concordance parfaite. À partir de ces résultats, on établit le critère de **concordance temporelle à 0,5** soit 50% de temps en commun au minimum pour définir deux fuseaux comme étant concordants.

3.4 Classification des fuseaux

La revue de littérature faite au chapitre précédent montre qu'il existe au moins trois catégories de fuseaux de sommeil : les fuseaux concordants, qui sont détectés au même instant, dans les modalités EEG et MEG (appelé ici fuseaux **MEEG**), les fuseaux non concordants de l'EEG sans concordance temporelle avec la MEG (fuseaux **L-EEG** pour *Lonely EEG*) et les fuseaux non concordants de la MEG sans concordance temporelle avec l'EEG (fuseaux **L-MEG** pour

Lonely MEG). Il est possible d'ajouter une dernière catégorie de fuseaux : les fuseaux à concordance triple. La concordance triple se manifeste par une concordance temporelle entre les fuseaux MEEG et les fuseaux marqués par les experts (EEG + MEG + Experts).

La méthode de classification des fuseaux dans l'une des trois catégories (MEEG, L-EEG et L-MEG) est la suivante. Pour chaque enregistrement de chaque sujet, on procède à la détection de fuseaux sur les 13 électrodes EEG et les 269 capteurs MEG. Puis, on crée une matrice qui contient les marqueurs de fuseaux pour chacune des électrodes EEG et une seule matrice qui regroupe tous les marqueurs de fuseaux provenant de la MEG. Ensuite, à l'aide du critère de concordance, on cherche les fuseaux de la matrice MEG qui sont concordants avec les fuseaux des matrices EEG. Si la concordance temporelle est suffisante entre deux fuseaux (indice de Jaccard $> 0,5$), ceux-ci sont rangés dans la matrice des fuseaux MEEG. On répète cette étape pour les 13 matrices EEG. Pour trouver les fuseaux L-EEG, on récupère simplement les fuseaux des matrices EEG qui n'ont été couplés à aucun fuseau de la matrice MEG. Quant aux fuseaux L-MEG, il s'agit des fuseaux de la matrice MEG qui n'ont été couplés à aucun fuseau des 13 matrices EEG (indice de Jaccard $< 0,5$).

Des exemples de détection et classification sont présentés aux Figure 3.3 et Figure 3.4. On retrouve les quatre catégories de fuseaux qui nous intéressent, à savoir les fuseaux MEEG en rouge, les fuseaux L-EEG en magenta, les fuseaux L-MEG en bleu et la concordance triple avec un carré rose qui symbolise le marquage des experts.

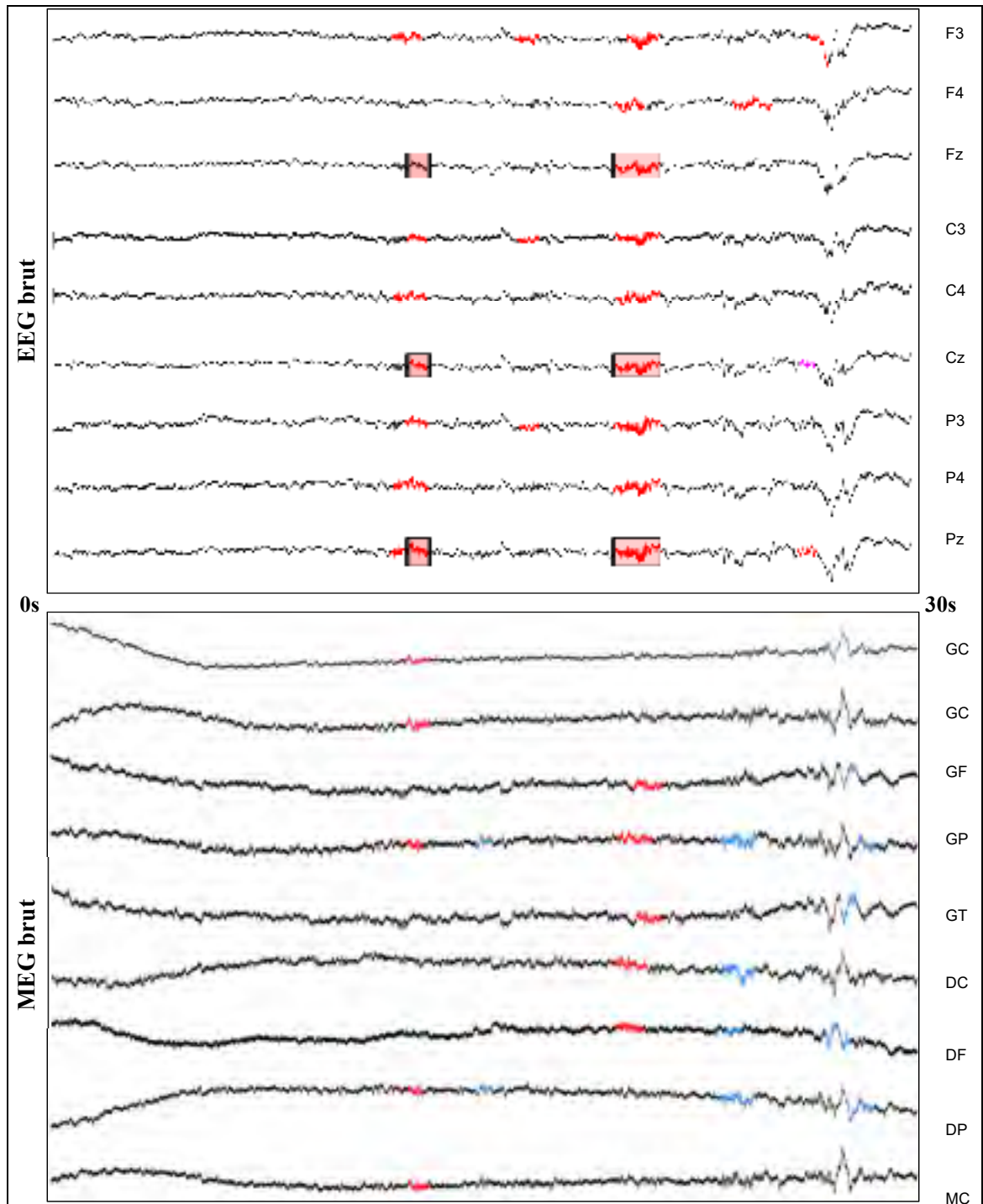


Figure 3.3 Marquage automatique de fuseaux de sommeil. Signal brut
Rouge : fuseaux MEEG, **Magenta** : fuseaux L-EEG, **Bleu** : fuseaux L-MEG, **Carré Rose** :
marquage par un expert. Position des capteurs sur le scalp :
G = gauche, D = droite, M = milieu, C = centrale, F = frontal, T = temporal, P = pariétal

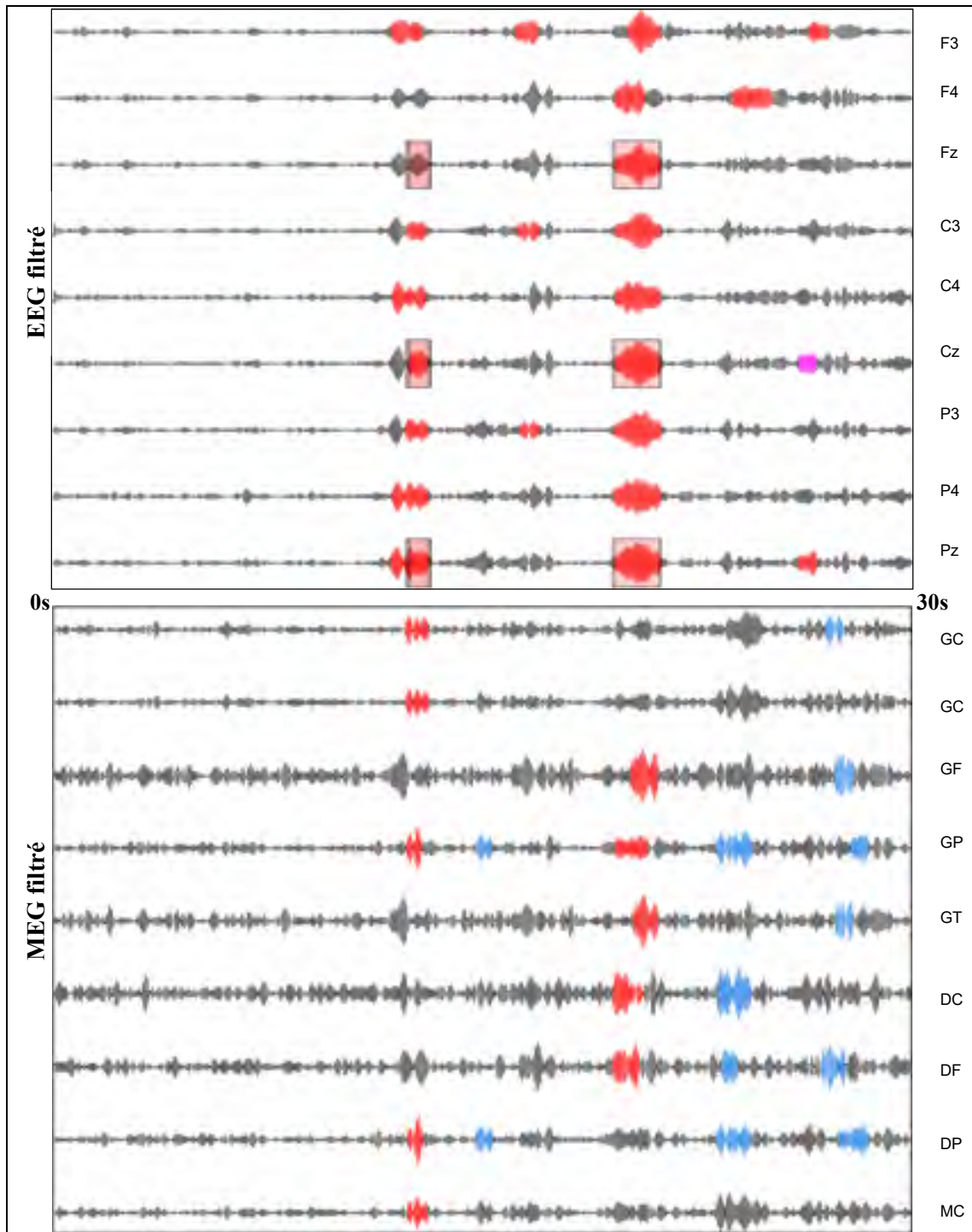


Figure 3.4 Marquage automatique de fuseaux de sommeil. Signal filtré
Rouge : fuseaux MEEG, **Magenta** : fuseaux L-EEG, **Bleu** : fuseaux L-MEG, **Carré Rose** :
 marquage par un expert. Position des capteurs sur le scalp :
 G = gauche, D = droite, M = milieu, C = centrale, F = frontal, T = temporal, P = pariétal

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Une fois le fonctionnement de l'instrument multimodal conçu et validé, on l'utilise sur l'ensemble des données de sommeil de notre cohorte de sujets jeunes. Dans ce chapitre, on réalise plusieurs expériences sur les différentes catégories de fuseaux. Ces résultats et observations nous permettront de mieux comprendre comment fonctionnent les fuseaux concordants et non concordants. Une étude de la topographie va nous renseigner sur la répartition des fuseaux MEEG et L-MEG sur le scalp. Enfin, une comparaison des caractéristiques fera ressortir les différences significatives entre les groupes de fuseaux.

4.1 Quantification des fuseaux détectés en EEG et MEG

Pour étudier la concordance temporelle, on utilise la méthode de classification temporelle présentée au chapitre précédent. D'abord, on s'intéresse à la répartition des fuseaux marqués en EEG dans les groupes MEEG et L-EEG. On étudie cette répartition sur toutes les électrodes EEG.

Dans le Tableau 4.1 sont présentés les résultats de la détection automatique sur les signaux EEG pour les fuseaux MEEG et L-EEG. La grande majorité des fuseaux EEG sont classés dans la catégorie MEEG (moyenne : 91,4%) et les fuseaux restants dans la catégorie L-EEG (moyenne : 8,6%). La région pariétale est la région qui présente le plus grand nombre de détections (moyenne : 3073) tandis que la région frontale en présente moins (moyenne : 2997).

Tableau 4.1 Proportion de fuseaux EEG détectés chez tous les sujets (13 électrodes EEG du montage 10-20)

Electrode EEG	Fuseaux MEEG	Fuseaux L-EEG
Fp1	2793	271 (8,8%)
FP2	2732	260 (8,7%)
F7	2774	281 (9,2%)
F8	2550	223 (8,1%)
F3	2886	235 (7,5%)
F4	2821	222 (7,3%)
Fz	2713	218 (7,4%)
C3	2674	216 (7,5%)
C4	2740	253 (8,5%)
Cz	2857	302 (9,6%)
P3	2779	286 (9,3%)
P4	2582	261 (9,2%)
Pz	2958	353 (10,7%)

Ensuite, on s'intéresse aux fuseaux marqués en MEG seulement et conjointement avec le Tableau 4.2. Contrairement au tableau précédent, ce tableau présente les résultats obtenus pour chaque sujet par rapport à une électrode EEG de référence, ici Cz. Les autres électrodes EEG montrent des résultats similaires. Ce tableau donne des informations sur le nombre de fuseaux marqués par le détecteur et leur répartition dans les catégories MEEG et L-MEG. En regardant les trois premières colonnes de ce tableau, on observe que la proportion de fuseaux L-MEG est supérieure à celle des fuseaux MEEG (moyenne : MEEG = 20% (15-26) ; L-MEG = 44% (35-55)). On en déduit qu'une part importante de l'inventaire de fuseaux n'est visible que par la modalité MEG. La part de fuseaux manquante, lorsqu'on additionne la deuxième et troisième colonne, correspond aux fuseaux de la matrice MEG sans concordance avec les fuseaux de la matrice EEG Cz mais qui ont une concordance avec les autres matrices EEG. Enfin, la dernière colonne du tableau apporte des informations sur la densité de fuseaux marqués par minute par capteur. D'après la littérature, un fuseau de sommeil apparaît toutes les 5 à 15 secondes (Bonjean M. et coll. 2012) ce qui se traduit par une cadence de l'ordre de 4 fuseaux par minutes. Nous retrouvons la même fréquence de détection en MEG.

Tableau 4.2 Proportion de fuseaux détectés en MEG pour chaque sujet (électrode EEG : Cz)

N° Sujets	Total	L-MEG	MEEG	Nombre d'époques 30s	Fuseaux MEG /min/capteur
16945	62821	24798 (39%)	13339 (21%)	152	3,07
16949	66194	27609 (42%)	16031 (24%)	155	3,18
16956	50378	17774 (35%)	13188 (26%)	135	2,77
16957	23878	13045 (55%)	4021 (17%)	72	2,47
16979	69275	28572 (41%)	13410 (19%)	139	3,71
16989	27585	12115 (44%)	4824 (17%)	52	3,94
16991	47571	23650 (50%)	8187 (17%)	133	2,66
16993	23023	11930 (52%)	3516 (15%)	73	2,34
16999	77345	29977 (39%)	17819 (23%)	152	3,78

4.2 Topographie des fuseaux MEG

À partir du montage MEG et ses 269 capteurs, il est possible de créer une topographie du scalp que l'on utilise pour étudier la répartition des fuseaux marqués en MEG selon leur densité (Figure 4.1) et selon leur pic d'amplitude (Figure 4.2). Les résultats suivants sont obtenus en prenant en compte tous les fuseaux MEEG et L-MEG de tous les sujets pour une électrode EEG. Dans les deux figures il s'agit de l'électrode Cz (*voir* la Figure-A II-1 de l'ANNEXE II pour les autres électrodes).

Les topographies présentées ci-dessous se basent sur un quadrillage de cellules dotées d'une valeur numérique. Chaque cellule représente un capteur MEG. Pour les topographies des fuseaux MEEG, la valeur associée à chaque cellule dépend de l'électrode EEG qui a été utilisée pour établir la concordance temporelle. Pour faciliter la lecture des résultats, une échelle de couleur a été utilisée pour remplacer les valeurs.

La Figure 4.1 présente la répartition de densité des fuseaux de sommeil MEEG et L-MEG sur le scalp pour tous les sujets. Chaque cellule contient le nombre total de fuseaux marqué par le

détecteur pour ce capteur MEG. Dans la topographie de gauche (fuseaux MEEG) un pic de densité se démarque dans la région frontale, près de l'électrode Fz. Ce pic est accompagné d'une diminution radiale rapide. On note aussi la présence d'un pic de densité au niveau du lobe pariétal, près de l'électrode Pz. Ce pic augmente en densité lorsque l'électrode de référence est une électrode pariétale (voir la Figure-A II-1 de l'ANNEXE II). Pour la topographie de droite (fuseaux L-MEG), on observe un pic de densité dans la région centrale, près de l'électrode Cz. La répartition de densité est relativement uniforme autour du pic central, sauf en frontal où il y a une baisse plus importante. Il est intéressant de noter la complémentarité spatiale de ces deux topographies au niveau du lobe frontal où la majorité des fuseaux concordants y sont regroupés, tandis que les fuseaux non concordants se répartissent principalement les autres lobes. Toutefois, on garde à l'esprit que la proportion de fuseaux L-MEG reste importante dans la région frontale.

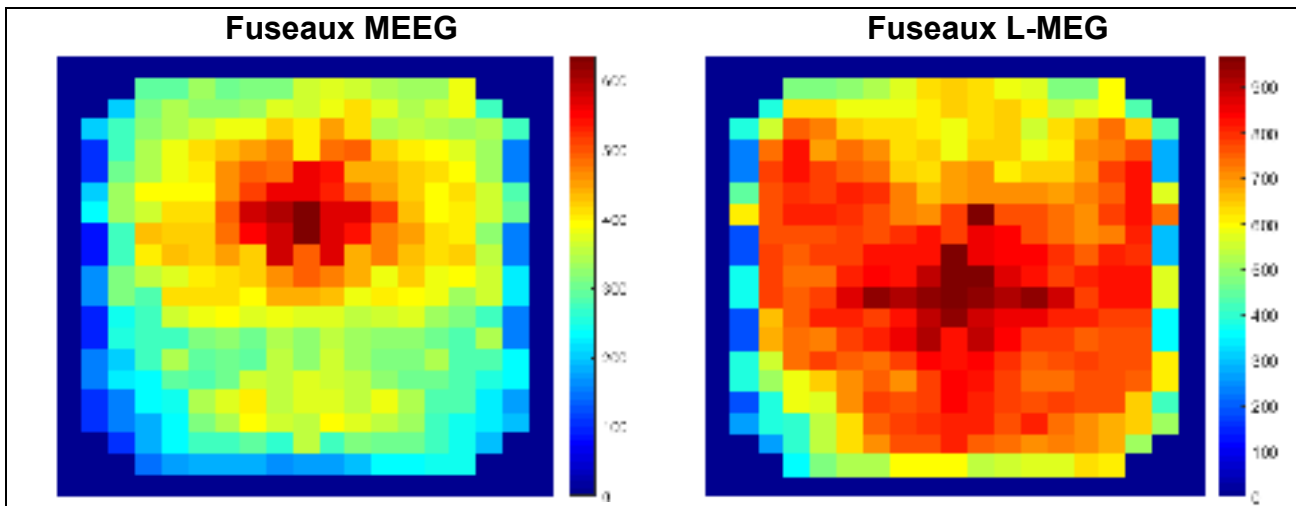


Figure 4.1 Topographie de densité des fuseaux MEG.
Vue de dessus, lobe frontal au nord. Electrode EEG de référence : Cz

Pour l'expérience suivante, on s'intéresse à la répartition des fuseaux MEEG et L-MEG selon leur maximum d'amplitude. Dans les topographies de la Figure 4.2, chaque cellule représente l'amplitude maximale moyenne des fuseaux détectés pour le capteur MEG associé. L'amplitude maximale d'un fuseau est récupérée grâce à l'enveloppe du signal par la transformée de Hilbert. Les deux topographies montrent une répartition similaire à travers le

scalp. Il est intéressant de noter que les fuseaux d'amplitude forte se répartissent le long des lobes temporaux, pariétaux et occipitaux. Ces résultats rappellent ceux obtenus par Dehghani et coll., 2011 (voir Figure 2.3) à la différence qu'eux étudiaient la puissance des fuseaux et non l'amplitude. On peut aussi noter la présence d'un pic dans la région centrale. Ce pic peut être dû à l'importante densité de fuseaux dans cette région. Les résultats sont très similaires lorsqu'on reproduit cette expérience avec une autre électrode EEG.

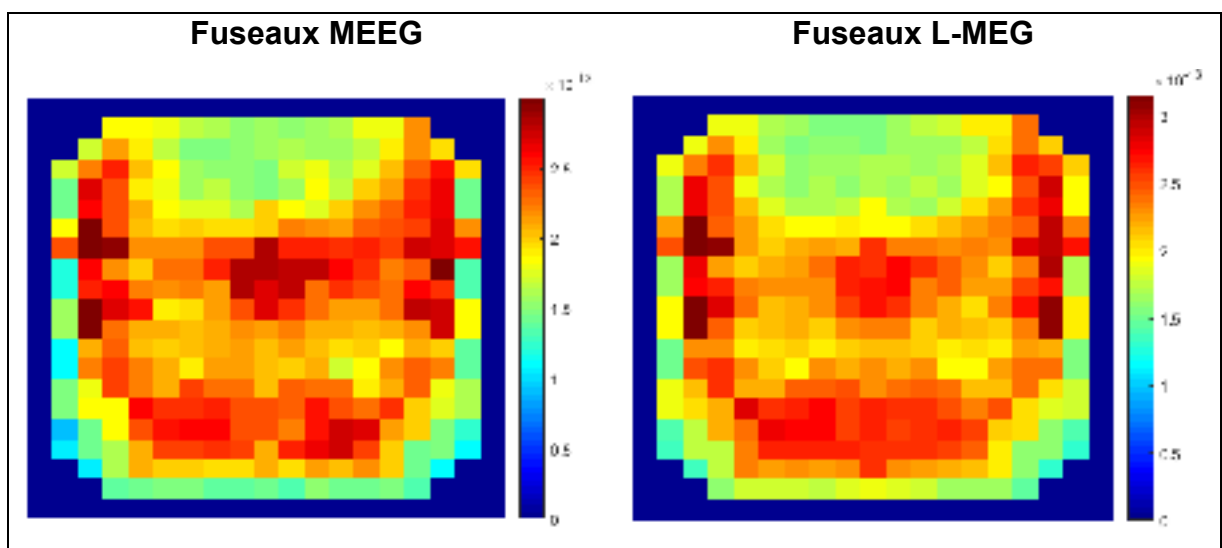


Figure 4.2 Topographie du maximum d'amplitude des fuseaux MEG.
Vue de dessus, lobe frontal au Nord. Electrode EEG de référence : Cz

Pour synthétiser ces résultats, les topographies montrent qu'une importante production de fuseaux de sommeil se produit dans la région frontale pour les fuseaux MEEG, tant dit que les fuseaux L-MEG sont très nombreux dans toutes les régions. Ensuite, la répartition de densité est complémentaire entre les groupes MEEG et L-MEG. Enfin, les fuseaux qui ont un pic d'amplitude élevé se situent dans principalement les lobes périphériques et le lobe central.

4.3 Caractéristiques des fuseaux détectés en MEG

Un fuseau en MEG se caractérise par sa fréquence, sa durée, son amplitude et sa récurrence. Afin de mieux différencier les fuseaux concordants des fuseaux non concordants, nous avons

procédé à la comparaison des différentes caractéristiques qui définissent un fuseau en MEG entre les groupes MEEG et L-MEG. Certains histogrammes présentés dans cette section sont normalisés en ordonnée avec une échelle de valeurs qui va de 0 à 1.

4.3.1 La fréquence

D'après l'étude de Zerouali et coll., 2014, la majorité des fuseaux de sommeil détecté en MEG ont deux composantes. Une composante rapide au départ du fuseau, caractérisé par une fréquence rapide, et une composante lente à la fin du fuseau, caractérisé par une fréquence lente. Le point de bascule entre les deux composantes se situe à 13 Hz. Sachant que la MEG détecte plus facilement le début des fuseaux dû à leur fréquence plus élevée, nous faisons l'hypothèse que les fuseaux concordants présentent une fréquence plus élevée que les fuseaux non concordants.

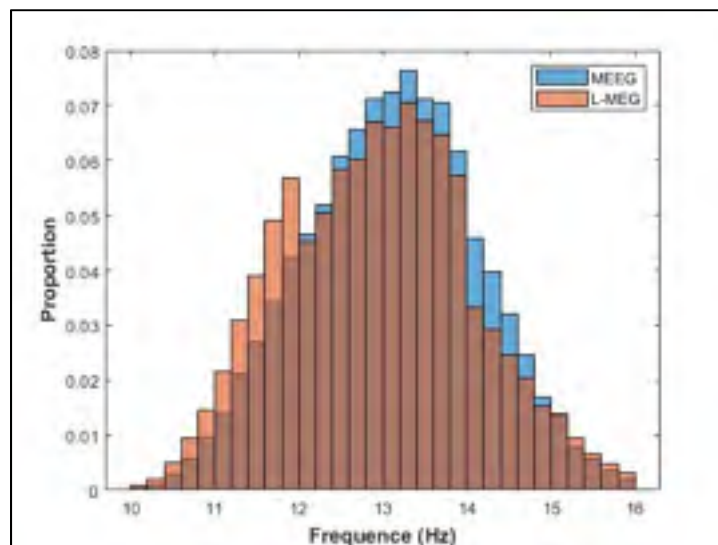


Figure 4.3 Plages de fréquences des fuseaux MEEG et L-MEG provenant du signal MEG

La répartition des fréquences (Figure 4.3) montre que les fuseaux MEEG ont en moyenne une fréquence légèrement plus élevée que les fuseaux L-MEG (MEEG : 13,10 Hz ; L-MEG : 12,95 Hz). Nous retrouvons le point de bascule à 13Hz et nous pouvons aussi noter la présence d'un

pic sur la partie gauche de l'histogramme L-MEG (composante lente) ainsi qu'un déficit sur la partie droite (composante rapide). Même si la différence des moyennes n'est pas significative ($P = 0,55 > 0,05$), nous observons une légère tendance qui va dans le sens de notre hypothèse.

Tableau 4.3 Comparaison entre fuseaux marqués en MEG (MEEG et L-MEG) sur leur caractéristique de fréquence
Test-t de variances égales

	MEEG	L-MEG
Moyenne	13,055	12,956
Variance	0,155	0,056
Observations	9	9
Variance pondérée	0,105	
Différence hypothétique des moyennes (H0)	0	
Degré de liberté	16	
Statistique t	0,612	
P(T<=t) unilatéral	0,275	
Valeur critique de t (unilatéral)	1,761	
P(T<=t) bilatéral	0,551	
Valeur critique de t (bilatéral)	2,145	

4.3.2 La durée

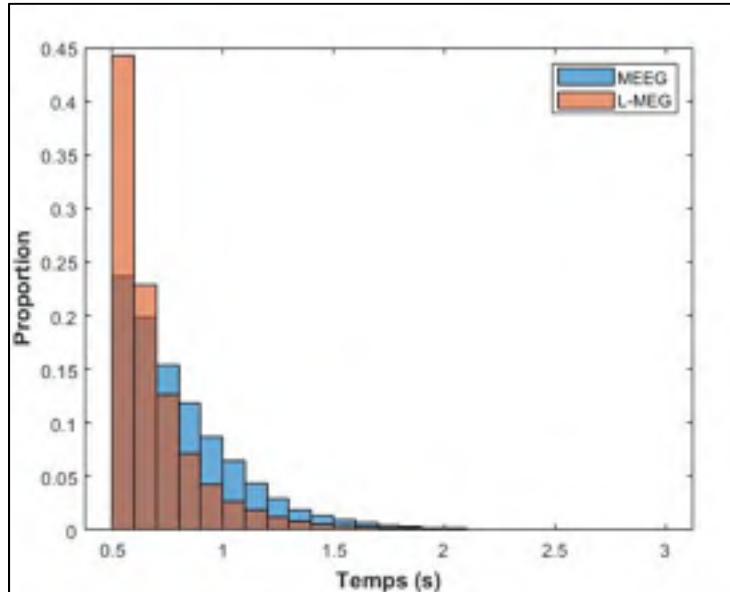


Figure 4.4 Plage de durée des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-MEG) provenant du signal MEG

Pour rappel, le critère de durée a été modifié pour s'étendre de 0,5 à 3 secondes. La Figure 4.4 compare les durées des fuseaux MEEG et L-MEG. Nous constatons qu'une grande partie des fuseaux L-MEG dure entre 0,5 et 0,6 seconde (~45%). Un fuseau MEEG dure en moyenne plus longtemps qu'un fuseau L-MEG (MEEG : 0,82 sec ; L-MEG : 0,70 sec). La proportion de fuseaux MEEG qui durent plus de 2 secondes est d'environ 0,6% et pour les fuseaux L-MEG elle est d'environ 0,4%. La durée est une caractéristique légèrement différenciante ($P = 1,0796E-06 < 0,05$) entre les fuseaux concordants et les fuseaux non concordants comme le montre les résultats du test-t ci-dessous :

Tableau 4.4 Comparaison entre fuseaux marqués en MEG (MEEG et L-MEG) sur leur caractéristique de durée
Test-t de variances égales

	MEEG	L-MEG
Moyenne	0,818	0,699
Variance	0,00139005	0,0007776
Observations	9	9
Variance pondérée	0,00108383	
Différence hypothétique des moyennes	0	
Degré de liberté	16	
Statistique t	7,596	
P(T<=t) unilatéral	5,3981E-07	
Valeur critique de t (unilatéral)	1,746	
P(T<=t) bilatéral	1,0796E-06	
Valeur critique de t (bilatéral)	2,120	

4.3.3 L'amplitude

Dans cette section, on s'intéresse à la répartition des maximums d'amplitude des fuseaux MEG (MEEG et L-MEG) obtenu sur l'enveloppe du signal MEG comparé aux maximums obtenus sur l'enveloppe du signal EEG.

On a défini dans la section 3.3.1 comment obtenir le signal analytique complexe et l'enveloppe d'un signal réel en utilisant la transformée de Hilbert. L'enveloppe temporelle d'un signal réel est une courbe qui entoure ce signal en suivant les variations d'amplitude positive. Grâce à l'enveloppe temporelle, il est possible d'étudier les variations en amplitude des signaux MEG et EEG et plus particulièrement l'activité aux alentours des fuseaux. Les résultats suivants ont tous été obtenus sur les enveloppes temporelles des signaux MEG et EEG.

Pour trouver le maximum d'amplitude d'un fuseau, on utilise ses marqueurs de début et de fin puis on cherche la valeur maximale atteinte par le signal entre les deux marqueurs. Les résultats de la Figure 4.5.A présentent la répartition des maximums d'amplitude des fuseaux MEG sur

l'enveloppe du signal MEG. On peut voir que sur le signal MEG les fuseaux MEEG et L-MEG présentent des résultats similaires dans la répartition de leurs pics amplitude (moyenne : MEEG : 252 fT ; L-MEG : 229 fT, $P = 0,208 > 0,05$).

Tableau 4.5 Comparaison entre fuseaux marqués en MEG (MEEG et L-MEG) sur leur caractéristique d'amplitude
Test-t de variances égales

	MEEG	L-MEG
Moyenne	2,5438E-13	2,2922E-13
Variance	1,7157E-27	1,5957E-27
Observations	9	9
Variance pondérée	1,6557E-27	
Différence hypothétique des moyennes	0	
Degré de liberté	16	
Statistique t	1,312	
P(T<=t) unilatéral	0,104	
Valeur critique de t (unilatéral)	1,746	
P(T<=t) bilatéral	0,208	
Valeur critique de t (bilatéral)	2,120	

Les résultats de la Figure 4.5.B présentent la répartition des maximums d'amplitude des fuseaux MEG sur l'enveloppe du signal EEG. On observe que la répartition des maximums d'amplitude n'est pas la même entre les deux groupes. Les fuseaux MEEG qui proviennent de la MEG sont liés à une activité importante sur le signal EEG. Tant dit que les fuseaux L-MEG sont liés à une activité plus faible sur le signal EEG en moyenne (MEEG : 22.4 μV , L-MEG : 13.4 μV). De plus, il est intéressant de noter qu'une partie non négligeable des fuseaux L-MEG ont un maximum d'amplitude égale à celui des fuseaux MEEG. À partir de cette observation, on peut supposer que certains fuseaux L-MEG sont liés à une activité sur le signal EEG. Pour démontrer cette hypothèse, on s'intéresse à l'étude de l'activité du signal EEG autour du maximum d'amplitude des fuseaux marqué en MEG.

L'expérience se base sur la transformée de Hilbert des différents canaux EEG et MEG. Tout d'abord, on récupère l'enveloppe temporelle des signaux MEG et EEG à partir de la transformée de Hilbert qui permet d'obtenir le signal analytique (4.1) (*voir section 3.3.1 pour plus de détails*). L'enveloppe du signal est l'amplitude du signal analytique.

$$s_a(t) = s(\varphi(t)) + j\hat{s}(\varphi(t)) = \hat{A}(t) \cdot e^{j\cdot\varphi(t)} \quad (4.1)$$

$s(t)$: signal réel (EEG ou MEG)

$\hat{s}(t)$: transformée de Hilbert de $s(t)$

$s_a(t)$: signal analytique complexe

$\hat{A}(t)$: enveloppe temporelle du signal

$\varphi(t)$: phase de Hilbert

Pour chaque fuseau détecté en MEG, on considère leurs début et fin. Entre ces bornes on cherche l'instant $t_{max,MEG}$ où l'amplitude du signal MEG du fuseau est maximum (4.2). Ainsi, à chaque fuseau MEG est associé un indice temporel $t_{max,MEG}$. A partir de cet indice, on récupère l'amplitude de l'enveloppe du signal EEG sur Cz, dans une fenêtre de 4 secondes centrée sur l'indice du fuseau défini précédemment.

$$t_{max,MEG} = Argmax(\hat{A}_{MEG}(t)) \quad (4.2)$$

\hat{A}_{MEG} : enveloppe du signal MEG

$t_{max,MEG}$: indice temporel du maximum d'amplitude d'un fuseau sur le signal MEG

Ainsi, pour chaque fuseau, on a un échantillon de signal EEG centré sur $t_{max,MEG}$. Finalement, on calcule la moyenne à travers les fuseaux des échantillons contenus dans les fenêtres (4.3). On obtient ainsi la courbe moyenne de l'activité du signal EEG (Cz) autour des maximums d'amplitude des différentes catégories de fuseaux détectés en MEG (MEEG et L-MEG). Ces courbes sont illustrées à la Figure 4.5.C.

$$A_{moy,EEG}(t) = \frac{1}{Nfuseaux_{MEG}} \sum_{fuseau} \hat{A}_{EEG}(t) \quad (4.3)$$

Pour t compris entre : $t \geq t_{max,MEG} - 2sec$ et $t \leq t_{max,MEG} + 2sec$

$\hat{A}_{EEG}(t)$: enveloppe temporelle du signal EEG

$A_{moy,EEG}(t)$: enveloppe temporelle moyenne du signal EEG

$Nfuseaux_{MEG}$: Nombre de fuseaux MEG

La Figure 4.5.C montre les résultats de ces opérations. Avec d'une part, la courbe bleue qui représente la courbe moyenne du signal de Cz par rapport aux fuseaux concordants marqués en MEG (MEEG) autour des maximums d'amplitudes recalé sur le même indice (indice 0). Et d'autre part, la courbe rouge qui représente la courbe moyennée du signal Cz autour du pic d'amplitude des fuseaux non-concordants marqués en MEG (L-MEG), aussi recalés sur leur maximum d'amplitude.

Le but de cette expérience est de montré l'existence d'une synchronicité entre les pics d'amplitude des fuseaux MEG et les pics d'amplitude des fuseaux EEG pour les fuseaux concordants et non-concordants. En ce qui concerne la courbe bleue, elle présente un pic d'amplitude fort qui est centré sur l'indice 0. Etant donné que cet indice représente le maximum d'amplitude des fuseaux MEG et que la courbe est une moyenne du signal EEG, on peut en déduire que les fuseaux marqués en MEG sont synchrones en amplitude avec le signal EEG. Ce résultat est attendu étant donné qu'il s'agit des fuseaux qui sont concordants temporellement aux deux modalités. Mais le résultat le plus intéressant concerne l'allure de la courbe rouge. En effet, l'allure de cette courbe, avec un pic centré en 0, indique qu'une partie des fuseaux L-MEG sont liés en amplitude à une activité sur le signal EEG. Ce lien est suffisamment fort pour se distinguer du signal ambiant. Or, par définition, les fuseaux L-MEG sont propre à la MEG ne sont pas de liés à des fuseaux sur le signal EEG. Ce résultat laisse supposer que ces fuseaux jouent aussi un rôle dans l'activité du signal EEG, bien qu'ils appartiennent à la classe des fuseaux solitaire en MEG. Pour une raison d'amplitude trop faible

ou de durée trop courte sur le signal EEG, ces fuseaux n'ont pas pu être marqués comme des fuseaux MEEG alors qu'ils répondent aux critères de la MEG. Ce résultat donne une certaine légitimité aux fuseaux obtenus sur la MEG uniquement.

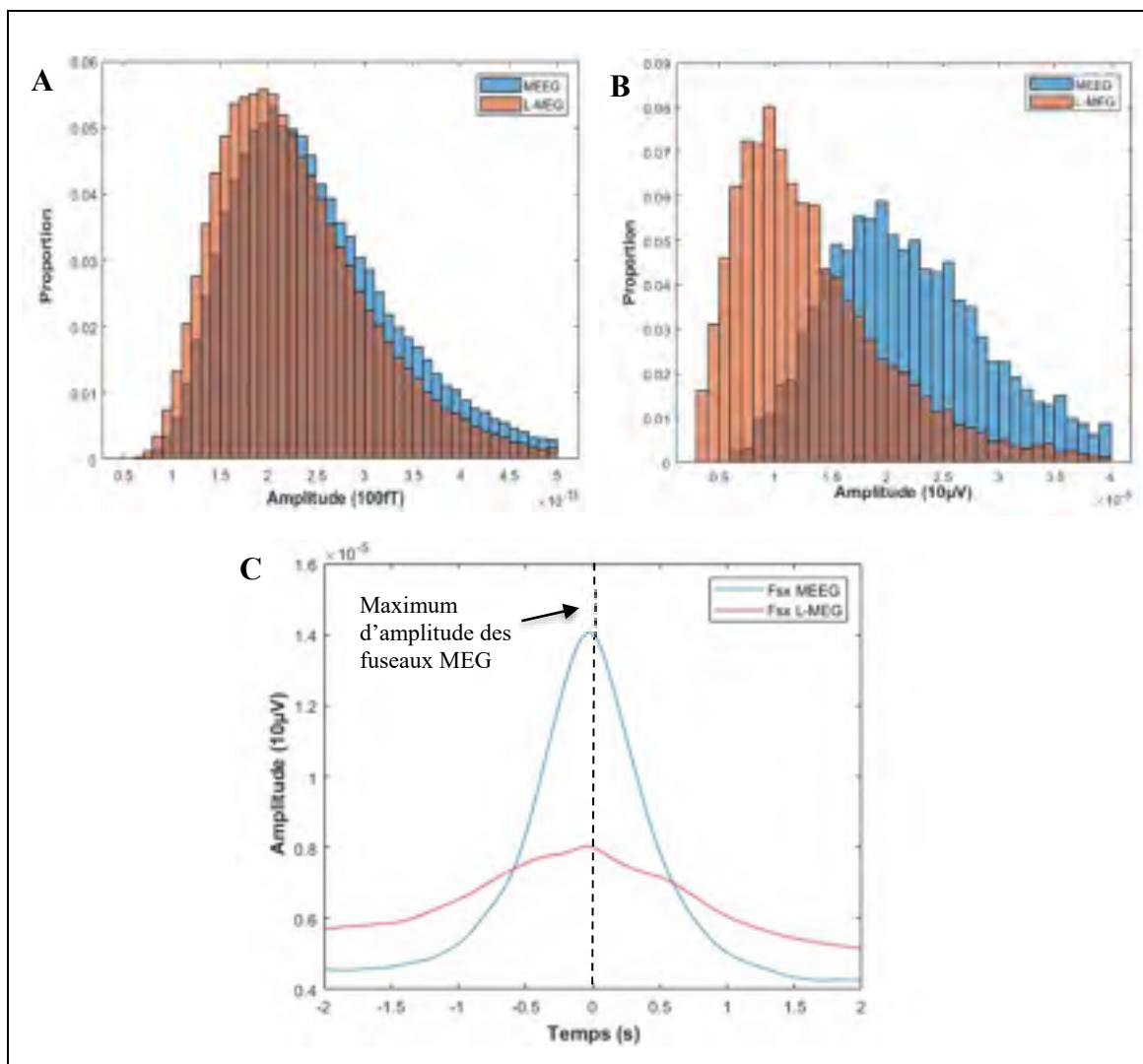


Figure 4.5 Répartition des maximums d'amplitude des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-MEG) provenant de la MEG.

A Comparaison sur le signal MEG. **B** Comparaison sur le signal EEG. **C** Moyenne des enveloppes du signal EEG autour du maximum d'amplitude des fuseaux MEEG et L-MEG.
Électrode de référence : Cz

4.3.4 La récurrence

Les fuseaux détectés sur le scalp sont le résultat d'un évènement oscillatoire qui se produit dans le cerveau. Cet évènement s'est propagé jusqu'au scalp où les capteurs MEG (et EEG) ont mesuré leur trace électromagnétique. À partir de cette définition, il est donc possible pour un même évènement d'être 'vu' simultanément par plusieurs capteurs. Dans cette section, on appelle *récurrence* le fait qu'un évènement puisse apparaître sur plusieurs capteurs MEG. On peut quantifier la récurrence en dénombrant le nombre de capteurs impliqués dans la détection d'un même évènement. Plus la récurrence d'un évènement est faible, plus c'est un évènement local. Plus sa récurrence est élevée, plus son expression spatiale sur le scalp est importante. Pour déterminer la valeur de la récurrence d'un évènement, on lui attribue donc le nombre des capteurs MEG qui l'ont détecté simultanément. La notion de simultanéité repose ici sur le critère de Jaccard tel que vu dans le chapitre 3 à propos de la concordance intermodalité.

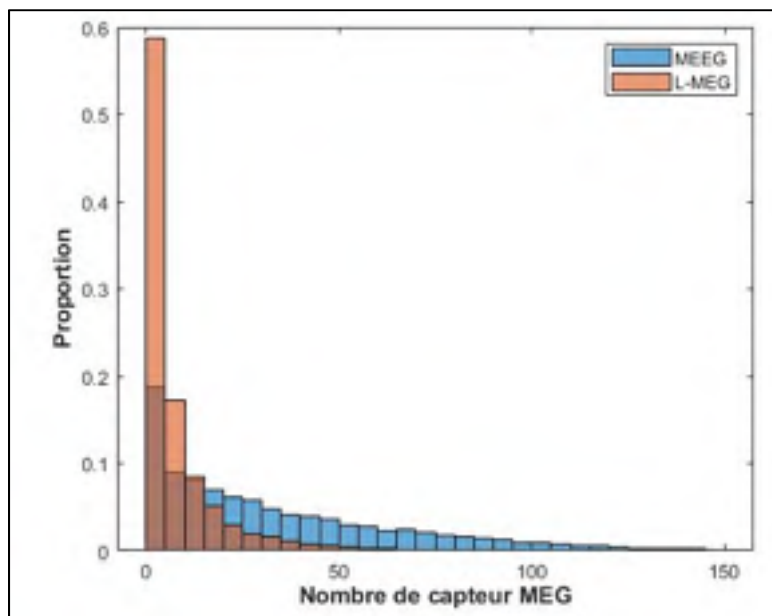


Figure 4.6 Récurrence des fuseaux concordants (MEEG) et non-concordants (L-MEG) provenant du signal MEG. Electrode Cz

La Figure 4.6 montre que les fuseaux MEEG ont une récurrence plus importante que les fuseaux L-MEG (nombre de capteurs moyens impliqués dans la détection : MEEG : 31,6 capteurs ; L-MEG : 7,56 capteurs). Cette différence est due à l'importante proportion de fuseaux L-MEG qui sont détectés par moins de 5 capteurs (~60%). Ce résultat montre que les fuseaux MEEG ont une expression spatiale forte, alors que les fuseaux L-MEG sont des évènements isolés spatialement et plutôt locaux.

Pour résumer, les deux catégories de fuseaux marqués en MEG se différencient sur plusieurs points. Les fuseaux MEEG ont une durée et une amplitude plus élevée que les fuseaux L-MEG. De plus, les fuseaux MEEG sont vus par un grand nombre de capteurs en simultanément, tant dit que les fuseaux L-MEG sont plutôt seuls. Cependant, les résultats en amplitudes ont révélé l'existence d'une relation entre l'activité des fuseaux L-MEG sur le signal MEG et l'activité des fuseaux L-MEG sur le signal EEG. Ce résultat renforce l'idée que les fuseaux L-MEG sont des fuseaux propres à la MEG et non pas des artefacts.

4.4 Caractéristique des fuseaux détectés en EEG

Dans cette section nous reprenons les expériences qui ont été faites à la section 4.3 mais en mettant l'accent sur les fuseaux obtenus sur l'EEG. La comparaison se fera donc entre les catégories MEEG et L-EEG. Les figures suivantes sont toutes basées sur l'électrode Cz.

4.4.1 La fréquence

L'histogramme de la Figure 4.7 contient les plages de fréquence prises par les fuseaux concordants (MEEG) et les fuseaux non concordants (L-EEG) du signal Cz. Comme pour les fuseaux en MEG, la répartition des valeurs est très similaire entre les deux groupes. La différence de résultats entre les deux groupes n'est pas assez significative pour pouvoir utiliser la fréquence comme une caractéristique différenciante entre les fuseaux MEEG et L-EEG (moyenne MEEG : 13,06 Hz ; L-EEG : 13,22Hz, $P = 0,280 > 0,05$).

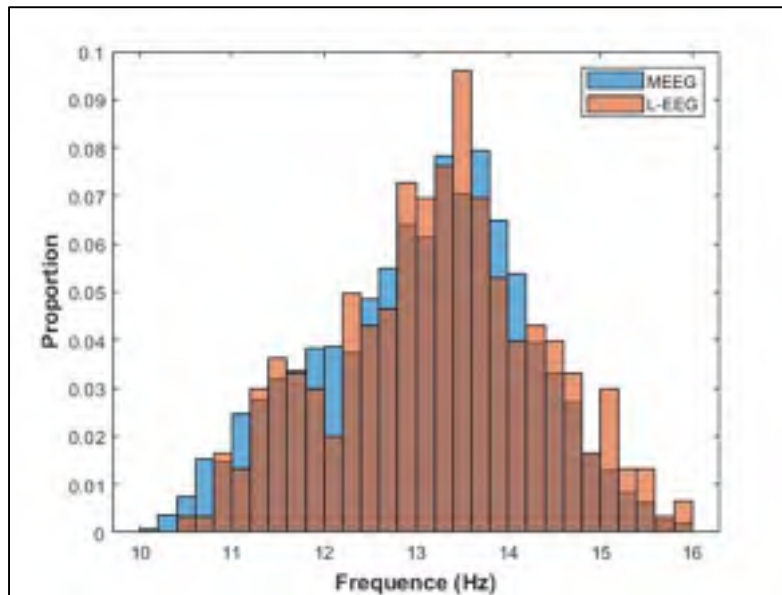


Figure 4.7 Plages de fréquence des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-EEG) provenant du signal EEG

Tableau 4.6 Comparaison entre fuseaux marqués en EEG (MEEG et L-EEG) sur leur caractéristique de fréquence
Test-t de variances égales

	L-EEG	MEEG
Moyenne	13,308	13,044
Variance	0,308	0,194
Observations	9	9
Variance pondérée	0,251	
Différence hypothétique des moyennes	0	
Degré de liberté	16	
Statistique t	1,119	
P(T<=t) unilatéral	0,140	
Valeur critique de t (unilatéral)	1,746	
P(T<=t) bilatéral	0,280	
Valeur critique de t (bilatéral)	2,120	

4.4.2 La durée

La Figure 4.8 montre la répartition de la durée des fuseaux de sommeil en EEG. Comme en MEG, ce sont les fuseaux sans concordance, L-EEG, qui présentent une durée plus courte en moyenne que les fuseaux concordants (MEEG : 0,85 sec ; L-EEG : 0,78 sec). On retrouve également une proportion importante de fuseaux de très courte durée (0,5 à 0,6 sec). Même si l'écart entre les deux groupes de fuseaux est moins marqué qu'avec les fuseaux provenant de la MEG, la différence des moyennes est significative entre les deux groupes : $P = 0,027 < 0,05$ (Tableau 4.7).

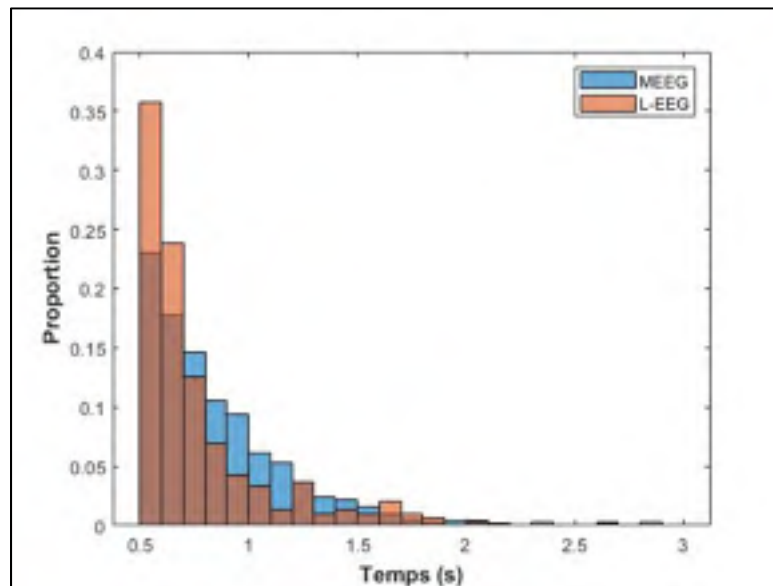


Figure 4.8 Plages de durée des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-EEG) provenant du signal EEG

Tableau 4.7 Comparaison entre fuseaux marqués en EEG
(MEEG et L-EEG) sur leur caractéristique de durée
Test-t de variances égales

	L-EEG	MEEG
Moyenne	0,769	0,844
Variance	0,007	0,002
Observations	9	9
Variance pondérée	0,004	
Différence hypothétique des moyennes	0	
Degré de liberté	16	
Statistique t	-2,429	
P(T<=t) unilatéral	0,014	
Valeur critique de t (unilatéral)	1,746	
P(T<=t) bilatéral	0,027	
Valeur critique de t (bilatéral)	2,120	

4.4.3 L'amplitude

Dans cette section, on s'intéresse à la répartition des maximums d'amplitude des fuseaux EEG (MEEG et L-EEG) obtenus sur l'enveloppe du signal EEG (Figure 4.9.A) comparé aux maximums obtenus sur l'enveloppe du signal MEG (Figure 4.9.B).

On observe d'abord à la Figure 4.9.A que le maximum d'amplitude moyen des fuseaux MEEG est légèrement plus grand que celui des fuseaux L-EEG (moyenne MEEG : $22.9\mu\text{V}$, moyenne L-MEG : $18.5\mu\text{V}$) mais la différence n'est pas significative après réalisation d'un test-t (Tableau 4.8).

Tableau 4.8 Comparaison entre fuseaux marqués en EEG (MEEG et L-EEG) sur leur caractéristique d'amplitude
Test-t de variances égales

	MEEG	L-EEG
Moyenne	2,1504E-05	1,8539E-05
Variance	2,0004E-11	1,21E-11
Observations	9	9
Variance pondérée	1,6052E-11	
Différence hypothétique des moyennes	0	
Degré de liberté	16	
Statistique t	1,570	
P(T<=t) unilatéral	0,068	
Valeur critique de t (unilatéral)	1,746	
P(T<=t) bilatéral	0,136	
Valeur critique de t (bilatéral)	2,120	

Sur la Figure 4.9.B on observe de nouveau une séparation dans la répartition des maximums d'amplitude entre les deux catégories de fuseaux. Les fuseaux MEEG présentent une activité forte sur les signaux MEG, tant dit que les fuseaux L-EEG ont une amplitude maximale plus faible dans la modalité MEG (moyenne : MEEG : 252fT ; L-MEG : 116fT). Toutefois, on observe de nouveau une zone commune de données entre les deux groupes. On a donc reproduit

l'expérience faite à la Figure 4.5.C afin de déterminer si, au même titre que les L-MEG, les fuseaux L-EEG ont un impact sur les signaux MEG.

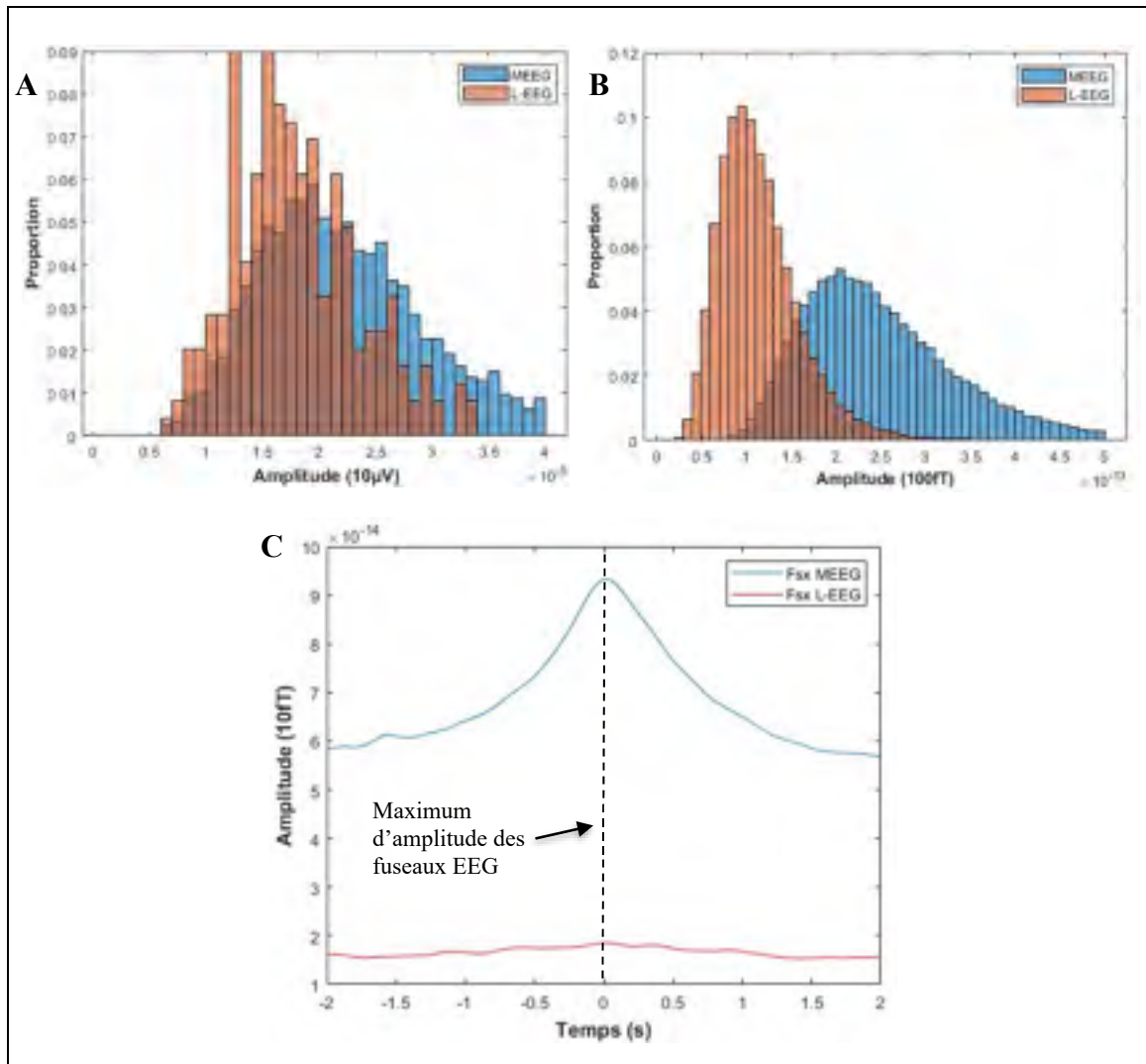


Figure 4.9 Répartition des maximums d'amplitude des fuseaux concordants (MEEG) et non concordants (L-EEG) provenant du signal EEG.

A comparaison sur le signal EEG. **B** comparaison sur le signal MEG. **C** moyenne des enveloppes des signaux MEG autour du maximum d'amplitude des fuseaux MEEG et L-EEG. Électrode de référence : Cz

Pour obtenir les résultats de la Figure 4.9.C, on reproduit les mêmes expériences d'amplitude de la section précédente. On recale les fuseaux marqués en EEG sur leur maximum d'amplitude (MEEG et L-EEG), puis on extrait les échantillons de l'enveloppe des signaux MEG centré sur ce pic d'amplitude en EEG. On répète l'opération pour les 269 capteurs de la MEG pour chaque fuseau marqué en EEG. Enfin on fait la moyenne de toutes les courbes

Plusieurs points intéressants sont à noter sur la Figure 4.9.C. Le premier résultat concerne la courbe bleue qui montre un pic d'amplitude centré sur l'abscisse 0. Cela signifie que les fuseaux concordants provenant de l'EEG (MEEG) ont, en moyenne, un pic d'amplitude qui est synchrone avec un pic d'amplitude sur le signal MEG. Ce résultat est attendu étant donné le principe de concordance temporelle entre modalités. En revanche, pour les fuseaux non-concordants (L-EEG), représentés par la courbe rouge, on peut voir qu'en moyenne ils ne sont liés à aucune activité sur les signaux MEG. Le fait que la courbe soit plate signifie que les fuseaux L-EEG ne sont pas synchrone en amplitude avec les signaux MEG. Plusieurs phénomènes peuvent expliquer ce résultat. Première hypothèse, la moyenne sur les 269 capteurs MEG a eu un effet de lissage et a ainsi atténué le pic d'amplitude des quelques fuseaux synchrone en amplitude. Deuxième hypothèse, il faut faire appel à la propriété du champ magnétique à se propager selon l'orientation de son dipôle (cf. Figure 1.4). Les antennes de l'appareil MEG vont avoir plus de difficultés à capter les champs magnétiques provenant des dipôles radiaux. Ainsi, on peut supposer que les fuseaux L-EEG sont des fuseaux avec une forte composante radiale et donc les capteurs MEG n'ont pas pu les voir. Tant dis que les fuseaux concordants de l'EEG (MEEG) auraient une composante tangentielle suffisamment forte pour laisser une trace électromagnétique sur le signal MEG.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Le présent travail a abordé le sujet de la multimodalité dans la détection des fuseaux de sommeil. Durant les dernières décennies, des critères précis ont été mis en place pour faire de la détection de fuseaux sur le signal EEG. La problématique soulevée par ce travail est de savoir s'il est possible d'appliquer ces critères sur des signaux MEG pour faire de la détection de fuseaux multimodale. Dans les sections suivantes, nous revenons sur les points importants qui ont été abordés dans ce travail et discutons des différents résultats.

5.1 Critères de détection et de concordance

Un fuseau est caractérisé par sa fréquence, sa durée et son amplitude. Un détecteur automatique se base sur ces paramètres pour marquer les fuseaux directement sur le signal. Initialement, les valeurs des paramètres étaient basées sur la définition des fuseaux (Rechtschaffen & Kales, 1968), mais en raison de l'utilisation de la multimodalité, certaines valeurs de paramètres ont été modifiées. Le critère de fréquence utilise les bornes la bande spectrale sigma (10-16 Hz). Pour le critère de durée, au lieu de la plage [0,5s – 2s] habituellement utilisé, nous avons choisi d'élargir la plage de durée à [0,5s – 3s]. Enfin, le critère d'amplitude, qui était établi au 75^{ème} percentile pour faire de la détection en EEG, a ensuite été établi au 85^{ème} percentile sur les deux modalités.

Pour comparer les fuseaux qui ont été détectés sur différentes modalités, on a défini l'outil de concordance temporelle présenté au chapitre 3. Cet outil utilise une échelle de valeurs qui va de 0 à 1. Cette dernière est basée sur l'indice de Jaccard, qui permet d'évaluer la similarité entre deux ensembles : un indice de 0 correspond à une similarité nulle et un indice de 1 correspond à une similarité parfaite. Un ensemble correspond à une portion de signal, EEG ou MEG, qui contient un fuseau marqué par le détecteur. À partir de cette définition, nous avons

fixé le critère de concordance à 0,5, soit une similarité de 50% entre les deux ensembles. Le choix de cette valeur s'est fait de façon arbitraire.

Pour ces valeurs de paramètres, les résultats montrent que le pouvoir de détection du détecteur est aussi bon sur l'EEG que sur la MEG. On obtient un inventaire de fuseaux large et exhaustif sur les deux modalités. Ceci valide le fait d'utiliser les mêmes paramètres en EEG et en MEG n'impacte pas la *sensibilité* (manquer le moins de fuseaux) du détecteur. De plus, en comparant les résultats de détection automatique avec le marquage des fuseaux par les experts sur l'EEG, on observe des concordances temporelles fortes. Sans utiliser le marquage des experts comme critère de détection, l'algorithme montre un certain niveau de *spécificité* (ne pas détecter trop de fuseaux positifs) en retrouvant les mêmes fuseaux que les experts.

5.2 Topographies des fuseaux MEG sur le scalp

À partir des 269 capteurs de la MEG, nous avons créé un outil de maillage 2D, où chaque cellule d'une matrice représente un capteur MEG. Cette matrice est utilisée pour faire de la topographie en MEG (*voir* section 4.2). Les résultats de cette expérience montrent que les fuseaux MEEG se regroupent dans les lobes frontaux. Tandis que les fuseaux L-MEG sont dispersés à travers les autres lobes. Puis nous avons utilisé l'outil de topographie pour étudier la répartition des fuseaux selon leur maximum d'amplitude. Et donc, nos résultats montrent les fuseaux qui ont un pic d'amplitude fort ne se situent pas dans les régions de haute densité. En effet, les fuseaux qui ont une amplitude élevée, concordants ou non, se répartissent sur les bords des lobes périphériques : temporaux, pariétaux et occipitaux. Cette observation rejoint les résultats obtenus dans les travaux de Gumenyuk et coll., 2009, et de Dehghani et coll., 2011. Toutefois, dans nos résultats, on peut observer un pic d'activité au niveau des électrodes centrales qui n'apparaît pas dans leurs travaux.

5.3 Caractéristiques des fuseaux concordants et non-concordants

À la suite de la mise en place du critère de concordance temporelle, une classification des fuseaux de sommeil en sous-groupe a été mis en place. Cette classification s'articule principalement autour de trois sous-groupes : les fuseaux concordants entre les modalités (MEEG), les fuseaux seuls en EEG (L-EEG), les fuseaux seuls en MEG (L-MEG). Cependant, notre inventaire de fuseau fait état de deux autres sous-groupes de fuseaux : les fuseaux à concordance partielle et les fuseaux à concordance triple (EEG-MEG-Experts). Mais ces derniers n'ont pas été étudiés dans ce travail et feront l'objet de prochaines études.

Dès lors que les fuseaux ont été catégorisés selon leur concordance temporelle, on se demande s'il n'existe pas d'autres caractéristiques qui permettraient de mieux caractériser les fuseaux selon qu'ils soient concordants ou non-concordants, et qu'ils proviennent de l'EEG ou de la MEG.

En étudiant la caractéristique de fréquence pour les fuseaux MEEG et L-MEG de la MEG, on s'aperçoit que la différence des moyennes est similaire et non-significative. Pour la durée, les fuseaux MEEG durent en moyenne plus longtemps que les fuseaux L-MEG, et si l'on se place dans les plages longues, aux environs de la seconde, la proportion des fuseaux MEEG est supérieure à celle des fuseaux L-MEG.

Pour ce qui est de l'amplitude, des expériences sur les signaux MEG puis sur le signal EEG ont permis de révéler des résultats intéressants et inédits. Tout d'abord, on a étudié la répartition des maximums d'amplitudes sur les signaux MEG. Cette répartition est similaire entre les deux groupes avec une différence non-significative. En revanche, si on récupère le maximum d'amplitude de ces fuseaux sur le signal EEG, on observe une distinction des répartitions. Les fuseaux MEEG sont liés à une amplitude moyenne plus élevée que les fuseaux L-MEG sur le signal EEG. Les résultats deviennent d'autant plus intéressants lorsque l'on s'intéresse au tracé du signal EEG autour du maximum d'amplitude des fuseaux marqués en

MEG. Les résultats de la section 4.3.3 montrent que les fuseaux L-MEG sont, en moyenne, liés à une activité sur le signal EEG. Cette activité est plus faible que celles des fuseaux MEEG mais elle est suffisamment importante pour se démarquer du signal ambiant. Mais le résultat le plus intéressant concerne l'alignement de ces pics d'amplitude avec l'abscisse 0. Ce point d'origine représente le pic d'amplitude des fuseaux marqués en MEG. Ce qui signifie que pour la majorité des fuseaux concordants et non-concordants de la MEG leur pic d'amplitude est synchrone avec un pic d'amplitude en EEG. Ce résultat est attendu pour les fuseaux concordants mais est ne l'est pas pour les fuseaux L-MEG car, par définition, ces fuseaux sont seuls, ils ne sont pas censés avoir de lien d'activité avec l'EEG. Il est possible d'interpréter ces résultats en reprenant les explications faites dans le chapitre 1 sur le comportement des champs magnétique selon qu'ils soient émis par une source radiale ou une source tangentielle. En effet, une interprétation possible de ces résultats est que les fuseaux MEG seuls (L-MEG) soient des fuseaux qui proviennent des sillons et donc que leur composante tangentielle leur permet d'être vu par les capteurs MEG mais étant situé loin de la surface du scalp, leur potentiel électrique arrive aux électrodes EEG mais avec une amplitude trop faible ou une durée trop courte pour être marqués comme des fuseaux. C'est ce que représente, selon nous, cette courbe rouge de la Figure 4.5. Des fuseaux qui sont émis dans les sillons, loin des électrodes EEG, mais qui n'arrivent pas avec assez de puissance pour être marqué comme des fuseaux en EEG. Ces fuseaux ne sont visibles qu'avec la MEG.

Enfin, en ce qui concerne le critère de récurrence, on a pu voir que les fuseaux MEEG de la MEG ont une couverture spatiale très importante avec certains fuseaux vus par une centaine de capteurs MEG. On peut dire que ces fuseaux se propagent à travers tout le scalp. À l'inverse, les fuseaux L-MEG ont une couverture spatiale faible, ils ne sont vus que par quelques capteurs. Ce sont des évènements locaux et propres aux sillons. Il est possible d'obtenir ce type de résultat grâce aux nombreux capteurs MEG, ce qui est plus difficile à obtenir avec un montage EEG standard étant donné qu'il y a beaucoup moins de capteurs.

L'étude des caractéristiques des fuseaux EEG fait appel aux mêmes expériences et compare les groupes MEEG et L-EEG. La comparaison des plages de fréquence ne montre pas de différence significative entre les deux groupes. Pour la durée, la différence des moyennes est aussi significative et on peut dire que les fuseaux concordants en EEG durent plus longtemps en moyenne que les fuseaux non-concordants. L'étude de l'amplitude maximale nous renseigne sur le comportement des fuseaux sur les deux modalités. On observe une répartition des maximums d'amplitude similaire entre les deux groupes sur le signal EEG. Puis, de même qu'avec les fuseaux MEG, on observe une distinction des répartitions des maximums d'amplitude entre les deux groupes (MEEG et L-EEG) sur le signal MEG. Avec les fuseaux L-EEG qui ont une amplitude plus faible en moyenne que les fuseaux MEEG. On pouvait s'attendre à ce résultat étant donné que les fuseaux MEEG sont forcément liés à une activité sur le signal MEG.

De nouveau on s'intéresse à la synchronicité des pics d'amplitude entre les fuseaux marqués sur une modalité et l'allure de la courbe de l'autre modalité au même moment. Cette fois, on trace la courbe moyenne des signaux MEG autour du maximum d'amplitude des fuseaux EEG. Et contrairement aux fuseaux L-MEG, qui sont liés à une trace en amplitude sur le signal EEG, les fuseaux L-EEG n'interagissent pas avec le signal MEG. Il y a une absence de synchronicité (de pic en 0) entre les pics d'amplitudes des fuseaux L-EEG et les signaux MEG (*voir* Figure 4.9). Ce profil de courbe peut s'expliquer de nouveau par l'orientation des sources dans le plan radial et que la MEG a beaucoup de mal à détecter les fuseaux qui proviennent de ces sources. Les fuseaux L-EEG ont uniquement une composante radiale, ce qui les rend invisibles aux capteurs MEG. Ces fuseaux sont propres à la modalité EEG. Néanmoins, il est important de rappeler que l'expérience est faite sur l'ensemble des 269 capteurs MEG, ce qui a pour effet d'atténuer les pics d'amplitude lorsqu'on fait la moyenne. Une proposition de solution à cette hypothèse serait non pas d'étudier la moyenne des 269 capteurs MEG mais uniquement ceux qui présentent une forte activité. Il s'agirait donc des fuseaux marqués en rouge sur la représentation topographique d'amplitude (*voir* Figure 4.2).

5.4 Valeurs cliniques des résultats

Dans cette section on va s'intéresser à l'aspect clinique du projet et les phénomènes sous-jacents induits par ces découvertes. Le premier point d'importance clinique amené par ce projet est la découverte de fuseaux de sommeil en MEG qui ne sont pas détectés avec un montage EEG standard. Nos recherches montrent que plus de la moitié des fuseaux marqués en MEG ne sont visibles qu'avec la MEG. Obtenir un inventaire de fuseaux exhaustif est essentiel pour les groupes de recherches qui veulent établir des liens entre les fuseaux et les différents mécanismes cérébraux auxquels ils sont liés. Par exemple, des travaux récents suggèrent que les fuseaux de sommeil sont impliqués dans le processus de transformation d'une information nouvellement acquise en un souvenir durable (Fogel & Smith, 2011). D'autres travaux mettent en avant l'existence d'une corrélation entre l'intelligence (test de QI) et le nombre de fuseaux de sommeil produit la veille (Nader et Smith, 2001, 2003). D'autres études montrent que certains troubles du développement en lien avec la vieillesse, tel que la maladie d'Alzheimer, ont un lien fort avec les fuseaux de sommeil (Peter-Derex, Yammine, Bastuji, & Croisile, 2015, Mander, Winer, & Walker, 2017).

Le second point d'importance clinique concerne la localisation dans le cerveau de ces fuseaux qui apparaissent en MEG uniquement. Nos résultats montrent que des fuseaux de sommeil apparaissent en MEG uniquement et qu'il est fort probable que ces fuseaux soient liés à des neurones actifs au niveau des sillons. La valeur clinique de cette découverte est fondamentale car cela montre qu'un montage EEG standard va être bon pour faire l'inventaire des fuseaux qui arrivent sur la surface apparente du scalp (gyrus). Mais quant à l'étude des fuseaux qui se manifestent dans les replis sinueux (sillons) le montage EEG classique ne suffira plus. Des méthodes alternatives doivent être envisagées, tel que la MEG, pour pouvoir récupérer cette information qu'un montage EEG standard ne peut pas voir ou du moins qu'une partie.

D'un point de vue scientifique, l'utilisation de la MEG dans l'étude des fuseaux de sommeil permet de faire de nouvelles découvertes mais aussi de renforcer les connaissances déjà acquise

avec l'EEG. D'un point de vue clinique, les connaissances apportées par la MEG vont permettre aux cliniciens de mieux comprendre où se situent les fuseaux. Pour une étude qui requiert un grand nombre de fuseaux, plutôt privilégier les lobes centro-frontaux. En revanche, pour une étude qui porte sur les fuseaux de forte amplitude ou puissance, plutôt privilégier les lobes temporaux, pariétaux et occipitaux.

5.5 Limites de l'algorithme

L'une des limites de l'algorithme est qu'il ne détecte pas certains pics d'activité qui ressemblent fortement à des fuseaux de sommeil. Ce manque de spécificité est dû aux critères de détection fixes qui limitent le marquage de certains fuseaux. Cela est d'autant plus visible en EEG lorsque le détecteur ne marque pas un événement marqué par les experts. Une solution possible à ce manque de spécificité serait de mettre en place des critères de détection à valeurs relatives.

CONCLUSION

Contribution

Une contribution originale de ce projet est l'utilisation d'un algorithme standard de détection de fuseaux de sommeil qui est capable de fonctionner à la fois sur des données EEG et à la fois sur des données MEG. Initialement, cet algorithme a été conçu à l'Hôpital du Sacré Cœur de Montréal pour marquer des fuseaux en utilisant les mêmes critères de marquage que ceux utilisés par les experts du sommeil. Cela permet donc d'ajouter un acteur au processus de consensus des marquages des fuseaux. Plus un fuseau est marqué, par les experts et par l'algorithme, plus nous sommes confiants sur le fait qu'il s'agisse effectivement d'un fuseau. Cette méthode permet d'établir un inventaire de fuseaux en EEG avec un grand indice de confiance. Notre contribution se retrouve donc dans l'utilisation de cet algorithme standard, dont nous modifions légèrement les critères de détection, pour le faire tourner sur des signaux MEG et ainsi faire de la détection multimodale. La méthodologie de détection est la même pour les deux modalités. On utilise simplement trois critères de détection basés sur des caractéristiques propres aux fuseaux de sommeil. Et étant donné que la détection de fuseaux est basée sur des valeurs relatives, rien n'empêche d'appliquer les mêmes critères de détections en EEG et en MEG. Notre solution se distingue des autres méthodes de marquage (*voir* chapitre 2.4) par un algorithme standard, plus simple d'utilisation et de compréhension.

À travers ce projet, nous souhaitons répondre aux problématiques suivantes. Est-il possible de faire de la détection de fuseaux en MEG en utilisant les mêmes critères qu'en EEG ? Si des fuseaux sont marqués en EEG et en MEG, comment se comportent à la fois les fuseaux qui sont marqués au même instant sur les deux modalités, et à la fois les fuseaux qui ne sont vus que par une seule modalité ? Avec ce projet, nous avons montré qu'il est possible de faire de la détection de fuseau en MEG avec un algorithme destiné à fonctionner sur l'EEG uniquement. Et que cet algorithme a permis d'établir un inventaire de fuseau qui distingue les correspondances multimodales. Avec un tel inventaire, il devient possible de déterminer quels

fuseaux sont communs aux deux modalités et quels fuseaux sont propres à une seule modalité. Cet inventaire de fuseau est obtenu grâce à la complémentarité des modalités EEG et MEG et permet de faire de la correspondance multimodale. L'utilisation en simultané de ces modalités permet d'obtenir des résultats inédits.

Une autre contribution de ce projet concerne l'étude des « traces co-modales » des amplitudes pour les fuseaux concordants et non-concordants. On fait ici référence aux résultats des Figure 4.5.C et Figure 4.9.C. Et dans ces expériences, ce sont les fuseaux non-concordants qui montrent des résultats nouveaux et intéressants. Dans ces expériences on ne s'intéresse plus uniquement à la concordance temporelle des fuseaux mais à la synchronicité de l'activité en amplitude entre les deux modalités. Les résultats inédits de ces expériences laissent supposer deux nouvelles hypothèses. D'une part, que les fuseaux seuls en MEG ont été émis par des neurones qui sont loin des électrodes EEG, donc probablement au niveau des sillons. Ce qui expliquera pourquoi la MEG est capable de bien détecter le signal magnétique de ces fuseaux et que leur potentiel électrique arrive trop faiblement aux électrodes EEG pour être marqué comme des fuseaux. Puis, d'autre part, que les fuseaux seuls en EEG ont été émis par des neurones en surface dont le champ magnétique est majoritairement orienté dans le plan radial. Les antennes de l'appareil MEG ont plus de facilité à détecter les champs magnétiques qui sont orienté dans le plan tangentiel (voir Figure 1.3).

Principaux résultats

Les résultats des cartes topographiques montrent que les fuseaux MEEG se situent principalement dans la région centrofrontale. Tant dit que les fuseaux L-MEG se retrouvent dans toutes les régions. L'analyse topographique en amplitude, quant à elle, montre que les fuseaux concordants et non-concordants, qui ont un pic d'amplitude élevé, se situent dans les régions périphériques du scalp : lobes temporaux, occipitaux et pariétaux, ainsi que dans le lobe central. Cette répartition en amplitude se distingue de la répartition en densité.

Au cours de ce travail, les fuseaux ont été répartis en trois sous-groupes selon un critère de concordance temporel. Il devient alors intéressant de les comparer sur d'autres caractéristiques. Notre attention se porte principalement sur les fuseaux marqués en MEG seulement et conjointement. La durée des fuseaux MEEG est en moyenne plus élevée que celle des fuseaux L-MEG. Pour ce qui est des caractéristiques de fréquences et de pic d'amplitude sur les signaux MEG, la différence n'est pas assez significative pour utiliser ces caractéristiques comme critères différenciants. Une métrique de répartition des fuseaux à travers les capteurs MEG, appelé récurrence, a été introduite au cours de cette étude. Cette métrique montre que les fuseaux MEEG, moins nombreux que les fuseaux L-MEG, se retrouvent sur un plus grand nombre de capteurs MEG. On parle alors d'expansion spatiale élevée pour les fuseaux MEEG, alors que les fuseaux L-MEG ont une expansion spatiale locale, ils sont plus focaux.

Afin d'étudier la complémentarité des modalités EEG et MEG, on a décidé de comparer les activités en amplitude des fuseaux MEEG et L-MEG sur le signal EEG. En s'intéressant plus particulièrement aux fuseaux L-MEG, on remarque que ceux-ci sont liés à une activité sur le signal EEG alors qu'ils ne sont pas concordants avec des fuseaux de l'EEG. À partir de ces résultats, on en déduit que les fuseaux L-MEG sont propres à la modalité MEG et aux couches profondes du cerveau. Et que ces fuseaux atteignent les couches externes du scalp mais que leur puissance n'est plus assez élevée pour pouvoir être marquée comme des fuseaux sur le signal EEG.

Ensuite, on s'intéresse aux fuseaux marqués en EEG seulement et conjointement. De nouveau, on compare les caractéristiques de durée, de fréquence, d'amplitude et de récurrence. Les groupes MEEG et L-EEG sont similaires en fréquences, durée et amplitude sur le signal EEG. Ces critères ne permettent pas de distinguer les deux groupes. Les fuseaux MEEG marqués en EEG sont liés en amplitude aux signaux MEG contrairement aux fuseaux L-EEG. De même que pour les fuseaux L-MEG, on déduit que les fuseaux L-EEG sont principalement produits dans les couches externes du scalp et ne sont visibles qu'avec l'EEG.

Impacts sur le domaine de recherche

Nous montrons dans ce mémoire que l'étude des fuseaux de sommeil peut profiter d'acquisitions multimodales, dans le cas précis de ce travail, l'acquisition simultanée de l'Électroencéphalographie et de la Magnétoencéphalographie

L'un de nos objectifs était de montrer les bénéfices de l'utilisation de la multimodalité EEG-MEG dans l'étude des fuseaux. Le recours à différentes modalités a permis de faire différents inventaires des fuseaux. L'utilisation de la MEG montre que l'inventaire de fuseau obtenu avec l'EEG seulement n'est pas complet. Ce qui laisse supposer qu'il existe différents mécanismes de génération d'évènement oscillatoire de sommeil.

Notre travail peut aussi avoir un impact clinique et s'adresser aux cliniciens en montrant que des fuseaux sont produits dans les couches profondes du cortex. Le montage standard 10-20 de l'EEG ne mesure pas tous les fuseaux, en particulier les fuseaux que nous avons obtenus dans la classe L-MEG. On peut donc penser que l'utilisation de l'EEG de haute densité (128 à 256 électrodes) pourrait permettre de combler ce déficit. Grâce à ce type de montage, on pourrait récupérer les fuseaux qui ont été détectés uniquement par la MEG. Ce gain ne serait pas marginal puisque dans certains cas la proportion de fuseaux L-MEG peut représenter jusqu'à 3 fois la proportion des fuseaux MEEG. Plus particulièrement, les électrodes basales (situés sur les joues et pommettes) pourraient détecter les fuseaux obtenus par la MEG seulement. Outre le fait que l'EEG de haute densité pourrait permettre d'obtenir un inventaire exhaustif équivalent à celui obtenu avec la MEG, il permet de faire des enregistrements dans des conditions plus écologiques qu'avec la MEG. En effet, utiliser l'EEG de haute densité permet d'éliminer certaines contraintes de la MEG. Comme par exemple le fait d'avoir la tête coincée dans un casque d'acquisition provoque des microréveils chez le sujet, le sommeil n'est pas consolidé. L'EEG de haute densité vient aussi avec les avantages de la portabilité et la

possibilité d'enregistrer des nuits entières de sommeil. Les conditions d'enregistrements seraient plus confortables pour le sujet, même si elles restent encore atypiques.

RECOMMANDATIONS

Dans la continuité de ce projet, il serait intéressant de reproduire la même étude avec une cohorte de personnes âgées. L'objectif serait ensuite de comparer les résultats entre les cohortes de sujets jeunes et de sujets âgés. À la suite de cette étude il sera possible de mettre en évidence, ou non, un effet d'âge sur les fuseaux de sommeil en MEG. Comme l'effet de l'âge joue un rôle important dans le sommeil, notamment sur les fuseaux marqués en EEG, les fuseaux marqués en MEG devraient aussi être influencés par ce facteur. De plus, plusieurs pathologies en lien avec la vieillesse sont liées au sommeil et à l'activité cérébrale.

L'étape suivante sera de combiner le détecteur de fuseaux à un logiciel de localisation pour faire de la localisation de sources de fuseaux en MEG. Ainsi, la combinaison de ces outils permettra de localiser l'information des fuseaux directement sur le cortex. Et donc déterminer la ou les régions du cortex qui s'activent lorsqu'un fuseau MEEG ou L-MEG est détecté.

Enfin, même si l'utilisation du « *machine learning* » avec l'algorithme DOSED n'a pas porté ses fruits dans ce mémoire, il ne serait pas inintéressant de se retourner sur le sujet en utilisant le même algorithme de détection avec un apprentissage sur base de données MEG-EEG bien labellisée. Nous sommes convaincus que ce type de solution a sa place dans ce domaine de recherche et qu'il faut considérer le développement d'un tel algorithme.

ANNEXE I

DOSED : DÉTECTEUR AUTOMATIQUE DE FUSEAUX

Cette annexe présente l'architecture du réseau de neurones, la méthodologie de détection et les résultats de performance de l'algorithme DOSED. Il s'agit d'un détecteur automatique de fuseaux de sommeil qui utilise l'apprentissage machine (« *machine learning* »).

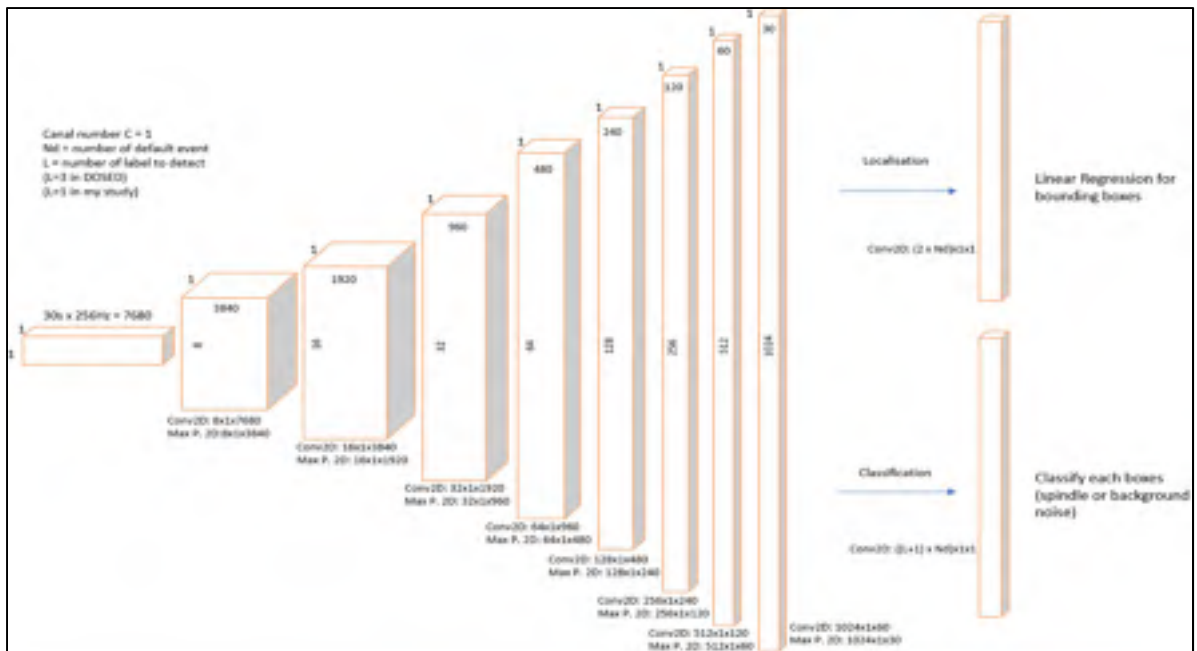


Figure-A I-1 Processus de localisation et classification d'événements de sommeil par DOSED

Adaptée de Chambon et coll. (2018)

La Figure-A I-1 est schématisation de l'architecture du réseau de neurones proposé par DOSED. La particularité de cette architecture se trouve au niveau de sa dernière couche qui se divise en deux : la couche de localisation et la couche de classification. La couche de localisation permet d'estimer les marqueurs de début et fin d'un événement oscillatoire. La couche de classification permet d'identifier la classe d'un événement oscillatoire, il identifie

si l'évènement est d'un fuseau de sommeil, un complexe K ou du bruit. Dans notre cas, nous nous sommes uniquement intéressés à l'identification de fuseaux de sommeil.

La Figure-A I-2 montre les détails de l'architecture du réseau avec les différents modules qui la compose. Le module ϕ_C se charge du filtrage spatial. Le module ϕ_T se charge de l'extraction des caractéristiques temporelles. L'intérêt de cette architecture réside dans le module ϕ_T où l'on observe une augmentation du nombre de paramètres selon un facteur 2 ($4*2^k$) et une réduction temporelle d'un facteur 2 ($T/2^{k-1}$). Cette augmentation et diminution du nombre de paramètres est modélisée dans la Figure-A I-1 par la variation des tailles des boites.

C'est au cours de ce processus d'extraction de caractéristiques que l'algorithme va établir les paramètres qui vont lui permettre de reconnaître un fuseau de sommeil dans un signal EEG. Le changement d'un seul paramètre permet d'ajouter ou d'enlever des couches au RNA. L'ajout de couche supplémentaire augmente la précision de l'algorithme mais est limité par la taille du signal en entrée, à cause de la réduction temporelle. L'ajout de couche augmente le temps de calcul.

Les modules de localisation et de classification représentent les couches de sorties. Cette architecture permet de passer d'une entrée en deux dimensions, dans le cas où $C=1$, avec C le nombre de canaux utilisés, à une sortie sur une dimension. Un seul canal est utilisé dans le papier de DOSED : Cz.

Module	Layer Type	kernel size	kernel #	output dim	activation	stride
ϕ_C	Conv. 2D	$(C, 1)$	C	$(C, 1, T)$	linear	1
	Transpose	-	-	$(1, C, T)$	-	-
ϕ_T	Conv. 2D	$(1, 3)$	4×2^k	$(4 \times 2^k, C, T/2^{k-1})$	relu	1
	k blocks, $k \in [K]$ Max P. 2D	$(1, 2)$	-	$(4 \times 2^k, C, T/2^k)$	-	$(1, 2)$
ψ - localization	Conv. 2D	(C, \bar{T})	$2 \times N_d$	$(2 \times N_d, 1, 1)$	linear	
ψ - classification	Conv. 2D	(C, \bar{T})	$(L + 1) \times N_d$	$((L + 1) \times N_d, 1, 1)$	softmax every $(L + 1)$ kernels	

Figure-A I-2 Architecture du réseau de neurones.

Le module ϕ_C se charge de la réduction spatiale.

Le module ϕ_T se charge de l'extraction des caractéristiques temporelles.

Tirée de Chambon et coll. (2018)

Le principe de fonctionnement de DOSED, en résumé, se présente de la façon suivante. Un échantillon de 30s est extrait d'un enregistrement de polysomnographie (PSG, examen médical pendant le sommeil qui contient des données EEG) de 8h pour être envoyé en entrée du réseau. Dans un premier temps, le réseau va créer un nombre N_d d'évènements, dit par défaut, le long de l'échantillon. Ces évènements sont caractérisés par un centre t^c et une durée t^d . Ces évènements se superposent les uns sur les autres dans le but de recouvrir l'entièreté de l'échantillon dans le but d'augmenter la probabilité que l'un de ces évènements soit un fuseau. Par exemple, pour une durée d'évènement de 1s toutes les 0,5s on obtient 59 évènements par défaut dans un signal de 30 secondes (Figure-A I-3.A). Ensuite, le réseau va associer une probabilité pour chaque évènement par défaut qu'un *vrai* évènement soit présent (on appelle vrai évènement l'identification visuelle d'un fuseau par un expert) ainsi qu'un centre et une durée (Figure-A I-3.B). Enfin, les évènements avec la plus haute probabilité sont retenus puis ils suppriment les évènements qui se superposent (Figure-A I-3.C).

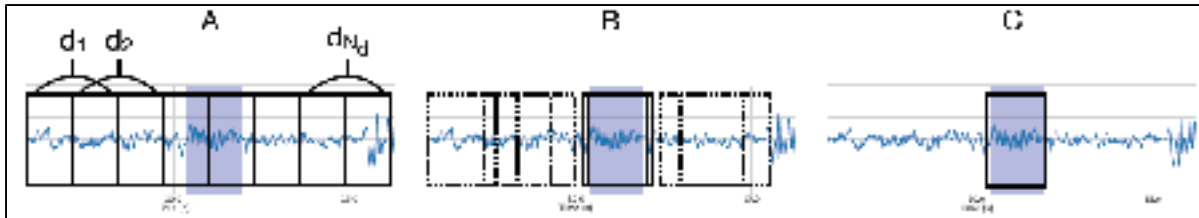


Figure-A I-3 Procédure de prédiction proposé par DOSED.

(A) séparation du signal en fenêtres.

(B) le réseau reconnaît un évènement de sommeil et prédit une durée et un centre.

(C) L'algorithme enregistre l'évènement et lui attribue des marqueurs et un type.

Tirée de Chambon et coll. (2018)

Mesure des performances

Les performances d'un réseau de neurones sont évaluées grâce aux scores de *précision*, *rappel* et *f1*. Ses scores se basent sur la proportion de vrais et faux positif/négatif. Cette notion de vrais et faux positif/négatif permet de répondre à la question suivante : « est-ce que la classe de ce que je détecte correspond à la classe de ce que je veux détecter ? ».

Vrais Positifs (VP) : Ce sont les valeurs positives correctement prédites, ce qui signifie que la valeur de la classe réelle et la valeur de la classe prédite sont les mêmes « vraie ».

Vrais Négatifs (VN) : Ce sont les valeurs négatives correctement prédites, ce qui signifie que la valeur de la classe réelle est « fausse » et la valeur de la classe prédite est également « fausse ».

Faux Positifs (FP) : Quand la classe réelle est « faux » et la classe prédite est « vraie ».

Faux Négatifs (FN) : Lorsque la classe réelle est « vraie » mais que la classe prédite est « fausse ».

À partir de ces notions, on peut définir les scores de *précision*, *rappel* et *f1* :

Précision - La précision est le rapport entre les observations positives correctement prédites et le total des observations positives prédites. Une haute précision indique un faible taux de faux positifs.

$$\text{Précision} = \frac{VP}{VP+FP}$$

Rappel - Le rappel, ou sensibilité est le rapport entre les observations positives correctement prédites et toutes les observations de la classe. Le modèle est considéré comme bon lorsque le score est supérieur à 0,5.

$$\text{Recall} = \frac{VP}{VP+FN}$$

Score F1 - Le score F1 est la moyenne harmonique de la précision et du rappel. Ce score prend en compte à la fois les faux positifs et les faux négatifs.

$$F1 = 2 * \frac{\text{Précision} * \text{Rappel}}{\text{Précision} + \text{Rappel}}$$

Dans le paragraphe suivant, nous allons voir la différence de performance entre ce qui est annoncé par les auteurs et ce que nous avons obtenu.

Au cours de plusieurs tests réalisés avec différents hyperparamètres, nous avons obtenu plusieurs scores avec en moyennes les valeurs suivantes : *précision* = 0.399, *rappel* = 0.412 et *f1 score* = 0.381. En comparaison DOSED obtient les scores suivants sur la base de données SS2 : *précision* ≈ 0.72, *rappel* ≈ 0.79 et *f1 score* ≈ 0.75 (Figure-A I-4). On constate tout de suite une très grande différence de performance et c'est pourquoi, en considérant ces résultats, nous avons décidé de ne pas nous attarder plus longtemps sur cet algorithme et nous avons donc décidé de nous tourner vers une solution alternative. Et notre décision fut bonne car, plusieurs mois après avoir abandonné cette méthode, nous avons reçu des précisions nous indiquant que la base de données d'entraînement de DOSED était mal étiquetée, avec des marquages de fuseaux de sommeil hasardeux, de mauvaise qualité. Cela signifie que

l'algorithme ne s'entraînait pas toujours sur des fuseaux de sommeil et donc qu'il apprenait à reconnaître des événements qui n'avaient rien à voir avec des fuseaux, ce qui explique en partie pourquoi leurs mesures de performance étaient nettement meilleures que ceux des autres algorithmes (vert, jaune, rouge). L'exemple de DOSED est une très bonne mise en situation des risques liés à l'utilisation des réseaux de neurones qui peuvent apprendre et « fonctionner » sur tout type de données, les bonnes comme les mauvaises, et ce à l'insu des utilisateurs.

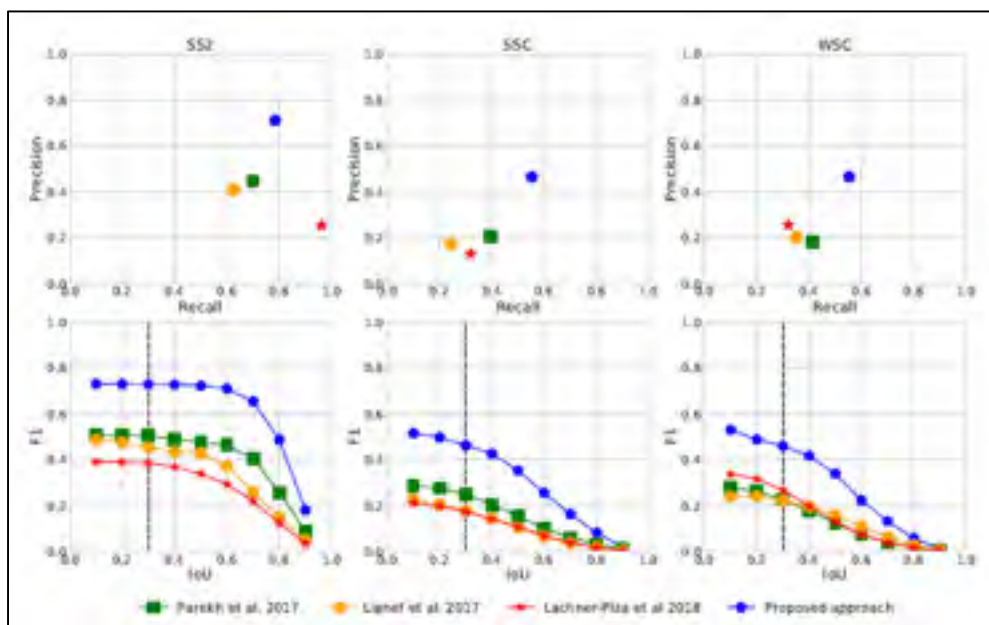


Figure-A I-4 Comparaison des performances de l'algorithme DOSED (bleu) avec d'autres détecteurs automatiques de fuseaux de sommeil.
Tirée de Chambon et coll. (2018)

ANNEXE II

CARTES DE DENSITÉ

La Figure-A II-1 montre la variation de la répartition de la densité des fuseaux marqués en MEG à travers le scalp. Selon l'électrode EEG de référence choisie, le pic de densité change légèrement de position (Centrales et Frontales) ou un second pic apparaît (Pariétales).

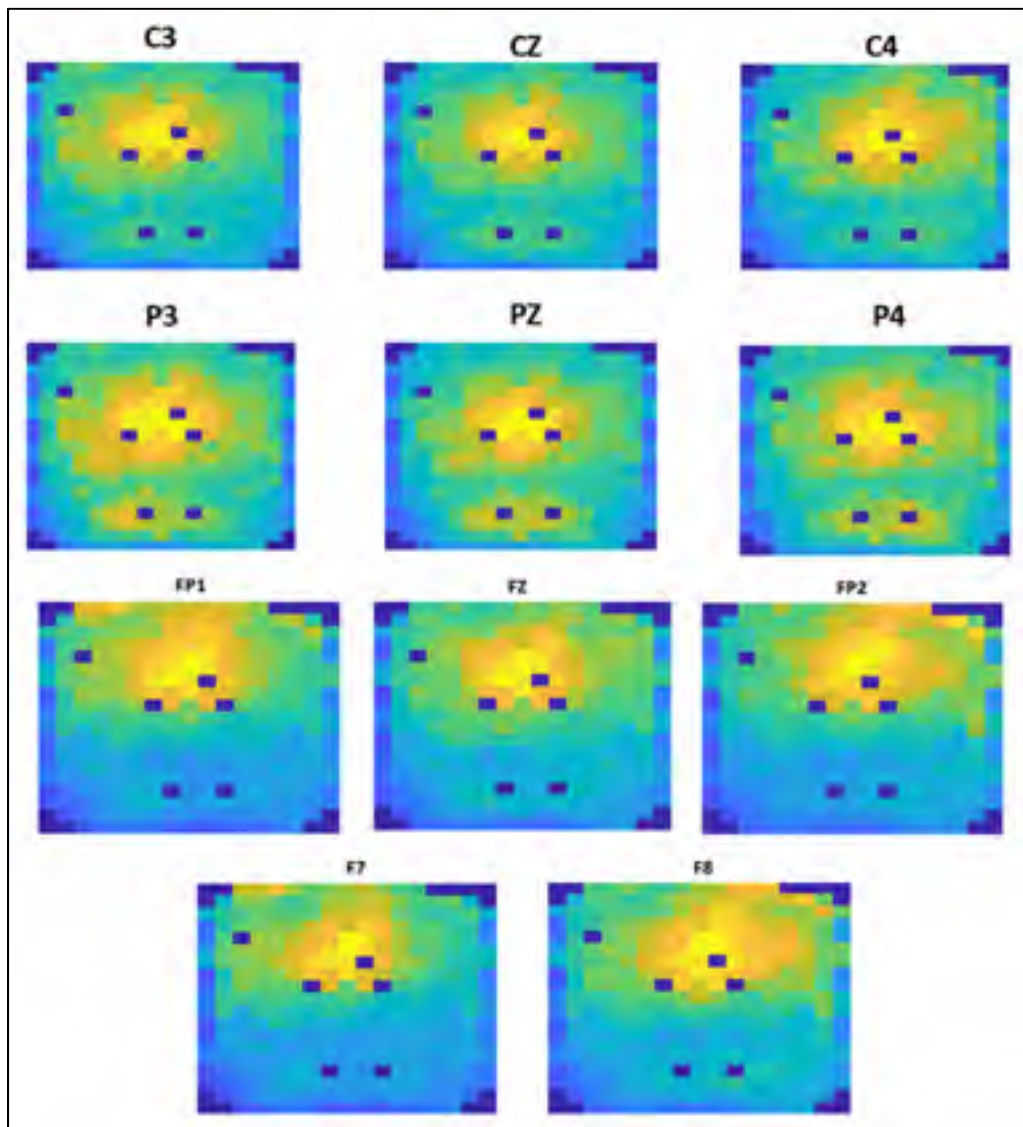


Figure-A II-1 Représentation 2D de la répartition de densité des fuseaux concordants sur le scalp

ANNEXE III

INTERFACE GRAPHIQUE

La Figure-A III-1 montre un exemple l'interface graphique développer au cours de ce projet pour observer des fuseaux concordants en EEG et MEG. Plusieurs paramètres sont préenregistrés dans l'interface (comme par exemple le numéro des sujets et le nombre d'époques associé à chacun), l'utilisateur n'a qu'à choisir parmi les différentes listes déroulantes. Cette interface fonctionne uniquement pour les fuseaux concordants. Elle permet aussi de naviguer parmi les différents fuseaux présents dans la même époque sélectionnée par l'utilisateur sans devoir recharger le signal. Il est aussi possible d'alterner entre signal brut et signal filtré. Sur chacun des axes une légende indique la couleur des différents tracés : en bleu le signal EEG/MEG, en rouge le fuseau marqué par le détecteur, en magenta l'enveloppe du signal lissé, calculé avec la transformée de Hilbert.

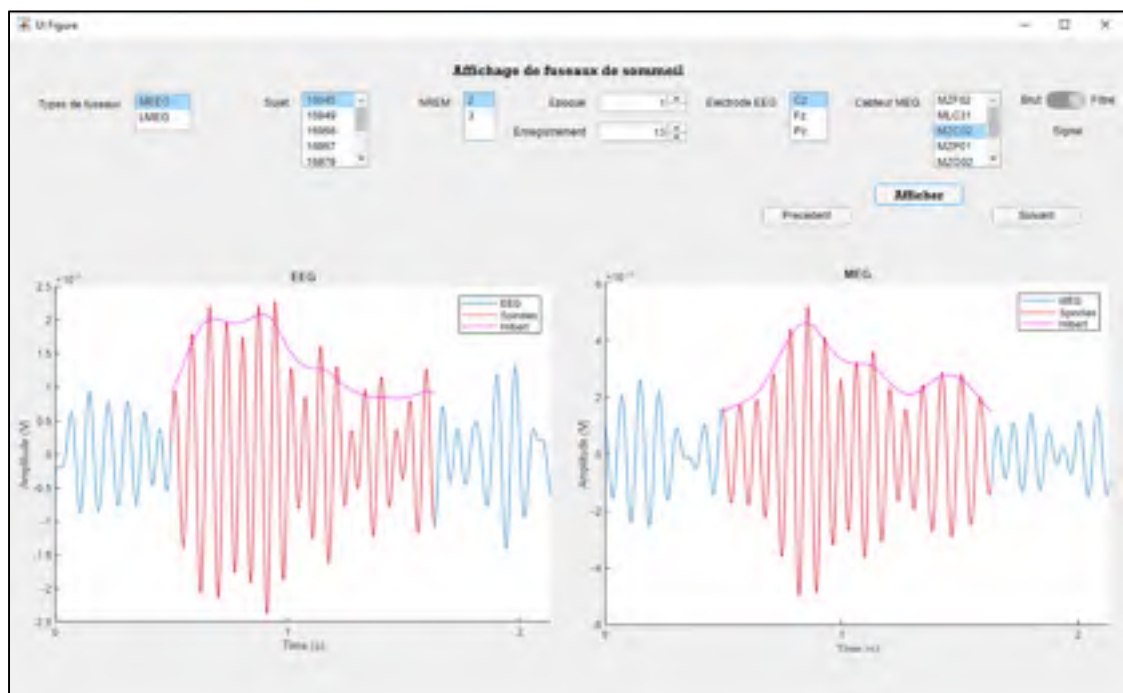


Figure-A III-1 Interface graphique

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ayoub, A., Mölle, M., Preissl H. & Born J. (2011). ***Grouping of MEG gamma oscillations by EEG sleep spindles***. *NeuroImage*, vol.59, p.1491–1500
Doi: 10.1016/j.neuroimage.2011.08.023
- Bonjean, M., Baker T., Bazhenov M., Cash S., Halgren E & Sejnowski T. (2012). ***Interactions between Core and Matrix thalamocortical projections in human sleep spindle synchronization***. *Jour. of Neurosci.*, vol. 32, no15, p.5250-5263
Doi : 10.1523/JNEUROSCI.6141-11.2012
- Boucher, J. S. (2017). **Neuro-imagerie électromagnétique et localisation des oscillations cérébrales du sommeil**. École de Technologie Supérieure, Montréal, Québec
- Brousseau, J. (2018). **Le vieillissement normal, le vieillissement pathologique et la question de la fonction biologique**. Univ. Laval, Québec
- Chambon, S., Thorey, V., Arnal, P. J., Mignot, E. & Gramfort, A. (2018). ***DOSED: a deep learning approach to detect multiple sleep micro-events in EEG***, arXiv:1812.04079v1
- Cohen D (1968). ***Magnetoencephalography: evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents***. *Science*. 161 (3843) : 784–6
Doi :10.1126/science.161.3843.784
- Dehghani, N., Cash, S., Rossetti, A., Chen, C., & Halgren, E (2010). ***Magnetoencephalography Demonstrates Multiple Asynchronous Generators During Human Sleep Spindles***, *Journal of Neurophysiology* 104: 179–188
Doi: 10.1152/jn.00198.2010
- Dehghani, N., Cash, S., & Halgren, E. (2011). ***Emergence of Synchronous EEG Spindles From Asynchronous MEG Spindles***, *Human Brain Mapping* 32:2217–2227
Doi: 10.1002/hbm.21183
- Fernandez, L. M. J. & Lüthi, A. (2019). ***Sleep Spindles: Mechanisms and Functions***. *Physiol Rev* 100: 805–868, Department of Fundamental Neurosciences, Univ. of Lausanne.
Doi:10.1152/physrev.00042.2018
- Fogel, S. M. & Smith, C. T., (2011). ***The function of the sleep spindle: A physiological index of intelligence and a mechanism for sleep-dependent memory consolidation***. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35, 1154–1165
Doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.12.003

- Garnero, L., Baillet, S. & Renault, B. (1998). *Magnétoencéphalographie / électroencéphalographie et imagerie cérébrale fonctionnelle*. Annales de l'Institut Pasteur, 9, 3, 215-226. Doi : 10.1016/S0924-4204(99)80001-8
- Gumenyuk, V., Roth, T., Moran, J. E., Jefferson, C., Bowyer, S.M., Tepley, N. & Drake, C. L. (2009). *Cortical locations of maximal spindle activity magnetoencephalography (MEG) study*. Journal of Sleep Research, Vol.18, 245-253
Doi: 10.1111/j.1365-2869.2008.00717.x
- Haas L. F. (2003). *Richard Caton (1842-1926), and electroencephalography*. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. 74 (1): 9. Doi:10.1136/jnnp.74.1.9
- Landolt, H.-P., Dijk, D.-J., Achermann, P. & Borbély, A. A., (1996). *Effect of age on the sleep EEG: slow-wave activity and spindle frequency activity in young and middle-aged men*. Brain Research 738. 205–212
- Lee-Chiong, T (2008). *Sleep Medicine: Essentials and review*. Oxford University Press, USA
- Liu, W., Anguelov, D., Erhan, D., Szegedy, C., Reed, S. E., Fu, C. & Berg, A. C. (2016). *SSD: single shot multibox detector*. arXiv:1512.02325
- Loomis, A., L., Harvey, E., N. & Hobart, G. (1935). Potential rhythms of the cerebral cortex during sleep. American Association for the Advancement of Science 81: 597–598
Doi: 10.1126/science.81.2111.597
- Lystad, R., P. & Pollard, H., P. (2009). *Functional neuroimaging: a brief overview and feasibility for use in chiropractic research*. Journal of the Canadian. Chiropractic. Assoc., vol.53(1) : 59-72
- Malmivuo, J., et R. Plonsey (1995). *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, USA
- Mander, B. A., Winer, J. R. & Walker, M. P. (2017). *Sleep and Human Aging*. Neuron, 94(1): 19-36. Doi : 10.1016/j.neuron.2017.02.004
- Manshanden, I., De Muncka, J. C., Simon, N. R. & Lopes da Silva, F. H. (2002). *Source localization of MEG sleep spindles and the relation to sources of alpha band rhythms*. Clinical Neurophysiology 113, 1937–1947
- Marshall, L., & Born, J. (2007). *The contribution of sleep to hippocampus-dependent memory consolidation*. Trends Cogn. Sci. 11, 442–450
Doi: 10.1016/j.tics.2007.09.001

- McGill (2002). Le cerveau à tous les niveaux. Repéré à <https://lecerveau.mcgill.ca/> Consulté le 11 mai 2020
- Nader, R. & Smith, C.T. (2001). *The relationship between stage 2 sleep spindles and intelligence*. Sleep 24, A160
- Nader, R. & Smith, C.T. (2003). *A role for stage 2 sleep in memory processing*. Sleep and Brain Plasticity. Oxford University Press, Oxford, pp. 87–99
- Parlons Sciences (2019). Architecture du cerveau. Repéré à : <https://parlonssciences.ca/ressources-pedagogiques/documents-dinformation/architecture-du-cerveau>
- Papadelis, C., Grant, P., E., Okada, Y. & Preissl, H. (2015). *Magnetoencephalography: an emerging neuroimaging tool for studying normal and abnormal human brain development*. Frontiers, Human Neuroscience. Doi : 10.3389/978-2-88919-658-6
- Peter-Derex, L., Yammine, P., Bastuji, H. & Croisile, B. (2015). *Sleep and Alzheimer's disease*. Sleep Medicine Reviews 19, 29-38. Doi : 10.1016/j.smrv.2014.03.007
- Rechtschaffen, A., et Kales, A. (1968). *A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. US Department of Health, Education, and Welfare Public Health Service - NIH/NIND
- Redmon, J., Divvala, S., Girshick, R., & Farhadi, A. (2016). *You Only Look Once: Unified, Real-Time Object Detection*. arXiv:1506.02640v5
- Yoshida, H., Iramina, K. & Ueno, S., (1996). *Source Models of Sleep Spindles Using MEG and EEG Measurements*, Human Sciences Press, Brain topography Vol. 8 Number 3
- Zerouali, Y., Lina, J-M., Sekerovic, Z., Godbout, J., Dube, J., Jolicoeur, P. et Carrier J (2014). *A time-frequency analysis of the dynamics of cortical networks of sleep spindles from MEG-EEG recordings*. Frontiers in Neuroscience, vol.8, art. 310
Doi : 10.3389/fnins.2014.00310