



# THÈSE

En vue de l'obtention du

## DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)

---

**Présentée et soutenue par :**  
**Stanislas Boyer**

Le lundi 20 juin 2016

**Titre :**

Contribution de l'analyse du signal vocal à la détection de l'état de somnolence  
et du niveau de charge mentale

---

**École doctorale et discipline ou spécialité :**

ED AA

**Unité de recherche :**

CLLE-LTC

**Directeur(s) de Thèse :**

Agnès Daurat, Professeure, CLLE-LTC, Université Toulouse II - Jean Jaurès  
Robert Ruiz, Maître de Conférences HDR, LARA, Université Toulouse II - Jean Jaurès

**Rapporteurs :**

Bernard Harmegnies, Professeur, Laboratoire de Phonétique, Université de Mons  
Sébastien Tremblay, Professeur, Co-DOT, Université Laval

**Autre(s) membre(s) du jury :**

Philippe Cabon, Maître de Conférences HDR, LATI, Université Paris V - Descartes  
Laurence Devillers, Professeure, LIMSI, Université Paris IV - Sorbonne  
Radouane El-Yagoubi, Maître de Conférences, CLLE-LTC, Université Toulouse II - Jean Jaurès  
Pier-Giorgio Zanone, Professeur, CerCo, Université Toulouse III - Paul Sabatier



L'Université n'entend ni approuver, ni désapprouver les opinions particulières du candidat.





*À mes parents, Brigitte et Béatrice*

*À Aurore, avec tout mon amour*



---

## RÉSUMÉ

---

Les exigences opérationnelles du métier de pilote sont susceptibles d'engendrer de la somnolence et des niveaux de charge mentale inadéquats (i. e., trop faible ou trop élevé) au cours des vols. Les dettes de sommeil et les perturbations circadiennes liées à divers facteurs (e. g., longues périodes de services, horaires de travail irrégulier, etc.) demandent aux pilotes de repousser sans cesse leurs limites biologiques. Par ailleurs, la charge de travail mental des pilotes présente de fortes variations au cours d'un vol : élevée au cours des phases critiques (i. e., décollage et atterrissage), elle devient très réduite pendant les phases de croisière. Lorsque la charge mentale devient trop élevée ou, à l'inverse, trop faible, les performances se dégradent et des erreurs de pilotage peuvent apparaître. La mise en œuvre de méthodes de détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale en temps quasi réel est un défi majeur pour le suivi et le contrôle de l'activité de pilotage. L'objectif de la thèse est de déterminer si la voix humaine peut permettre de détecter d'une part, l'état de somnolence et d'autre part, le niveau de charge mentale d'un individu.

Dans une première étude, la voix de participants a été enregistrée lors d'une tâche de lecture avant et après une nuit de privation totale de sommeil (PTS). Les variations de l'état de somnolence consécutives à la PTS ont été évaluées au moyen de mesures auto-évaluatives et électrophysiologiques (ÉlectroEncéphaloGraphie [EEG] et Potentiels Évoqués [PEs]). Les résultats ont montré une variation significative après la PTS de plusieurs paramètres acoustiques liés : (a) à l'amplitude des impulsions glottiques (fréquence de modulation d'amplitude), (b) à la forme du signal acoustique (longueur euclidienne du signal et ses caractéristiques associées) et (c) au spectre du signal des voyelles (rapport harmonique sur bruit, fréquence du second formant, coefficient d'asymétrie, centre de gravité spectral, différences d'énergie, pente spectrale et coefficients cepstraux à échelle Mel). La plupart des caractéristiques spectrales ont montré une sensibilité différente à la privation de sommeil en fonction du type de voyelles. Des corrélations significatives ont été mises en évidence entre plusieurs paramètres acoustiques et plusieurs indicateurs objectifs (EEG et PEs) de l'état de somnolence.

Dans une seconde étude, le signal vocal a été enregistré durant une tâche de rappel de listes de mots. La difficulté de la tâche était manipulée en faisant varier le nombre de mots dans chaque liste (i. e., entre un et sept, correspondant à sept conditions de charge mentale). Le diamètre pupillaire – qui est un indicateur objectif pertinent du niveau de charge mentale – a été mesuré simultanément avec l'enregistrement de la voix afin d'attester de la variation du niveau de charge mentale durant la tâche expérimentale. Les résultats ont montré que des paramètres acoustiques classiques (fréquence fondamentale et son écart type, shimmer, nombre de périodes et rapport harmonique sur bruit) et originaux (fréquence de modulation d'amplitude et variations à court-terme de la longueur euclidienne du signal) ont été particulièrement sensibles aux variations de la charge mentale. Les variations de ces paramètres acoustiques étaient corrélées à celles du diamètre pupillaire.

L'ensemble des résultats suggère que les paramètres acoustiques de la voix humaine identifiés lors des expérimentations pourraient représenter des indicateurs pertinents pour la détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale d'un individu. Les résultats ouvrent de nombreuses perspectives de recherche et d'applications dans le domaine de la sécurité des transports, notamment dans le secteur aéronautique.

*Mots-clés* : Voix, Paramètres Acoustiques, Somnolence, Charge Mentale, Sécurité Aérienne, Pilotes d'Avion.

---

## ABSTRACT

---

Operational requirements of aircraft pilots may cause drowsiness and inadequate mental load levels (i. e., too low or too high) during flights. Sleep debts and circadian disruptions linked to various factors (e. g., long working periods, irregular work schedules, etc.) require pilots to challenge their biological limits. Moreover, pilots' mental workload exhibits strong fluctuations during flights : higher during critical phases (i. e., takeoff and landing), it becomes very low during cruising phases. When the mental load becomes too high or, conversely, too low, performance decreases and flight errors may manifest. Implementation of detection methods of drowsiness and mental load levels in near real time is a major challenge for monitoring and controlling flight activity. The aim of this thesis is therefore to determine if the human voice can serve to detect on one hand the drowsiness and on the other hand the mental load level of an individual.

In a first study, the voice of participants was recorded during a reading task before and after a night of total sleep deprivation (TSD). Drowsiness variations linked to TSD were assessed using self-evaluative and electrophysiological measures (ElectroEncephaloGraphy [EEG] and Evoked Potentials [EPs]). Results showed significant variations after the TSD in many acoustic features related to : (a) the amplitude of the glottal pulses (amplitude modulation frequency), (b) the shape of the acoustic wave (Euclidean length of the signal and its associated features) and (3) the spectrum of the vowel signal (harmonic-to-noise ratio, second formant frequency, skewness, spectral center of gravity, energy differences, spectral tilt and Mel-frequency cepstral coefficients). Most spectral features showed different sensitivity to sleep deprivation depending on the vowel type. Significant correlations were found between several acoustic features and several objective indicators (EEG and PEs) of drowsiness.

In a second study, voices were recorded during a task featuring word-list recall. The difficulty of the task was manipulated by varying the number of words in each list (i. e., between one and seven, corresponding to seven mental load conditions). Evoked pupillary response – known to be a useful proxy of mental load – was recorded simultaneously with speech to attest variations in mental load level during the experimental task. Results showed that classical features (fundamental frequency and its standard deviation, shimmer, number of periods and harmonic-to-noise ratio) and original features (amplitude modulation frequency and short-term variation in digital amplitude length) were particularly sensitive to variations in mental load. Variations in these acoustic features were correlated to those of the pupil size.

Results suggest that the acoustic features of the human voice identified during these experiments could represent relevant indicators for the detection of drowsiness and mental load levels of an individual. Findings open up many research and applications perspectives in the field of transport safety, particularly in the aeronautical sector.

*Keywords* : Voice, Acoustic Features, Drowsiness, Mental Load, Aviation Safety, Aircraft Pilots.



---

## PUBLICATIONS

---

Les travaux présentés dans cette thèse ont fait l'objet de diverses publications et communications dans des conférences dont la liste suit :

### ARTICLES DANS DES REVUES INDEXÉES

- **Boyer**, S., Paubel, P.-V., Ruiz, R., El-Yagoubi, R., & Daurat, A. (en révision). Human Voice as a Measure of Mental Load. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*.
- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., Ruiz, R., & Daurat, A. (en préparation). Using Voice for Drowsiness Detection : a Sleep Deprivation Study.
- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., & Daurat A. (en préparation). Reduced Attentional Resources Allocation in Patients with Obstructive Sleep Apnea Syndrome : a P300 Study.

### COMMUNICATIONS À DES CONFÉRENCES AVEC ACTES

- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., Ruiz, R., & Daurat, A. (2016). Paramètres Acoustiques de la Voix et Privation de Sommeil. *In Actes du 13ème Congrès Français d'Acoustique*, Le Mans, France, 11-15 Avril, 2016, pp. 1985-1991.
- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., Ruiz, R., & Daurat, A. (2014). Changes in Acoustic Parameters After One Night of Total Sleep Deprivation. *28th International Congress of Applied Psychology*, Paris, France, 8-13 Juillet, 2014, Oral presentation.
- Ruiz, R., **Boyer**, S., Plantin de Hugues, P., Daurat, A., & Legros, C. (2014). Approche Acoustique de la Baisse de Vigilance par Analyse de la Voix. *In Actes du 12ème Congrès Français d'Acoustique*, Poitiers, France, 22-25 Avril, 2014, pp. 777-781.
- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., Ruiz, R., & Daurat, A. (sous presse). Variation des paramètres acoustiques de la voix à la suite d'une privation d'une nuit de sommeil. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, [28ème Congrès de la Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil, Marseille, France, 21-23 Novembre, 2013].
- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., Ruiz, R., & Daurat, A. (2014). Variation des paramètres acoustiques de la voix à la suite d'une privation d'une nuit de sommeil. *Médecine Du Sommeil*, 11(1), 22-23 [28ème Congrès de la Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil, Marseille, France, 21-23 Novembre, 2013].
- **Boyer**, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., & Daurat, A. (2013). Diminution des ressources attentionnelles chez des patients SAOS : analyse de la composante P300. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 2(43), 129 [27ème Congrès de la Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil, Bordeaux, France, 22-24 Novembre, 2012].

- **Boyer, S., El-Yagoubi, R., Tiberge, M., & Daurat, A. (2013).** Diminution des ressources attentionnelles chez des patients SAOS : analyse de la composante P300. *Médecine Du Sommeil*, 10(2), 65 [27ème Congrès de la Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil, Bordeaux, France, 22-24 Novembre, 2012].

## **RÉCOMPENSES SCIENTIFIQUES**

2013– Prix de la meilleure communication affichée « 28ème Congrès de la Société Française de Recherche et Médecine du Sommeil » (21-23 Novembre, 2013) décerné par les éditions Elsevier Masson.



---

## REMERCIEMENTS

---

Ce manuscrit est l'aboutissement de quatre années de travail, riches en émotions de toutes sortes. La thèse est une aventure très particulière durant laquelle se mêlent des moments de joie, d'excitation, de rire mais aussi de doute, parfois de déception. C'est ce qui rend cette expérience si intense, si enrichissante, si formatrice.

On imagine souvent le doctorant seul face à sa thèse, coupé du reste du monde, assis devant son écran d'ordinateur, nuit et jour, à chercher un sens à son discours. Certes, cette image érémitique comporte une part de vérité. Pourtant, le doctorat n'est pas un bateau qui se barre en solitaire mais en équipe. J'aimerais profiter de ces quelques lignes pour remercier toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à ce travail de thèse.

Je remercie très sincèrement :

- Agnès Daurat, directrice de thèse, sans qui cette belle aventure n'aurait pu avoir lieu. C'est avec le plus profond respect et la plus sincère reconnaissance que ces remerciements vous sont adressés. Votre initiation aux fondements de la démarche scientifique durant ces nombreuses années est précieuse. J'ai toujours été admiratif de la pertinence de chacune de vos remarques et je souhaite sincèrement avoir hérité une part de votre rigueur scientifique. Vous avez toujours répondu favorablement à mes nombreuses sollicitations et su me remotiver dans les moments de doutes. Je suis honoré de vous avoir eu comme guide ;
- Robert Ruiz, directeur de thèse, la rencontre la plus déterminante de ma carrière de jeune chercheur. Je vous remercie très sincèrement d'avoir consacré une grande partie de votre temps à me former à cette discipline, si complexe, mais si passionnante qu'est l'acoustique. Les connaissances acquises au gré de nos entrevues sur le signal vocal sont considérables ; je vous suis énormément reconnaissant de cet enseignement. Sérénité et bienveillance sont des sentiments que j'ai toujours retrouvés lors de nos rencontres ; je suis pleinement conscient de la chance de vous avoir eu comme encadrant. J'espère que les perspectives ouvertes par cette thèse nous permettront de continuer à collaborer sur de projets futurs. Pour tout, Robert, merci ;
- Radouane El-Yagoubi, encadrant de thèse. Je t'exprime ma profonde gratitude pour ton engagement dans chaque étape de ce doctorat. Tu as été un acteur majeur dans l'obtention de ma bourse de thèse. Ta brillante expertise dans le domaine des neurosciences a participé à la richesse et à la qualité de ce travail. Je te remercie de m'avoir formé aux techniques électrophysiologiques, notamment à l'électroencéphalographie. Ton écoute attentive et tes précieux conseils m'ont permis de gérer au mieux les moments les plus délicats de la thèse. Ta bonne humeur, ton humour et ta générosité font de toi une personne remarquable. Radouane, toi qui m'accompagnes depuis mon Master 2, sois certain de mon profond respect, mais avant tout de mon amitié ;

- Pierre-Vincent Paubel, ingénieur de recherche au CLLE-LTC, collaborateur à part entière. J'aimerais te remercier pour ton implication dans mes travaux de recherche relatifs à la charge mentale. Tes compétences techniques – notamment informatiques – et tes conseils avisés ont été d'une aide considérable. Tu fais partie des personnes incontournables de cette thèse. Je ne peux manquer de te remercier pour nos échanges constructifs – parfois nettement moins constructifs – lors de tes fréquentes périodes d'errance dans les couloirs du laboratoire ;
- Michel Tiberge, neurologue et responsable de l'unité du sommeil du Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse, pour m'avoir ouvert les portes du laboratoire du sommeil dans le cadre de nos recherches sur la détection de la somnolence grâce à la voix, mais également concernant les travaux sur le syndrome d'apnée obstructive du sommeil, menés durant mon master. Je remercie particulièrement les secrétaires et infirmières de m'avoir accueilli si chaleureusement lors de chacune de mes venues. Mes recherches n'auraient jamais pu se concrétiser sans votre aide ;
- L'École Doctorale Aéronautique et Astronautique (ED-AA), pour son attribution d'un Contrat Doctoral Unique. Cette thèse n'aurait pu être envisagée sans ce soutien financier. Outre l'aspect pécuniaire, l'ED-AA m'a toujours accordé sa confiance malgré les quatre années de thèse. Je remercie plus spécifiquement le directeur de l'ED-AA, Yves Gourinat, ainsi que son assistante, Maryse Herbillon. L'ED-AA est l'une des rares écoles doctorales à taille humaine, presque « familiale », qui chouchoute ses doctorants. C'est un privilège que d'avoir fait partie de ses rangs ;
- Le Laboratoire Travail et Cognition et ses membres. Je mesure la chance que j'ai eue de réaliser ma thèse au sein du CLLE-LTC. Les conditions de travail ont été optimales, tant sur le plan matériel que relationnel. Venir au laboratoire a été et sera toujours un réel plaisir. Je remercie les chercheurs, enseignants-chercheurs, ITA et IATOSS avec qui j'ai pu échanger sur mon travail de thèse ou sur des problématiques plus personnelles. Merci notamment à Hiroko Norimatsu pour sa bonne humeur et son enthousiasme sans faille, à Béatrice Barthe pour ses précieux conseils, à Gwenaël Kaminski pour son amitié teintée d'un zeste de sportivité, à André Tricot pour son expertise sur la charge mentale, à Maja Becker pour ses conseils en statistiques, à Bruno Chenu pour son appui informatique et à Emmanuelle Tena qui a toujours répondu favorablement et efficacement à toutes mes demandes logistiques. Bien évidemment, je n'oublie pas les doctorants et jeunes docteurs que j'ai côtoyés durant toutes ces années. Je pense notamment à Julie qui, en tant que collègue de bureau, a pu profiter de mon côté loquace et de ma bonne humeur légendaire ! Merci à Majdouline, Marco, Sébastien, Hakim, Marlène, Ladis, Michel, Laeticia, Stephania, Pauline, Ikram, Aurélie, Mathilde, etc. J'ai passé de très bons moments en votre compagnie. Vous êtes devenus au fil du temps bien plus que des collègues. Je ne peux manquer de remercier Adeline et Bastien qui ont partagé mon quotidien durant ces quatre années. Vous avez toujours répondu très favorablement à mes sollicitations d'ordre professionnel et extra-professionnel. Adeline, ma « compagne de galère », vivre cette expérience à tes côtés a été un réel plaisir. Bastien, tu m'as beaucoup appris sur le monde de la recherche. Tes compétences m'ont permis de progresser jour après jour ;


- Le personnel technique de la Maison de la Recherche d'avoir répondu positivement à chacune de mes sollicitations. Je remercie en particulier Marius qui, avec sa joie de vivre indéfectible, m'a rendu de nombreux services ;
- Toutes les personnes ayant accepté de participer à mes protocoles expérimentaux. Sans votre aide, aucune de mes recherches n'aurait été possibles.

J'adresse mes plus sincères remerciements aux membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce travail de doctorat, à Bernard Harmegnies et Sébastien Tremblay qui me font l'honneur d'être les rapporteurs de cette thèse, à Philippe Cabon, Laurence Devillers et Pier-Giorgio Zanone qui complètent ce jury.

L'exercice de la thèse n'aurait été complet sans une première immersion dans le monde de l'enseignement. Je remercie toutes les personnes ayant rendu possibles mes activités pédagogiques universitaires :

- Pier-Giorgio Zanone, professeur à l'Université Toulouse III - Paul Sabatier, qui m'a donné l'opportunité d'enseigner au sein de la Faculté des Sciences du Sport et du Mouvement Humain (F2SMH) et me fait l'honneur de sa présence en tant que membre du jury ;
- Jessica Tallet, maître de conférences à l'Université Toulouse III - Paul Sabatier, qui me réitère chaque année sa confiance en me proposant ses unités d'enseignement consacrées au développement psychomoteur et au fonctionnement/dysfonctionnement du système nerveux ;
- Melody Blais, doctorante au laboratoire PRISSMH, avec qui j'ai découvert le monde de l'enseignement et les joies des travaux dirigés ;
- Odile Franceschin, service des enseignements de la F2SMH, qui a toujours su répondre chaleureusement à mes multiples interrogations et demandes administratives.

Je souhaiterais maintenant remercier très affectueusement mes ami(e)s et mes proches pour leur soutien et leurs encouragements. Merci à la famille Matton – Nadine, Seb et leurs enfants Guilia et Matthieu – avec qui j'ai partagé d'excellents moments. Vous êtes des amis formidables. Nadine, tu as toujours été à mes côtés, tant sur le plan professionnel que personnel ; ton amitié est inestimable. Je remercie également Rémy, Emma et leur fille Anna, Élisabeth, Aude, Maël, Vincent, Audrey, Bast, Max, Yohan, Mathieu, Matthieu, Ben, etc. Même si certains d'entre vous n'ont pas toujours compris ce que je faisais durant toutes ces années, les moments que nous avons passés ensemble ont été de vraies échappatoires. Merci à tous les membres de ma famille et de ma belle-famille, en particulier papy Pierre, mamie Hélène, tatie Lolo, tonton Pierre, Timothée, Tiffany, Anaëlle et Rodolphe. J'accompagne ces remerciements de douces pensées adressées à mes beaux-parents, Danièle et Michel, qui ont réalisé un énorme travail de correction orthographique du manuscrit.

Merci à mon petit Didounet  pour ses câlins quotidiens aux vertus si apaisantes.

Mes plus tendres pensées sont destinées à mes parents, Brigitte et Béatrice, pour leur confiance et leur soutien sans faille. L'amour que vous me portez me fait avancer un peu plus chaque jour. Je suis fier de vous avoir à mes côtés.

Je voudrais conclure ces remerciements en témoignant ma profonde reconnaissance à Aurore qui remplit ma vie de joie jour après jour. Malgré les nombreuses contraintes de la thèse, tu es toujours restée patiente et attentionnée. Avec tout mon amour, merci.

*Stanislas*

---

## TABLE DES MATIÈRES

---

1	CADRE GÉNÉRAL DE LA THÈSE	1
2	SOMNOLENCE	5
2.1	Définition	5
2.2	Mécanismes neurobiologiques de régulation des états de veille et de sommeil	7
2.2.1	Réseau exécutif de l'éveil	7
2.2.2	Le VLPO : acteur majeur de l'endormissement	9
2.2.3	Modèle dynamique de la somnolence	9
2.3	Modèle de régulation de la somnolence	10
2.3.1	Modèle à 2 et 3 processus	10
2.3.2	Modèle à 4 processus	13
2.4	Facteurs de travail qui interagissent avec la somnolence	15
2.4.1	Période de service étendu et privation de sommeil	16
2.4.2	Effets cumulatifs de la restriction du sommeil	16
2.4.3	Désynchronisation circadienne : travail de nuit et jet lag	17
2.4.4	Différences inter-individuelles	19
2.5	Le cas des pilotes	20
2.5.1	Vols long et très long-courriers	20
2.5.2	Vols court et moyen-courriers	22
3	CHARGE MENTALE	25
3.1	Définition	25
3.2	Fondements cognitifs de la charge mentale	27
3.2.1	Le rôle de l'attention	27
3.2.2	Mémoire à court terme et mémoire de travail	32
3.3	Charge mentale et performance	35
3.4	Le cas des pilotes	36
3.4.1	Surcharge mentale et pilotage	37
3.4.2	Sous-charge mentale et pilotage	38
4	MESURES DE LA SOMNOLENCE ET DE LA CHARGE MENTALE	39
4.1	Mesures subjectives	39
4.1.1	Mesures subjectives de la somnolence	39
4.1.2	Mesures subjectives de la charge mentale	40
4.1.3	Avantages et limites des mesures subjectives	40
4.2	Mesures de performance	41
4.2.1	Mesures de la somnolence basées sur la performance	41
4.2.2	Mesures de la charge mentale basées sur la performance	44
4.3	Mesures physiologiques	45
4.3.1	Oculométrie	46
4.3.2	Électroencéphalographie	47
4.3.3	Potentiels évoqués	50

5	LA VOIX	57
5.1	Production de la voix	57
5.1.1	La soufflerie : poumons et conduit trachéo-bronchique	58
5.1.2	Le vibrateur : larynx	59
5.1.3	Les résonateurs : pharynx et cavités annexes (orale et nasale)	61
5.2	Caractéristiques acoustiques des voyelles	62
5.2.1	Influence de la soufflerie : paramètres énergétiques	63
5.2.2	Caractéristiques de vibration des cordes vocales : paramètres prosodiques	63
5.2.3	Caractéristiques liées au conduit vocal : paramètres spectraux	65
5.2.4	Caractéristiques temporelles	70
5.2.5	Paramètres originaux	70
5.3	Voix, somnolence et charge mentale	73
5.3.1	Analyse du signal vocal	74
5.3.2	Reconnaissance automatique	80
6	OBJECTIFS	87
6.1	Objectifs étude « Voix et Somnolence »	87
6.1.1	Analyse du signal vocal	87
6.1.2	Évaluation de l'état de somnolence	88
6.2	Objectifs étude « Voix et Charge Mentale »	88
6.2.1	Analyse du signal vocal	89
6.2.2	Évaluation de la charge mentale	89
7	ÉTUDE « VOIX ET SOMNOLENCE »	91
7.1	Matériel et Méthode	91
7.1.1	Participants	91
7.1.2	Procédure	92
7.1.3	Mesures subjectives de la somnolence	92
7.1.4	Électroencéphalographie	93
7.1.5	Test de somnolence de Karolinska	94
7.1.6	Allocation des ressources attentionnelles : tâche « oddball » visuelle et composante P300	95
7.1.7	Détection automatique des stimuli : tâche « oddball » auditive et composante MMN	96
7.1.8	Tâche de lecture et analyse du signal vocal	97
7.1.9	Analyses statistiques	101
7.2	Résultats	103
7.2.1	Échelles de Karolinska et de Thayer	103
7.2.2	KDT : puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$	103
7.2.3	Tâche « oddball » visuelle : temps de réaction et composante P300	104
7.2.4	Tâche « oddball » auditive : composante MMN	106
7.2.5	Paramètres acoustiques	107
7.2.6	Relations entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence	113
7.2.7	Relations entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques	113

7.3	Discussion	115
7.3.1	État de somnolence	115
7.3.2	Paramètres acoustiques	116
7.3.3	Relations entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence	118
7.3.4	Relations entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques	118
7.4	Conclusion	120
8	ÉTUDE « VOIX ET CHARGE MENTALE »	121
8.1	Matériel et Méthodes	121
8.1.1	Participants	121
8.1.2	Procédure	121
8.1.3	Tâche mentale	122
8.1.4	Enregistrement et analyse de la taille de la pupille	123
8.1.5	Enregistrement et analyse du signal vocal	123
8.1.6	Analyses statistiques	124
8.2	Résultats	124
8.2.1	Performance de rappel	124
8.2.2	Taille de la pupille	126
8.2.3	Paramètres acoustiques	127
8.2.4	Relations entre la taille de la pupille et les paramètres acoustiques	132
8.3	Discussion	134
8.3.1	Performance de rappel et taille de la pupille	134
8.3.2	Paramètres acoustiques	135
8.3.3	Relation entre la taille de la pupille et les paramètres acoustiques	136
8.4	Conclusion	137
9	DISCUSSION GÉNÉRALE, LIMITES ET PERSPECTIVES	139
9.1	Discussion générale	139
9.2	Limites de l'utilisation du signal vocal	141
9.2.1	Sensibilité	141
9.2.2	Sélectivité	142
9.2.3	Variabilité inter-locuteurs	142
9.2.4	Reconnaissance et segmentation automatique des phonèmes	143
9.3	Perspectives de recherche	143
9.3.1	Reconnaissance et segmentation automatique des voyelles	143
9.3.2	Variations acoustiques et fonctionnement de l'appareil phonatoire	144
9.3.3	Voix et Somnolence	144
9.3.4	Voix et Charge Mentale	145
9.4	Pour conclure	146
10	ANNEXES	147
10.1	Principales techniques de neuro-imagerie	148
10.2	Électroencéphalographie	149

10.2.1	Système international 10-20	149
10.2.2	Origine du signal électroencéphalographique	150
10.3	Anatomie du larynx	151
10.4	Voix, somnolence et charge mentale : revue de la littérature	152
10.4.1	Voix et Somnolence	152
10.4.2	Voix et Charge Mentale	156
10.4.3	Systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence utilisant le signal vocal	160
10.4.4	Systèmes de reconnaissance automatique du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal	161
10.5	Dispositifs expérimentaux	162
10.5.1	Dispositif expérimental étude « Voix et Somnolence »	162
10.5.2	Dispositif expérimental étude « Voix et Charge Mentale »	163
10.6	Scripts PRAAT	164
10.6.1	Script annotation/extraction des voyelles : étude « Voix et Somnolence »	164
10.6.2	Script annotation/extraction des voyelles : étude « Voix et Charge Mentale »	168
10.6.3	Script d'extraction des paramètres acoustiques : études « Voix et Somnolence » et « Voix et Charge Mentale »	172
10.7	Mots tâche mnésique étude « Voix et Charge Mentale »	176
10.8	Résultats annexes étude « Voix et Somnolence »	181
10.8.1	KDT : puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$	181
10.8.2	Tâche « oddball » visuelle : composante P300	183
10.8.3	Tâche « oddball » auditive : composante MMN	184
10.8.4	Paramètres acoustiques	185
10.9	Résultats annexes étude « Voix et Charge Mentale »	195
10.10	Variabilité intra-locuteur	227
	Bibliographie	233



---

## TABLE DES FIGURES

---

FIGURE 2.1	Illustration schématique du « réseau exécutif de l'éveil ».	8
FIGURE 2.2	Représentation schématique de l'interaction entre les processus homéostatique et circadien.	13
FIGURE 2.3	Modèle de régulation veille-sommeil de M. Johns (1998).	14
FIGURE 3.1	Différentes dimensions de l'attention.	27
FIGURE 3.2	Modèle séquentiel de traitement de l'information d'après Atkinson and Shiffrin (1968).	33
FIGURE 3.3	Représentation du modèle de la mémoire de travail proposée par Baddeley (2000).	35
FIGURE 3.4	Relation entre la performance et le niveau de charge mentale.	36
FIGURE 4.1	Signal électroencéphalographique décomposé selon ses différentes bandes de fréquence.	48
FIGURE 4.2	Illustration des principales composantes électrophysiologiques.	51
FIGURE 4.3	Composante P300 sur l'électrode Cz générée dans une tâche « <i>oddball</i> » visuelle standard à deux stimuli (« fréquent » vs. « cible »).	52
FIGURE 4.4	Composante MMN sur l'électrode Cz générée dans une tâche « <i>oddball</i> » auditive à deux stimuli (« fréquent » vs. « déviant »).	55
FIGURE 5.1	Représentation schématique de l'appareil phonatoire humain.	58
FIGURE 5.2	Coupe frontale du larynx.	60
FIGURE 5.3	Coupe frontale des cordes vocales illustrant un cycle vibratoire.	60
FIGURE 5.4	Représentation schématique des trois étages du pharynx.	62
FIGURE 5.5	Modèle source-filtre de la production des voyelles.	63
FIGURE 5.6	Analyse du signal vocal.	64
FIGURE 5.7	Illustration schématique du spectre d'une voyelle.	66
FIGURE 5.8	<b>A.</b> Signal d'un son pur (sinus) de fréquence 100 Hz et d'amplitude 2. <b>B.</b> Même signal avec un bruit additif aléatoire.	68
FIGURE 5.9	Méthode d'extraction des descripteurs MFCC.	69
FIGURE 5.10	Méthode de calcul de la fréquence de modulation des maxima d'amplitude.	71
FIGURE 5.11	Longueur d'amplitude numérique entre les échantillons $i$ successifs.	72
FIGURE 5.12	Changements induits par l'état de somnolence en relation avec le système de production de la voix et de la parole.	75
FIGURE 5.13	Principe d'un système de reconnaissance automatique de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal.	81

FIGURE 7.1	Système Biosemi 10-20 à 34 électrodes.	93
FIGURE 7.2	Version modifiée du test de somnolence de Karolinska.	94
FIGURE 7.3	Illustration schématique de la tâche « <i>oddball</i> » visuelle à deux stimuli utilisée pour l'enregistrement de la P300.	95
FIGURE 7.4	Illustration schématique de la tâche « <i>oddball</i> » auditive à trois stimuli utilisée pour l'enregistrement de la MMN.	97
FIGURE 7.5	Potentiels évoqués sur les électrodes Fz, Cz et Pz obtenus dans la tâche « <i>oddball</i> » visuelle en réponse aux stimulations « cibles » avant et après la privation totale de sommeil.	105
FIGURE 7.6	Potentiels évoqués sur l'électrode Fz obtenus avant et après la privation totale de sommeil dans la tâche « <i>oddball</i> » auditive à trois stimuli par soustraction de la courbe moyenne provoquée par les sons largement ou faiblement « déviants » de la courbe moyenne suscitée par les sons « fréquents ».	106
FIGURE 7.7	Nuages de points des corrélations significatives entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence.	113
FIGURE 7.8	Nuages de points des corrélations significatives entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques.	114
FIGURE 8.1	Illustration schématique de la tâche de mémoire avec rappel de listes de mots.	122
FIGURE 8.2	Performances sur la tâche de mémoire avec rappel libre.	125
FIGURE 8.3	Variation moyenne de la taille de la pupille en fonction du nombre de mots à rappeler.	126
FIGURE 8.4	Variation moyenne des paramètres acoustiques significatifs en fonction du nombre de mots à rappeler.	131
FIGURE 8.5	Nuages de points pour chaque paramètre acoustique significatif et la taille de la pupille.	133
FIGURE 10.1	Illustration des principales techniques de neuro-imagerie.	148
FIGURE 10.2	Système international 10-20.	149
FIGURE 10.3	Origine du signal électroencéphalographique.	150
FIGURE 10.4	Présentation des différents composants cartilagineux, ligaments et muscles qui composent le larynx.	151
FIGURE 10.5	Dispositif expérimental étude « Voix et Somnolence ».	162
FIGURE 10.6	Dispositif expérimental étude « Voix et Charge Mentale ».	163
FIGURE 10.7	Nuages de points de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques significatifs de chaque participant.	195

---

## LISTE DES TABLEAUX

---

TABLE 7.1	Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe de participants. 91
TABLE 7.2	Résultats des tests de comparaison (tests-t) des scores obtenus aux échelles de Karolinska et de Thayer avant et après la privation totale de sommeil. 103
TABLE 7.3	Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : région (frontale, centrale, pariétale et occipitale) et privation totale de sommeil (avant et après) pour les puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$ lors des phases « yeux fermés » et « yeux ouverts » du test de somnolence de Karolinska. 104
TABLE 7.4	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) des puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$ avant et après la privation totale de sommeil lors des phases « yeux fermés » et « yeux ouverts » du test de somnolence de Karolinska. 104
TABLE 7.5	Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : électrode (Fz, Cz et Pz) et privation totale de sommeil (avant et après) pour le pic, sa latence et l'aire sous la courbe de la P300. 105
TABLE 7.6	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe de la P300 avant et après la privation totale de sommeil. 106
TABLE 7.7	Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : degré de déviance des stimuli (largement et faiblement) et privation totale de sommeil (avant et après) pour le pic, sa latence et l'aire sous la courbe de la MMN sur l'électrode Fz. 107
TABLE 7.8	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe de la MMN sur l'électrode Fz avant et après la privation totale de sommeil. 107
TABLE 7.9	Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres acoustiques prosodiques et de la forme du signal acoustique avant et après la privation totale de sommeil. 108
TABLE 7.10	Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) et privation totale de sommeil (avant et après) pour l'ensemble des paramètres spectraux. 111
TABLE 7.11	Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil. 112
TABLE 8.1	Caractéristiques démographiques du groupe de participants. 121
TABLE 8.2	Résultats des tests de comparaison post-hoc de Wilcoxon de la performance de rappel en fonction du nombre de mots à rappeler. 125
TABLE 8.3	Résultats des tests de comparaison post-hoc de Wilcoxon de la taille de la pupille en fonction du nombre de mots à rappeler. 126

TABLE 8.4	Résultats des tests de Friedman pour les paramètres acoustiques prosodiques et de la forme du signal acoustique. 128
TABLE 8.5	Résultats des tests de Friedman pour les paramètres acoustiques spectraux (voyelle [a]). 129
TABLE 8.6	Résultats des tests de comparaison post-hoc de Wilcoxon des paramètres acoustiques significatifs en fonction du nombre de mots à rappeler. 130
TABLE 8.7	Coefficients de corrélations de Pearson entre la taille de la pupille standardisée et les paramètres acoustiques significatifs standardisés. 134
TABLE 9.1	Variation des paramètres acoustiques identifiés comme sensibles à l'état de somnolence et/ou à l'augmentation de la charge mentale. ↑ : augmentation ; ↓ : diminution. 140
TABLE 10.1	Revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés pour évaluer les effets de la somnolence consécutive à une privation totale ou partielle de sommeil sur la voix. 152
TABLE 10.1	Revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés pour évaluer les effets de la somnolence consécutive à une privation totale ou partielle de sommeil sur la voix (suite). 153
TABLE 10.1	Revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés pour évaluer les effets de la somnolence consécutive à une privation totale ou partielle de sommeil sur la voix (suite). 154
TABLE 10.2	Synthèse des variations des paramètres acoustiques lors de l'état de somnolence consécutif à une privation totale ou partielle de sommeil. 155
TABLE 10.3	Revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés pour évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale. 156
TABLE 10.3	Revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés pour évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale (suite). 157
TABLE 10.3	Revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés pour évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale (suite). 158
TABLE 10.4	Synthèse des variations des paramètres acoustiques lors de l'augmentation de la charge mentale. 159
TABLE 10.5	Revue détaillée des systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence utilisant le signal vocal. 160
TABLE 10.6	Revue détaillée des systèmes de reconnaissance automatique du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal. 161
TABLE 10.7	Fréquence d'occurrence dans la langue française et degré de familiarité des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots. 176
TABLE 10.7	Fréquence d'occurrence dans la langue française et degré de familiarité des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). 177

TABLE 10.7	Fréquence d'occurrence dans la langue française et degré de familiarité des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). 178
TABLE 10.7	Fréquence d'occurrence dans la langue française et degré de familiarité des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). 179
TABLE 10.7	Fréquence d'occurrence dans la langue française et degré de familiarité des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). 180
TABLE 10.8	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) des puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$ entre les régions du scalp (frontale, centrale, pariétale et occipitale) lors des phases « yeux fermés » et « yeux ouverts » du test de somnolence de Karolinska. 181
TABLE 10.9	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) des puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$ avant et après la privation totale de sommeil pour chaque région du scalp (frontale, centrale, pariétale et occipitale) lors des phases « yeux fermés » et « yeux ouverts » du test de somnolence de Karolinska. 182
TABLE 10.10	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et l'aire sous la courbe de la P300 entre les électrodes (Fz, Cz et Pz). 183
TABLE 10.11	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe de la P300 avant et après la privation totale de sommeil pour chaque électrode. 183
TABLE 10.12	Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe de la MMN sur l'électrode Fz entre les stimuli largement et faiblement « déviants ». 184
TABLE 10.13	Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]). 185
TABLE 10.13	Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). 186
TABLE 10.13	Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). 187
TABLE 10.13	Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). 188
TABLE 10.14	Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]). 189
TABLE 10.14	Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). 190
TABLE 10.14	Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). 191

TABLE 10.14	Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). 192
TABLE 10.15	Coefficients de corrélations de Pearson entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence ayant été sensibles à la privation totale de sommeil. 193
TABLE 10.16	Coefficients de corrélations de Pearson entre les indicateurs de l'état de somnolence ayant été sensibles à la privation totale de sommeil et les paramètres acoustiques significatifs. 194
TABLE 10.17	Coefficients de variation des paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique dans les conditions de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler »). 227
TABLE 10.18	Coefficients de variation des paramètres spectraux dans les conditions de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler »). 228
TABLE 10.18	Coefficients de variation des paramètres spectraux dans la condition de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler ») (suite). 229
TABLE 10.18	Coefficients de variation des paramètres spectraux dans la condition de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler ») (suite). 230
TABLE 10.18	Coefficients de variation des paramètres spectraux dans la condition de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler ») (suite). 231

---

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

---

---

### Aéronautique

---

IATA	<i>International Air Transport Association</i> – association internationale du transport aérien
CAA-NL	<i>Civil Aviation Authority of the Netherlands</i> – autorité de l’aviation civile néerlandaise
LAA	Laboratoire d’Anthropologie Appliquée
AFC	<i>Air France Consulting</i>
ONERA	Office National d’Étude et de Recherches Aérospatiales
ENAC	École Nationale de l’Aviation Civile
ISAE	Institut Supérieur de l’Aéronautique et de l’Espace
BEA	Bureau d’Enquêtes et d’Analyses
STARE	Sécurité et Transport Aérien-Risque fatiguE
SGS-RF	Système de Gestion de la Sécurité-Risque Fatigue
CMC	Court et Moyen-Courrier
LC	Long-Courrier
TLC	Très Long-Courrier
FMS	<i>Flight Monitoring System</i> – système de surveillance/gestion de vol
MATB	<i>Multi-Attribute-Task-Battery</i> – simulation de vol sur ordinateur

---

### Neurotransmetteurs

---

ACh	AcétylCholine
Glu	Glutamate
Asp	Aspartate
His	Histamine
NA	NorAdrénaline
DA	DopAmine
5-HT	Sérotonine
ADP	Adénosine DiPhosphate
ATP	Adénosine-5’-TriPhosphate
GABA	<i>Gamma-AminoButyric Acide</i> – acide $\Gamma$ -Aminobutyrique
MCH	<i>Melanin-Concentrating Hormone</i> – hormone concentrant la mélanine

---

**Système nerveux et noyaux cérébraux**


---

SNC	Système Nerveux Central
SNC	Système Nerveux Périphérique
MN	<i>Meynert Nucleus</i> – noyau de Meynert du télencéphale basal
TMN	<i>TuberoMammillary Nucleus</i> – noyau tubéro-mammillaire de l'hypothalamus postérieur
PPTg	<i>PedunculoPontine Tegmental nucleus</i> – noyau tegmental pédonculopontin
LDTg	<i>LateroDorsal Tegmental nucleus</i> – noyau tegmental dorsolateral
LC	Locus Coeruleus
DRN	<i>Dorsal Raphe Nucleus</i> – noyau dorsal du raphé
vPAG	<i>ventral PeriAqueductal Gray</i> – substance grise périaqueducale ventrale
LH	<i>Lateral Hypothalamus</i> – hypothalamus latéral
DMH	<i>DorsoMedial Hypothalamic nucleus</i> – noyau hypothalamique dorsomédial
VLPO	<i>Ventrolateral PreOptic nuclei</i> – noyaux ventrolatéral préoptique de l'hypothalamus
NSC	Noyaux Supra-Chiasmaticques
RHT	<i>RetinoHypothalamic Tract</i> – voie rétino-suprachiasmatique hypothalamique photique

---

**Mémoire**


---

MCT	Mémoire à Court Terme
MdT	Mémoire de Travail
MLT	Mémoire à Long Terme

---

**Échelles subjectives de la somnolence**


---

ESS	<i>Epworth Sleepiness Scale</i> – échelle de somnolence d'Epworth
SSS	<i>Stanford Sleepiness Scale</i> – échelle de somnolence de Stanford
KSS	<i>Karolinska Sleepiness Scale</i> – échelle de somnolence de Karolinska
VAS	<i>Visual Analogue Scale</i> – échelle visuelle analogique
POMS	<i>Profile of Mood States</i> – profil des états d'humeur
Thayer GA	<i>General Activation</i> – activation générale
Thayer DS	<i>Deactivation-Sleep</i> – tendance au sommeil
Thayer HA	<i>High Activation</i> – hyperactivation
Thayer GD	<i>General Deactivation</i> – hypoactivation
Thayer GA/DS	activation générale/hypoactivation = niveau d'éveil



---

**Échelles subjectives de la charge mentale**


---

NASA-TLX	<i>National Aeronautics and Space Administration Task Load index</i>
HQR	<i>cooper-Harper aircraft handling Qualities Rating scale</i> – échelle de Cooper-Harper
MCHS	<i>Modified Cooper-Harper Scale</i> – échelle de Cooper-Harper modifiée
BWS	<i>Bedford Workload Scale</i> – échelle de charge de travail de Bedford
SWAT	<i>Subjective Workload Assessment Technique</i>
ISA	<i>Instantaneous Self Assessment</i> – auto-évaluation instantanée

---

**Tests objectifs de la somnolence**


---

TILE	Test Itératif de Latence d'Endormissement
PVT	<i>Psychomotor Vigilance Task</i> – tâche de vigilance psychomotrice
TR	Temps de Réaction
KDT	<i>Karolinska Drowsiness Test</i> – test de somnolence de Karolinska
KDT « YF »	phase « Yeux Fermés » du test de somnolence de Karolinska
KDT « YO »	phase « Yeux Ouverts » du test de somnolence de Karolinska

---

**Techniques de neuro-imagerie**


---

EEG	ÉlectroEncéphaloGraphie
MEG	MagnétoEncéphaloGraphie
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> – Tomographie par Émission de Positons ou PET
fMRI	<i>functional Magnetic Resonance Imaging</i> – Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle ou IRMf
fNIRS	<i>functional Near InfraRed Spectroscopy</i> – Spectroscopie Proche InfraRouge fonctionnelle ou SPIRf
fTCD	<i>TransCranial Doppler sonography</i> – échographie Doppler TransCranienne fonctionnelle ou DTcf
PEs	Potentiels Évoqués
P300	composante évoquée P300
MMN	<i>MisMatch Negativity</i> – négativité de discordance
AUC	<i>Area Under the Curve</i> – aire sous la courbe

---

**Traitement du signal**


---

FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> – transformation de Fourier rapide
LPC	<i>Linear Prediction Coding</i> – codage par prédiction linéaire
DCT	<i>Discrete Cosine Transform</i> – transformation en cosinus discrète
PCA	<i>Principal Component Analysis</i> – Analyse en Composantes Principales ou ACP
ICA	<i>Independant Component Analysis</i> – Analyse en Composantes Indépendantes ou ACI
CCA	<i>Canonical Correlation Analysis</i> – Analyse des Corrélations Canoniques ou ACC

---

**Paramètres acoustiques**


---

F <sub>0</sub>	<i>fundamental frequency</i> – fréquence fondamentale
SD <sub>F<sub>0</sub></sub>	<i>Standard Deviation of F<sub>0</sub></i> – écart type de F <sub>0</sub>
CoV	Coefficient de Variation
RAP	<i>Relative Average Perturbation</i>
PPQ <sub>5</sub>	<i>Five-point Period Perturbation Quotient</i>
DDP	<i>Difference of Differences of Periods</i>
APQ	<i>Amplitude Perturbation Quotient</i>
DDA	<i>Difference of Difference of Amplitude</i>
F <sub>mod</sub>	Fréquence de modulation des maxima d'amplitude
N	Nombre de périodes
DAL	<i>Digital Amplitude Lenght</i> – longueur euclidienne du signal
HNR	<i>Harmonic-to-Noise Ratio</i> – rapport de l'énergie des harmoniques sur l'énergie du bruit
NHR	<i>Noise-to-Harmonic Ratio</i> – rapport de l'énergie du bruit sur l'énergie des harmoniques
VTI	<i>Voice Turbulence Index</i> – index de turbulence dans la voix
SPI	<i>Soft Phonation Index</i> – index de phonation
SD <sub>HNR</sub>	<i>Standard Deviation of HNR</i> – écart type du HNR
F <sub>i</sub>	fréquence du ième formant
SD <sub>F<sub>i</sub></sub>	<i>Standard Deviation of F<sub>i</sub></i> – écart type de la fréquence du ième formant
SCG	<i>Spectral Center of Gravity</i> – centre de gravité spectral
SKE	<i>SKEwness</i> – coefficient d'asymétrie
KUR	<i>KURtosis</i> – coefficient d'aplatissement
ED	<i>Energy Difference</i> – différence d'énergie
EBF	<i>Energy Balance Frequency</i> – fréquence d'équilibre énergétique

ST	<i>Spectral Tilt</i> – pente spectrale
MFCC	<i>Mel-Frequency Cepstral Coefficients</i> – coefficients cepstraux à échelle Mel

---

### Classification

---

score RR	score <i>Recognition Rate</i> : $\frac{\text{nombre d'éléments bien reconnus}}{\text{nombre total d'éléments}}$
score CL	score <i>Class-Wise</i> : moyenne du pourcentage de bonne reconnaissance pour chaque classe
ANN	<i>Artificial Neural Network</i> – réseau artificiel de neurones
HMM	<i>Hidden Markov Model</i> – modèle de Markov caché
GMM	<i>Gaussian Mixture Model</i> – modèle de mélanges gaussiens
MLP	<i>Multi Layer Perceptron</i> – perceptron multicouche
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis</i> – analyses discriminantes linéaires
SVM	<i>Support Vector Machines</i> – machines à vecteurs de support
kNN	<i>k-Nearest Neighbor</i> – méthode des k plus proches voisins
DT	<i>Decision Tree</i> – arbre de décision
NB	<i>Naive Bayes</i> – méthode bayésienne naïve
LR	<i>Logistic Regression</i> – régression logistique
RL	<i>Rule Learner</i> – règle d'apprentissage
RBF	<i>Radial Basis Function</i> – réseau à fonction de base radiale
LB	<i>Logistic Base</i> – base logistique
FRL	<i>Fuzzy Lattice Reasoning</i> – réseau à logique floue
BN	<i>Bayesian Network</i> – réseau bayésien

---

### Autre

---

PTS	Privation Totale de Sommeil
-----	-----------------------------



**Cosette** - « Quand on entend les voix qu'on aime, on n'a pas besoin de comprendre les mots qu'elles disent. Être là ensemble, c'est tout ce que je veux. »

*Victor Hugo, Les Misérables - Tome V - Jean Valjean*



---

## CADRE GÉNÉRAL DE LA THÈSE

---

Le taux mondial d'accidents aériens (mesuré en pertes de coques par million de vols) est actuellement de 0.23, ce qui représente 1 accident pour 4.4 millions de vols (chiffre *International Air Transport Association* [IATA] 2014, rapport 2015). Même si ce taux reste stable et donc très faible, compte tenu de l'augmentation du trafic aérien qui est d'environ de 4.6 % par an, nous pourrions assister à l'horizon 2020 à une catastrophe aérienne par semaine (estimation Boeing). Environ 70 à 80 % des accidents aériens ont pour cause – au moins en partie – l'erreur humaine (Shappell & Wiegmann, 1996; Salas, Maurino, & Curtis, 2010), les systèmes technologiques devenant de plus en plus performants. L'erreur humaine peut survenir lors de la gestion du trafic aérien ou de l'entretien de l'aéronef. Néanmoins, les erreurs lors des opérations en vol, c'est-à-dire lors du pilotage, sont les plus fréquentes. Ainsi, durant la période 1993-2007, 46 % des facteurs qui ont contribué à des accidents mortels étaient liés aux membres d'équipage présents dans le cockpit (*Civil aviation safety data 1993-2007, 2008*). Parmi ces facteurs humains, l'altération de l'état psychologique ou physiologique des pilotes joue un rôle déterminant. Plus précisément, l'état de somnolence ainsi que des niveaux de charge mentale inadéquats (trop faible ou trop élevé) au cours des vols peuvent contribuer à l'apparition des erreurs de pilotage.

Dans le domaine aéronautique, la « somnolence » – parfois nommée « fatigue »<sup>1</sup> – est considérée comme un risque pour la sécurité : elle peut conduire à des erreurs provoquant des accidents. Des périodes de diminution du niveau d'éveil ainsi que des épisodes spontanés et incontrôlés de sommeil susceptibles de dégrader les performances sont fréquents en vol (Cabon, Coblentz, Mollard, & Fouillot, 1993; Rosekind et al., 1994; Samel, Wegmann, & Vejvoda, 1997; Wright & McGown, 2001; Bourgeois-Bougrine, Carbon, Gounelle, Mollard, & Coblentz, 2003). Pour preuve, la moitié des pilotes interrogés par Caldwell and Gilreath (2002) ont rapporté s'être déjà endormis durant le pilotage. Au cours de ces vingt dernières années, la somnolence a été identifiée comme facteur causal dans de nombreux incidents aériens (Caldwell, 2001) : elle serait impliquée – au moins en partie – dans 4 à 7 % des accidents d'avions civils (Kirsch, 1996; Caldwell, 2005) et dans 7.8 % des accidents d'avions de classe A<sup>2</sup> de l'US Air Force (Luna, 2003). Ce dernier chiffre atteindrait 25 % pour les opérations de nuit (période

---

<sup>1</sup> Il existe une réelle différence entre les concepts de « somnolence » et de « fatigue » (cf. Chapitre 2). Toutefois, dans le domaine aéronautique, la fatigue renvoie aux manifestations associées à la somnolence (ou tendance à l'assoupissement), mais également aux manifestations de type fatigue mentale et physique (*Sécurité du Transport Aérien et gestion du Risque fatiguE [STARE], 2010*). La plupart des travaux scientifiques menés dans le cadre du transport aérien ont traité de la dimension somnolence de la fatigue.

<sup>2</sup> Au moins un mort ou dégâts > 1 million de dollars.

1974-1992, Ramsey & McGlohn, 1997). De nombreuses études ont établi que la somnolence est influencée de manière dynamique par la rythmicité endogène circadienne (rythme circadien) et par le besoin de sommeil (rythme homéostatique). Ces deux processus interagissent de façon non linéaire et déterminent le moment, la durée et le degré de la somnolence. Les conditions de travail très atypiques des pilotes (i. e., horaires de travail irréguliers, vols de nuit, vols transmériidiens, longues périodes de services, services du matin ou du soir, services successifs sans repos suffisant et charge de travail élevée) perturbent les rythmes circadiens et réduisent les périodes de sommeil. Ces perturbations favorisent l'émergence de la somnolence en vol qui, à son tour, dégrade les performances. Par ailleurs, piloter un avion est une tâche extrêmement complexe. L'énorme quantité d'informations que les pilotes doivent traiter en très peu de temps – notamment lors des phases de décollage et d'atterrissage – exige des capacités cognitives élevées. Or, le système cognitif humain est un système de traitement de l'information à capacité limitée (G. A. Miller, 1956). Lorsque les demandes de la tâche de pilotage excèdent les capacités du pilote, c'est-à-dire lorsque la charge mentale devient trop élevée (surcharge mentale), les performances se dégradent et les erreurs commencent à apparaître avec parfois des conséquences catastrophiques (Wilson, 2002). De très faibles niveaux de charge mentale (sous-charge mentale), par exemple lors des phases calmes de vol (i. e., croisière), sont également associés à l'augmentation des erreurs de pilotage en raison de la difficulté des pilotes à maintenir leur niveau de vigilance et à traiter toutes les informations pertinentes (De Rivécourt, Kuperus, Post, & Mulder, 2008). Forte de ces constats, la mise en œuvre de méthodes de détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale des pilotes serait un important progrès pour la sécurité du transport aérien.

De nombreuses mesures sont utilisées afin d'apprécier l'état de somnolence ou le niveau de charge mentale d'une personne. Elles peuvent être classées en trois catégories : (1) les mesures subjectives qui utilisent des échelles et des questionnaires d'auto-évaluation, (2) les mesures basées sur les performances et (3) les mesures qui reposent sur l'enregistrement d'indicateurs physiologiques qui covarient avec les changements de l'état de somnolence ou de charge mentale. Ces mesures présentent une sensibilité et une sélectivité différentes à la somnolence ou à la charge mentale. Certaines d'entre elles sont invasives, coûteuses ou ne permettent pas d'évaluer en temps réel le niveau d'éveil ou de charge mentale de l'individu. La voix humaine pourrait représenter un support particulièrement intéressant de l'état de somnolence et/ou de la charge mentale. Elle est le siège d'expressions verbales non linguistiques qui traduisent l'état psychologique et/ou physiologique d'une personne. Le signal vocal peut être facilement enregistré dans de nombreuses situations de la vie quotidienne en utilisant un équipement qui est relativement peu coûteux et facile à mettre en place. En outre, l'enregistrement en continu de la voix peut être non-invasif. Au vu de ces éléments, l'approche acoustique semble particulièrement adaptée aux professions qui requièrent une communication permanente via une chaîne électro-acoustique, comme le métier de pilote d'avion. L'objectif de cette thèse est de déterminer si la voix humaine (i. e., le signal vocal) peut permettre de détecter d'une part, l'état de somnolence et d'autre part, le niveau de charge mentale d'un individu.

Les Chapitres 2 et 3 de la thèse proposent une revue générale des connaissances sur la somnolence et la charge mentale. Ils permettront de définir ce que sont la somnolence et la charge mentale puis d'identifier les principaux facteurs à l'origine de ces deux phénomènes chez les pilotes d'avion. Dans le Chapitre 4, les différentes méthodes de mesures de la somnolence et de la charge mentale sont présentées. Les mesures subjectives seront distinguées des mesures



de performances et des mesures physiologiques, en discutant de leurs avantages et de leurs inconvénients respectifs d'un point de vue général et plus spécifiquement dans le contexte du pilotage. Le Chapitre 5 est consacré à la voix humaine. Pour commencer, les mécanismes ainsi que les différentes structures anatomiques impliquées dans la production de la voix seront décrits. L'analyse du signal vocal sera par la suite traitée d'un point de vue acoustique puis une synthèse des travaux sur le signal vocal comme indicateur de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale est proposée. Le Chapitre 6 présente les objectifs de la thèse et sera suivi de deux autres, relatifs aux deux études expérimentales de la thèse. La première (Chapitre 7) évalue les modifications du signal vocal lors d'une privation totale de sommeil ainsi que les relations entre ces modifications et les variations d'indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence. La seconde étude (Chapitre 8) analyse les modifications des caractéristiques acoustiques lors de l'augmentation de la charge mentale au cours d'une tâche de mémoire ainsi que les relations entre ces modifications et les variations d'un indicateur objectif de la charge mentale : la taille de la pupille. Le Chapitre 9 s'attache à opérer la synthèse des résultats expérimentaux et discute de l'utilisation de la voix humaine pour la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale.



---

## SOMNOLENCE

---

La « somnolence » est un phénomène multidimensionnel complexe pour lequel il n'existe pas de consensus quant à sa définition. Il suffit d'observer la pluralité des termes anglais qui font référence au concept de somnolence : *sleepiness, drowsiness, somnolence, sleep propensity, fatigue, tiredness, the ability to fall asleep, sleepability, the ability to stay awake, objective sleepiness, subjective sleepiness* ou *manifest sleepiness* (M. Johns, 1998). Ces différents termes sont souvent utilisés de manière interchangeable, ce qui ne permet pas de définir de manière claire et précise ce qu'est la somnolence. Comme le soulignent Shen, Barbera, and Shapiro (2006, p.64), les définitions de la somnolence « *are at best operational definitions, conceptualized so as to produce specific assessment instruments for particular aspects of an otherwise heterogeneous phenomenon* ».

Afin d'introduire ce chapitre consacré à la somnolence chez les pilotes, une brève synthèse des définitions les plus utilisées actuellement dans la littérature scientifique est proposée. Les deuxième et troisième parties présentent respectivement les mécanismes neurobiologiques de régulation des états de veille et de sommeil et les différents modèles de régulation de la somnolence. La quatrième partie identifie les facteurs de travail qui interagissent avec la somnolence. La dernière partie expose les conditions de travail des pilotes, qui favorisent l'état de somnolence en vol.

### 2.1 DÉFINITION

Dans le but de clarifier la notion complexe de somnolence, des classifications des différents types de somnolence ont été proposées. Certains auteurs distinguent la somnolence « normale » de la somnolence « pathologique », la première résultant de la rythmicité circadienne, la seconde d'une perturbation du sommeil (Moldofsky, 1992). La somnolence « pathologique » a elle-même été dissociée en somnolence « occasionnelle », résultat d'un facteur déclenchant bien identifié (i. e., décalage horaire ou privation aigüe de sommeil), et somnolence « habituelle », consécutive à un trouble du sommeil (i. e., syndrome d'apnées du sommeil, narcolepsie). D'autres auteurs distinguent la somnolence « optionnelle » de la somnolence « excessive ». La première correspond à la facilité à s'endormir dans des situations socialement acceptables, tandis que la seconde apparaîtrait dans un moment où le sujet est normalement supposé être éveillé ou voudrait l'être (Carskadon & Dement, 1982 ; Krieger, Zamagni, Sforza, Petiau, & Trautmann, 1996). Enfin, la distinction la plus fréquemment utilisée est celle entre somnolence « objective » (i. e., la propension au sommeil telle que définie ci-dessous) et som-

nolence « subjective » qui fait référence à la perception subjective des signaux liés au besoin de dormir.

La propension au sommeil (« *objective sleepiness* ») fait référence à la tendance physiologique d'un individu à s'endormir à un moment donné (Carskadon & Dement, 1982 ; M. Johns, 1998), c'est-à-dire à un « *physiological drive to fall asleep* » (Dement & Carskadon, 1982). Dans ce contexte, la somnolence reflète un besoin de sommeil, tout comme la faim traduit un besoin de manger. Cette définition est basée sur l'un des tout premiers tests standardisés utilisés en clinique pour le diagnostic de la « somnolence diurne excessive » associée à certaines pathologies du sommeil (e. g., syndrome d'apnée obstructive du sommeil) : le test itératif de latence d'endormissement (TILE). Dans ce test, le niveau de somnolence est déterminé en utilisant comme indicateur la vitesse à laquelle le sujet va s'endormir (latence d'endormissement). L'utilisation de cet indicateur fait de la somnolence un phénomène comportemental et physiologique facilement observable de l'acte de s'endormir.

La propension au sommeil (ou « *sleepiness* ») se distingue de la somnolence telle qu'elle est définie par les termes anglais « *somnolence* » ou « *drowsiness* ». Cette dernière correspond à la période de transition entre l'état d'éveil et de sommeil, c'est-à-dire une période durant laquelle le processus d'endormissement (« *sleep onset process* » ; Ogilvie, Wilkinson, & Allison, 1989 ; Ogilvie, 2001) a déjà commencé et est susceptible de conduire au sommeil. Cette période est généralement accompagnée de différents sentiments et signes, identifiés parfois par le terme de « somnolence subjective » (« *subjective sleepiness* » ; M. Johns, 1998 ; Shen et al., 2006). Dans cette perspective, le concept de somnolence est donc plus large que celui de la propension au sommeil (« *objective sleepiness* ») et traduit une expérience phénoménologique associée non seulement à la tendance à s'endormir mais aussi à d'autres signes tels qu'une baisse des performances psychomotrices et cognitives, un changement de l'humeur et de la motivation ou encore une sensation de fatigue (Cluydts, De Valck, Verstraeten, & Theys, 2002 ; Shen et al., 2006).

Il est essentiel de rappeler que la somnolence ne doit pas être confondue, comme c'est souvent le cas dans le langage courant, avec la fatigue. Une des raisons est que certaines caractéristiques de la fatigue et de la somnolence peuvent se chevaucher (Shen et al., 2006). La fatigue est un symptôme qui accompagne généralement l'expérience « subjective » de la somnolence. De plus, « les modèles "veille-sommeil" permettent d'expliquer la somnolence comme un déséquilibre ou un dysfonctionnement des systèmes (primaires ou secondaires) veille/sommeil. Il s'agit là d'un prérequis nécessaire et suffisant. La fatigue peut aussi en être le résultat, mais pas nécessairement. » (Haba-Rubio & Krieger, 2011, p.10). De façon générale, la fatigue peut être définie comme « un sentiment d'épuisement ou de manque d'énergie associé à une diminution des capacités physiques et/ou mentales, entraînant des difficultés pour effectuer des activités usuelles de la vie courante » (Haba-Rubio & Krieger, 2011, p.10). Elle peut être de nature physiologique/physique (e. g., fatigue musculaire) ou psychologique (e. g., fatigue nerveuse). Cette sensation d'affaiblissement physique ou psychique apparaît le plus souvent à la suite d'un effort soutenu qui dure dans le temps. Le moyen de lutter contre la fatigue (physique ou mentale) est l'arrêt de l'activité, suivi d'une période de repos, et pas nécessairement d'une période de sommeil.

Il n'existe pas à ce jour de définition universelle de la somnolence recouvrant la complexité de ce phénomène. Néanmoins, des études – notamment chez l'animal – ont permis de mieux

comprendre les mécanismes neurobiologiques de régulation des états de veille-sommeil et de la somnolence. De nouveaux concepts et modèles permettent de mieux appréhender les différents aspects de la somnolence.

## 2.2 MÉCANISMES NEUROBIOLOGIQUES DE RÉGULATION DES ÉTATS DE VEILLE ET DE SOMMEIL

### 2.2.1 Réseau exécutif de l'éveil

L'éveil est dépendant d'un « réseau exécutif de l'éveil » (ou « système activateur ascendant ») présenté dans la Figure 2.1 (A). Ce réseau est constitué de nombreuses structures distinctes qui se projettent – directement ou indirectement – sur l'ensemble du cortex cérébral et module ainsi son niveau d'activité, autrement dit son niveau d'excitation/éveil cortical (*cortical arousal*). Cette activité est médiée par divers neurotransmetteurs excitateurs tels que l'acétylcholine (ACh), le glutamate (Glu), l'aspartate (Asp), l'histamine (His), la noradrénaline (NA), la dopamine (DA) et la sérotonine (5-HT), ainsi que par des neurotransmetteurs inhibiteurs dont l'acide  $\Gamma$ -aminobutyrique (GABA). Les structures impliquées dans le maintien de l'éveil sont le noyau de Meynert du télencéphale basal (*Meynert Nucleus* ou MN, neurones à ACh et GABA), le système diffus thalamique (neurones thalamiques intralaminaires à Glu/Asp), le noyau tubéro-mammillaire de l'hypothalamus postérieur (*TuberoMammillary Nucleus* ou TMN, neurones à His), les noyaux tegmental pédonculopontin (*PedunculoPontine Tegmental nucleus* ou PPTg, neurones à ACh) et latérodorsal (*LateroDorsal Tegmental nucleus* ou LDTg, neurones à ACh), la formation réticulée mésencéphalique (neurones à ACh et Glu/Asp), le noyau réticulé bulbaire magnocellulaire (neurones à ACh et Glu/Asp), le locus coeruleus pontique (LC, neurones à NA), le noyau dorsal du raphé (*Dorsal Raphe Nucleus* ou DRN, neurones à 5-HT) et la substance grise périaqueducule ventrale (*ventral PeriAqueductal Gray* ou vPAG, neurones à DA). Toutes ces structures peuvent être regroupées en deux voies ayant pour origine les noyaux réticulés bulbaires magnocellulaires : la voie réticulo-thalamo-corticale (ou dorsale) et la voie réticulo-hypothalamo-corticale (ou ventrale). Les neurones de la voie dorsale sont localisés dans la formation réticulée mésencéphalique et les noyaux mésopontins cholinergiques (PPTg et LDTg). Ces neurones, qui libèrent principalement de l'ACh, projettent indirectement sur le cortex cérébral, via les neurones glutamatergiques des noyaux intralaminaires du thalamus. Les neurones de la voie ventrale sont localisés dans le LC, le DRN, la vPAG, le TMN et le télencéphale basal. Ils libèrent de l'ACh et des monoamines tels que la NA, la 5-HT, la DA et l'His. Ils projettent directement sur le cortex cérébral et sur les neurones moteurs. L'activité du réseau exécutif de l'éveil est modulée par un neurotransmetteur mis en évidence par De Lecea et al. (1998), les hypocrétines (hcrt, aussi appelées orexines). Les neurones à hypocrétines sont localisés dans l'hypothalamus latéral (*Lateral Hypothalamus* ou LH) et projettent de manière diffuse dans le système nerveux central, notamment dans les structures monoaminergiques associées au cycle veille/sommeil (LC, TMN, DRN et vPAG ; Peyron et al., 1998). Leur fonction excitatrice facilite le maintien de l'éveil en coordonnant la libération des neurotransmetteurs monoaminergiques, particulièrement de la NA synthétisée dans le LC. L'administration intra-cérébro-ventriculaire d'hypocrétine provoque chez le rat un état d'éveil en agissant sur les neurones noradrénergiques du LC. L'activité

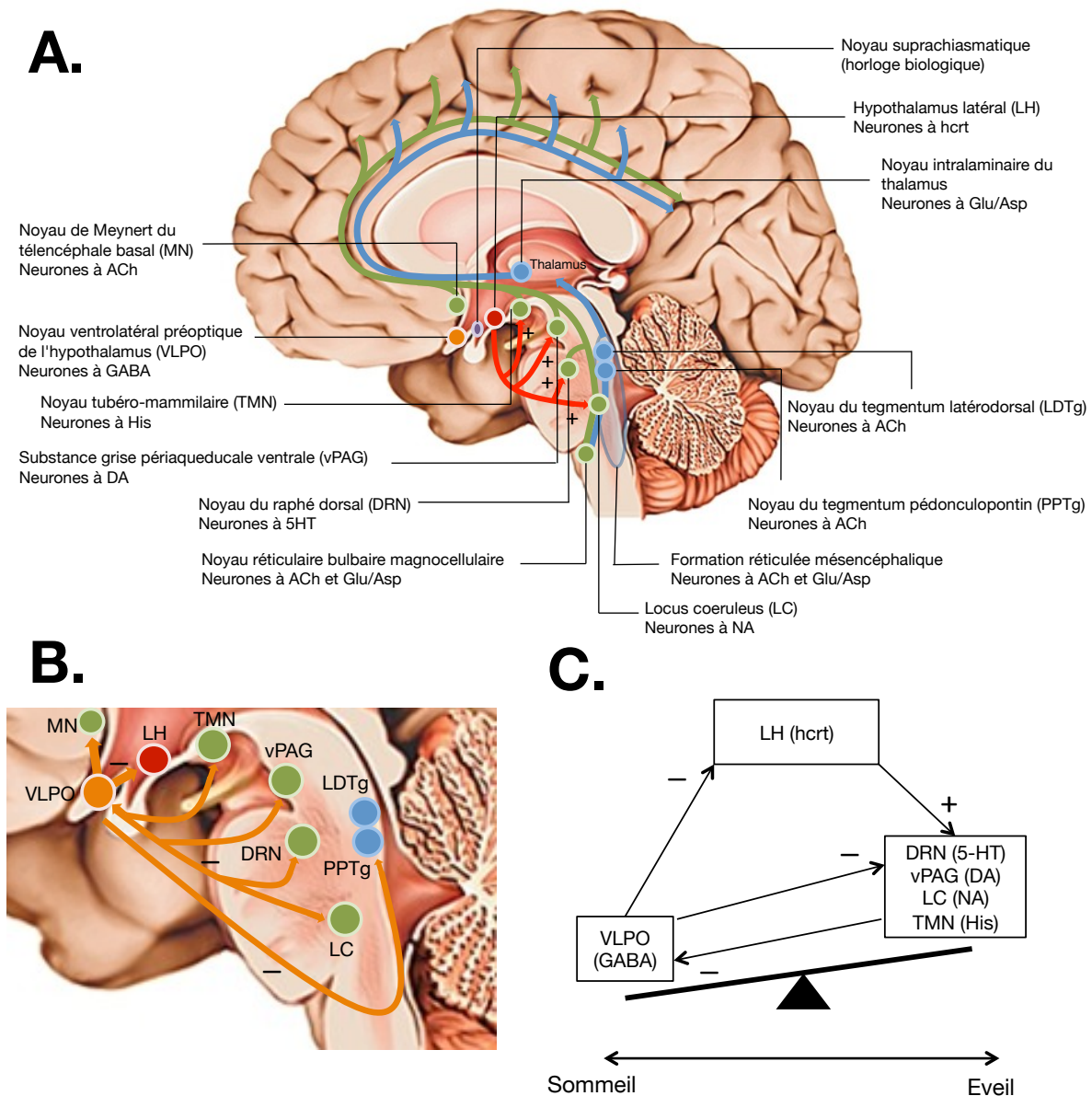


FIGURE 2.1: **A.** Illustration schématique du « réseau exécutif de l'éveil ». Ce réseau se décompose en deux voies : la voie réticulo-thalamo-corticale ou dorsale (en bleu) et la voie réticulo-hypothalamo-corticale ou ventrale (en vert) qui innervent le cortex cérébral. L'activité des structures monoaminergiques impliquées dans l'éveil (le TMN, le LC, le DRN et la vPAG) est coordonnée par les neurones excitateurs hypocretinergiques du LH (en rouge). **B.** Le VLPO projette sur de nombreuses structures impliquées dans le maintien de l'éveil : le TMN, le LC, le DRN, la vPAG, le LH, le MN, le LDTg et le PPTg. Les neurones du VLPO libèrent du GABA qui inhibe l'activité des structures monoaminergiques et hypocretinergiques (en orange). Le VLPO reçoit en retour de nombreuses afférences inhibitrices des noyaux monoaminergiques. **C.** Modèle de bascule (*flip flop*) entre l'éveil et le sommeil. ACh : acétylcholine ; Asp : aspartate ; Glu : glutamate ; His : histamine ; NA : noradrénaline ; DA : dopamine ; 5-HT : sérotonine ; GABA : acide  $\Gamma$ -aminobutyrique ; hcr : hypocretine ; - : projections inhibitrices ; + : projections excitatrices. Adaptée de Saper et al. (2005, 2010).



des neurones hypocrétinergiques est également élevée pendant l'éveil et diminue durant le sommeil (M. G. Lee, 2005). À l'inverse, une dégénérescence des neurones à hypocrétine chez l'homme s'accompagne d'une augmentation de la somnolence. Les études neurochimiques et électrophysiologiques ont permis de montrer que le maintien de l'éveil ne dépend donc pas de l'efficacité d'un seul système mais d'un réseau constitué de multiples structures en étroites connexions les unes avec les autres.

### 2.2.2 *Le VLPO : acteur majeur de l'endormissement*

On a longtemps pensé que l'endormissement était un phénomène passif (Fabre, Adrien, Bonnavion, & Hamon, 2011), c'est-à-dire le résultat de la désactivation des systèmes de l'éveil. Les recherches de ces dernières années montrent que l'endormissement dépend de l'activation spécifique de « neurones du sommeil », notamment ceux de la zone ventrale de l'aire préoptique (*Ventrolateral PreOptic* ou VLPO), qui participent à la désactivation des structures de l'éveil. La décharge des neurones du VLPO est minimale durant l'éveil et augmente juste avant ou en association avec la synchronisation électrique corticale caractéristique du sommeil lent (Szymusiak, Alam, Steininger, & McGinty, 1998). Les neurones du VLPO sont principalement de type GABAergiques (inhibiteurs). Ils se projettent sur de nombreuses structures cérébrales impliquées dans l'éveil [le TMN (Sherin, Shiromani, McCarley, & Saper, 1996), le DRN et le LC (Steininger, Gong, McGinty, & Szymusiak, 2001), le MN (Cullinan & Záborszky, 1991), les LDTg et PPTg (Saper, Chou, & Scammell, 2001) et les neurones hypocrétinergiques du LH (Yoshida, McCormack, España, Crocker, & Scammell, 2006); cf. Figure 2.1, B]. Le VLPO, qui reçoit en retour de nombreuses afférences des noyaux monoaminergiques et du TMN, est inhibé par l'ACH, la NA et la 5-HT (Gallopín et al., 2000). Des études récentes mettent également en évidence la participation des interneurons GABAergiques du cortex cérébral dans la promotion du sommeil lent (Kilduff, Cauli, & Gerashchenko, 2011).

### 2.2.3 *Modèle dynamique de la somnolence*

Le modèle actuel qui permet d'expliquer l'apparition de la somnolence (cf. Figure 2.1, C) s'appuie sur l'interaction inhibitrice réciproque entre les systèmes de l'éveil (neurones monoaminergiques et hypocrétinergiques) et du sommeil (neurones GABAergiques du VLPO). L'activité neuronale de l'un des systèmes inhibe celle de l'autre, ce qui conduit à la désinhibition de sa propre activité (rétrocontrôle positif). Lors de l'endormissement, les neurones du VLPO s'activent fortement, ce qui conduit à l'inhibition des structures de l'éveil ainsi qu'à la levée de sa propre inhibition, renforçant alors l'endormissement. À l'inverse, le maintien de l'éveil nécessite l'inhibition des neurones du VLPO pendant que l'activité des structures de l'éveil est maximale, par exemple lors de stimulations sensorielles issues de l'environnement. Ce modèle est assimilable à un système d'interrupteur électrique à deux positions (*flip-flop switch*) : la position « allumé » correspond à l'éveil alors que la position « éteint » correspond au sommeil. Ce modèle de transition veille/sommeil, qui considère les neurones du VLPO comme les principaux acteurs de l'apparition de la somnolence et du déclenchement du sommeil, prédomine toujours à l'heure actuelle (Saper et al., 2010). Toutefois, d'autres « neurones du

sommeil » qui sécrètent l'hormone concentrant la mélanine (*Melanin-Concentrating Hormone* ou MCH; [Hassani, Lee, & Jones, 2009](#)) ont récemment été identifiés comme jouant un rôle central dans la promotion et la stabilisation du sommeil ([Blouin et al., 2013](#); [Konadhode et al., 2013](#); [Jego et al., 2013](#); [Konadhode, Pelluru, & Shiromani, 2015](#)). Les neurones à MCH sont localisés dans la zona incerta ainsi que dans l'hypothalamus latéral et dorsomédial. Chez le rat, leur activité est faible durant l'éveil, augmente durant le sommeil non-paradoxal – aussi appelé sommeil non-REM (pour non-*Rapid Eye Mouvement*) – et atteint son paroxysme durant le sommeil REM ([Hassani et al., 2009](#)). Contrairement à leurs voisins orexinergiques qui contribuent à l'éveil, les neurones à MCH favoriseraient le sommeil en inhibant les principales structures de l'éveil (MN, TMN, LC, vPAG et DRN) ainsi que les neurones à hcrt – ce qui diminue l'activité des neurones de l'éveil en aval. Ainsi, les neurones MCH œuvreraient avec ceux du VLPO dans l'apparition de la somnolence puis du sommeil. Néanmoins, l'interaction entre les neurones MCH et les orexines doit encore être précisée.

Dès lors, la question qui se pose concerne les raisons pour lesquelles l'organisme va activer à un moment précis les neurones GABAergiques du VLPO – et/ou à MCH de l'hypothalamus – qui favorisent le sommeil, et/ou désactiver les neurones des structures qui favorisent l'éveil. Dans cette perspective, les processus neurobiologiques responsables de l'alternance veille-sommeil et donc de la régulation de la somnolence sont abordés dans la partie suivante.

## 2.3 MODÈLE DE RÉGULATION DE LA SOMNOLENCE

Le modèle de régulation de la somnolence s'appuie principalement sur les modèles de régulation de l'alternance des états d'éveil et de sommeil de [Borbély \(1982\)](#) et de [M. Johns \(1998\)](#).

### 2.3.1 *Modèle à 2 et 3 processus*

Le modèle à deux processus développé par [Borbély \(1982\)](#) est le plus utilisé à ce jour pour expliquer la régulation des états de veille et de sommeil. Les supports empiriques de ce modèle ont été obtenus dans de nombreuses études avec des mesures subjectives, de performances et physiologiques de l'état de somnolence. Ces mesures ont été sensibles à la fois au moment de la journée et aux privations de sommeil ([Casagrande, Violani, Curcio, & Bertini, 1997](#); [Dijk, Brunner, Beersma, & Borbély, 1990](#)). Ces résultats suggèrent que la transition de l'état d'éveil à celui de sommeil (i. e., somnolence) est régie par l'action conjuguée de deux processus indépendants, entretenant toutefois des liens très étroits : un processus circadien rythmique et un processus homéostatique monotone.

#### 2.3.1.1 *Processus circadien*

La plupart des organismes vivants montrent des fluctuations de nombreux paramètres biochimiques, physiologiques et comportementaux cycliques tout au long des 24 h d'une journée : variation de la température corporelle, de l'appétit, des sécrétions hormonales (i. e., mélatonine, cortisol, etc.) ou encore métaboliques. Ces variations sont dites circadiennes. Le cycle



veille-sommeil est particulièrement important car il détermine les moments de faible et de forte propension au sommeil. Il est régulé par l'horloge biologique interne du cerveau : les noyaux supra-chiasmiques (NSC) de l'hypothalamus. Les NSC sont les oscillateurs centraux de l'horloge biologique, c'est-à-dire les générateurs fondamentaux de nombreux rythmes biologiques et comportementaux (e. g., cycle veille-sommeil, température, etc.). Ils sont constitués d'environ 20000 neurones (les plus petits du cerveau, < 10 µm) qui ont une activité biochimique et électrique spontanée. En l'absence de toute information extérieure, les NSC fonctionnent sur une période d'environ 24.2 h (Czeisler, 1999). Cette activité rythmique spontanée est sous la dépendance de nombreux gènes « horloges » qui interagissent entre eux pour former plusieurs boucles d'autorégulation au niveau transcriptionnel et post-traductionnel. Elle est synchronisée sur 24 h par des synchroniseurs exogènes et endogènes, appelés « donneurs de temps » (en allemand « *zeitgeber* »). Nous trouvons parmi les synchroniseurs exogènes l'heure de prise de repas, l'activité physique, la température ambiante, etc. Le synchroniseur exogène le plus puissant reste néanmoins la lumière, c'est-à-dire les variations d'intensité lumineuse. Les stimulations lumineuses sont captées et acheminées directement aux NSC par l'intermédiaire de la voie rétino-suprachiasmique hypothalamique photique (*RetinoHypothalamic Tract* ou RHT) et par une voie indirecte via les feuillets intergénéculés latéraux thalamiques (Hattar, 2002). D'autres facteurs non photiques (e. g., neuromédiateurs, hormones) participent également à la synchronisation des NSC. Par ailleurs, les NSC inhibent – via une voie polyneuronale complexe – l'activité de la glande pinéale (ou épiphyse) qui sécrète l'hormone du sommeil : la mélatonine. Sa sécrétion est dépendante de l'activité des NSC, et donc de la lumière, ce qui explique la diminution de sa production durant la journée et son augmentation la nuit (pic circadien vers 4 h). La mélatonine est un synchroniseur endogène qui indique par sa présence (ou son absence) une période nocturne (ou diurne) à l'ensemble de l'organisme. Elle régule l'activité des NSC – donc sa propre libération – sur une période de 24 h, via une boucle de rétrocontrôle. Elle synchronise la plupart des rythmes biologiques circadiens sur 24 h, notamment le rythme veille-sommeil. La fonction des NSC dans l'apparition du sommeil n'est pas encore totalement élucidée, les NSC projetant relativement peu sur les structures majeures du sommeil et de l'éveil (VLPO et LH). Néanmoins, il semblerait que les NSC soient en capacité d'inhiber les neurones GABAergiques du VLPO par l'intermédiaire de la zone subparaventriculaire ventrale puis du noyau hypothalamique dorsomédial (*DorsoMedial Hypothalamic nucleus* ou DMH) qui envoient des efférences inhibitrices GABAergiques sur le VLPO (Saper et al., 2005). Le DMH envoie également des efférences excitatrices glutamatergiques vers les neurones hypocrétinergiques du LH (Chou et al., 2003).

### 2.3.1.2 *Processus homéostatique*

Le processus homéostatique représente le besoin de sommeil qui augmente de manière exponentielle avec :

1. l'augmentation de la durée de la période de veille : plus nous restons éveillés et plus la pression du sommeil augmente ;
2. une quantité insuffisante de sommeil lors de la dernière période de sommeil ou des dernières périodes consécutives de sommeil ;

3. une perturbation de la qualité du sommeil lors de la dernière période de sommeil ou des dernières périodes consécutives de sommeil.

Les mécanismes impliqués dans le processus homéostatique sont encore débattus et les structures anatomiques impliquées pourraient être diffuses (Dijk & Lockley, 2002). Néanmoins, il semblerait que l'augmentation de la pression du sommeil durant l'éveil soit due à l'accumulation de substances hypnogènes, notamment l'adénosine diphosphate (ADP). L'ADP est un produit de la dégradation de l'adénosine triphosphate (ATP). Durant l'éveil, l'importante activité des neurones provoque une forte consommation d'ATP. L'ATP, en se dégradant, va produire de l'ADP. L'ADP pourrait inhiber l'activité des systèmes d'éveil cholinergique, notamment du télencéphale basal et du tronc cérébral (noyaux mésopotins cholinergiques) et à l'inverse exciter les neurones du VLPO (Gallopín et al., 2005) impliqués dans le déclenchement du sommeil.

#### 2.3.1.3 *Processus d'inertie du sommeil*

Une extension du modèle à deux processus de régulation veille-sommeil de Borbély a été proposée par Folkard and Akerstedt (1987) et stipule qu'un troisième processus, le processus d'inertie du sommeil, contribue à la somnolence. Ce phénomène a été décrit pour la première fois dans les années 1960 par Jeanneret and Webb (1963) et correspond à un phénomène de somnolence, d'hypovigilance et de diminution des performances transitoires immédiatement après le réveil (Muzet, Nicolas, Tassi, Dewasmes, & Bonneau, 1995). L'inertie du sommeil provoque un ralentissement temporaire des temps de réponse, une diminution de la précision et des capacités attentionnelles (Tassi & Muzet, 2000). La durée, l'intensité et les conséquences de l'inertie du sommeil sont dépendantes de nombreux facteurs tels que la durée et l'heure du sommeil, la qualité et la structure du sommeil, la durée de l'éveil qui précède le sommeil, la durée de la période de sommeil qui aura précédé l'éveil (ou privation de sommeil), le stade de sommeil au moment du réveil et du type de tâche utilisée pour mesurer les performances (Muzet et al., 1995). Il apparaît néanmoins que le facteur principal qui accroît le phénomène d'inertie du sommeil est la quantité de sommeil profond (stade 3 et 4) durant le sommeil. En conséquence, la privation de sommeil – qui provoque un rebond de sommeil profond – est également un facteur déterminant. L'intégration du phénomène d'inertie du sommeil a conduit les auteurs à ne plus parler de modèle à deux mais plutôt à trois processus de régulation de la somnolence (Akerstedt & Folkard, 1995).

#### 2.3.1.4 *Interaction processus circadien et homéostatique*

Les processus circadien et homéostatique interagissent en continu : ils génèrent des épisodes de sommeil ininterrompus d'environ 8 h et maintiennent des niveaux d'éveil relativement stables durant 16 h (cf. Figure 2.2). Ainsi, ils déterminent l'apparition des épisodes de somnolence ainsi que leur intensité et leur durée sur une période de 24 h. Le processus circadien – qui fournit le signal de l'éveil – s'oppose à la pression du sommeil imposée par le processus homéostatique durant la journée, alors que ces processus favorisent le sommeil durant la nuit, de telle façon qu'ils maintiennent la personne endormie pendant 7-8 h. Lorsqu'une personne se réveille vers 7 h, sa pression du sommeil est faible alors que la pression circadienne augmente

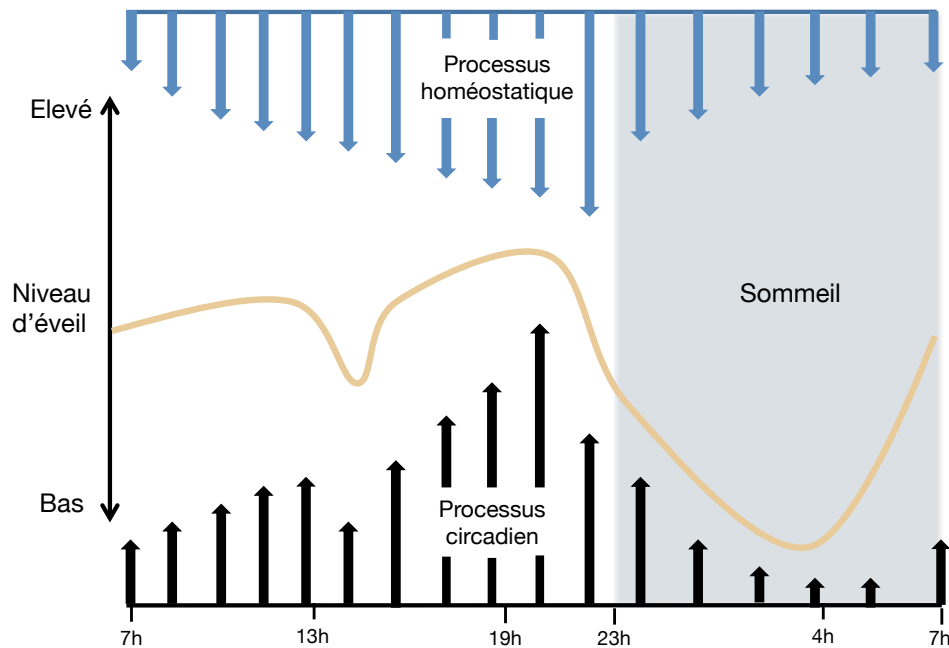


FIGURE 2.2: Représentation schématique de l'interaction entre les processus homéostatique et circadien. Le processus homéostatique détermine la pression du sommeil qui augmente avec la durée de la veille alors que le processus circadien module la pression de l'éveil sur un rythme de 24 h. Plus la flèche est longue, plus la pression (homéostatique ou circadienne) est importante. Adaptée de [Dijk and Edgar \(1999\)](#).

petit à petit. Avec l'allongement de la veille, la pression du sommeil augmente progressivement. Or, la pression circadienne continue également d'augmenter. Ces deux processus sont en opposition. Néanmoins, le processus circadien prend le pas sur le processus homéostatique, ce qui entraîne des niveaux relativement faibles de somnolence pendant environ 16 h. Une légère baisse de la pression circadienne est toutefois observée vers 13-14 h après le repas (creux postprandial) et peut conduire à un épisode de somnolence et/ou de sommeil. Vers 20 h, la pression circadienne commence à diminuer de manière importante alors que la pression du sommeil continue d'augmenter. L'individu devient alors de plus en plus somnolent. Lorsque la pression du sommeil prend le pas sur la pression circadienne, le sommeil est déclenché. Durant le sommeil, la pression du sommeil se dissipe. En parallèle, la pression circadienne continue de diminuer durant la première partie de la nuit pour atteindre son nadir vers 4 h : la somnolence est à son maximum lorsque le sommeil est absent. Par la suite, la pression circadienne augmente de nouveau. Le matin, juste avant l'éveil, la pression circadienne pour l'éveil prend de nouveau le pas sur la pression homéostatique, ce qui conduit au réveil.

### 2.3.2 Modèle à 4 processus

Les modèles à 2 ou 3 processus de la régulation veille-sommeil sont contestables, notamment parce qu'ils sont centrés sur le sommeil, c'est-à-dire qu'ils tiennent peu compte de l'implication des mécanismes de l'éveil. Or, il est clairement établi que les facteurs environnementaux et comportementaux interagissent avec les systèmes de l'éveil et influent sur la capacité d'une personne à s'endormir ou à l'inverse à résister au sommeil lorsque cela est nécessaire. Le mo-

dèle « veille-sommeil » de M. Johns (1998) – qui intègre les mécanismes de l'éveil – stipule que la somnolence dépend de deux systèmes neuronaux distincts au sein du système nerveux central qui s'inhibent mutuellement : un système du sommeil (*sleep drive*) et un système de l'éveil (*wake drive*). Pour Cluydts et al. (2002), le système du sommeil témoigne du besoin de sommeil alors que le système de l'éveil exprime le niveau d'excitation/éveil physiologique de l'organisme (*arousal*). Cette hypothèse de deux systèmes impliqués dans la régulation de la somnolence a été développée par Edgar, Dement, and Fuller (1993) puis reprise par M. Johns (1998) dans son modèle à 4 processus présenté dans la Figure 2.3.

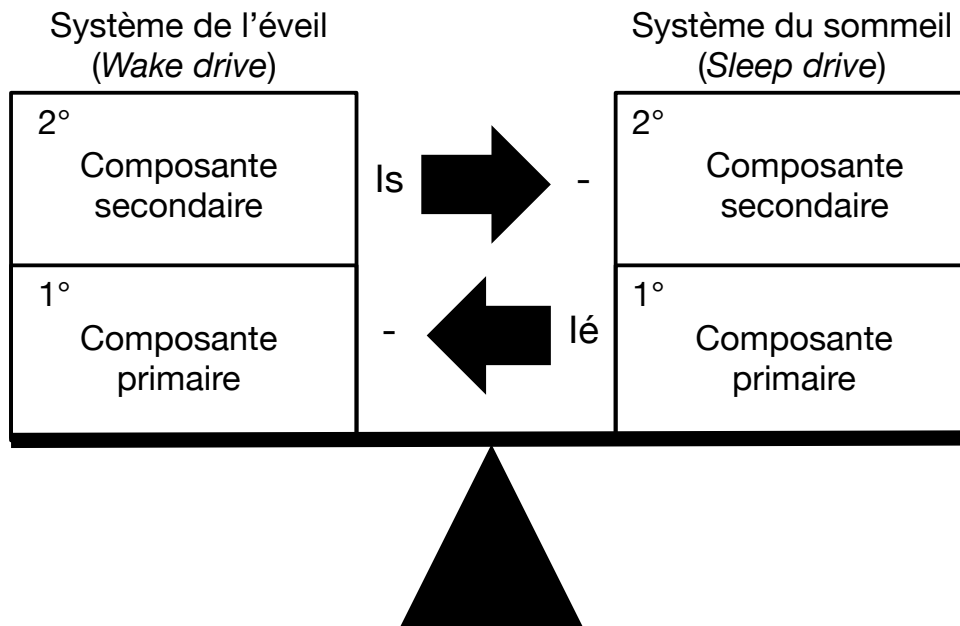


FIGURE 2.3: Modèle de régulation veille-sommeil de M. Johns (1998) avec les systèmes de l'éveil et du sommeil ainsi que leur composante primaire et secondaire. Les systèmes de l'éveil et du sommeil s'inhibent mutuellement (Is : Inhibition sommeil, lé : Inhibition éveil). Ce modèle est assimilable à un système de balancier en perpétuelle oscillation qui détermine le niveau d'éveil et donc de somnolence d'une personne.

Chaque système (du sommeil ou de l'éveil) est divisé en deux composantes, une primaire et une secondaire :

#### Système du sommeil (*Sleep drive*)

- Composante primaire : correspond à l'activité neuronale intrinsèque des structures qui génèrent l'apparition du sommeil non-paradoxal. Cette activité est caractérisée par une très faible variation circadienne et ultradienne, avec un pic entre 22h et minuit.
- Composante secondaire : équivalente au processus homéostatique du modèle à deux processus de Borbély (1982), c'est-à-dire que la pression du sommeil augmente progressivement durant l'éveil et diminue durant le sommeil non-paradoxal.

#### Système de l'éveil (*Wake drive*)

- Composante primaire : correspond à l'activité neuronale intrinsèque des réseaux impliqués dans l'éveil. Cette activité est sous l'influence des NSC et varie donc selon un

rythme circadien. Cette composante équivaut au processus circadien du modèle à deux processus de [Borbély \(1982\)](#).

- Composante secondaire : se réfère aux effets des afférences extéroceptives (e.g., visuelles, auditives) et intéroceptives (e.g., muscles posturaux) ainsi que des effets en provenance des projections thalamiques et limbiques. Ce système est – au moins en partie – sous l'influence du contrôle volontaire de la personne. Par conséquent, certaines postures (e.g., être debout les yeux ouverts) ou situations (e.g., activité stimulante) favoriseraient l'éveil alors que d'autres diminueraient la pression de l'éveil (e.g., être allongé les yeux fermés, activité monotone).

Chacun des quatre processus est indépendant des autres mais les systèmes d'éveil et de sommeil interagissent en continu, les deux systèmes s'inhibant mutuellement. Une personne est éveillée si la force du système de l'éveil (addition de la composante primaire et secondaire) est supérieure à la force du système de sommeil. À l'inverse, la personne somnole et finit par s'endormir lorsque la force du système de sommeil devient plus importante que celle du système de l'éveil. Dans la plupart des situations de la vie quotidienne, la puissance du système secondaire de l'éveil est considérée comme l'élément le plus important qui détermine l'état de veille ou de sommeil, donc l'état de somnolence d'une personne. Être debout les yeux ouverts et engagé dans une activité stimulante réduira la probabilité d'être somnolent. Inversement, être allongé les yeux fermés ou pratiquer une activité monotone favorisera l'apparition de la somnolence. Néanmoins, l'état de somnolence est modulé par d'autres facteurs liés aux processus homéostatique et circadien comme la durée de l'éveil ou de la dernière période de sommeil qui modulent la puissance du système secondaire du sommeil, ou bien le moment de la journée qui modifie la puissance du système primaire de l'éveil et de sommeil et participe ainsi à la fluctuation de l'état de somnolence. [Cluydts et al. \(2002\)](#) soulignent également l'importance de différencier les composantes « trait » et « état » de la somnolence :

- Composante « trait » : dépendante des caractères spécifiques de chaque individu. Elle est constante dans le temps et représente « une sorte de niveau basal de somnolence », qui peut-être déterminé génétiquement et qui peut expliquer les importantes variations inter-individuelles face à la propension au sommeil.
- Composante « état » : donne accès au niveau de somnolence d'une personne en fonction de son état d'éveil à un moment déterminé. Elle reflète des variations de l'état de somnolence sur de courtes périodes pour tenir compte de l'influence respective des systèmes primaires et secondaires. Elle est très sensible aux variations circadiennes du niveau d'éveil et à la privation de sommeil.

## 2.4 FACTEURS DE TRAVAIL QUI INTERAGISSENT AVEC LA SOMNOLENCE

Dans de nombreuses professions, notamment chez les pilotes d'avion, les exigences opérationnelles nécessitent de rester éveillé durant de longues périodes de services et/ou d'enchaîner des services avec parfois peu de repos, ce qui limite les périodes consacrées au sommeil et favorise donc la dette de sommeil. Les pilotes doivent également décaler le cycle veille-sommeil de leurs propres rythmes internes, par exemple lors de vols de nuit ou transméridiens (« *jet lag* »). Appliqué au modèle de [M. Johns \(1998\)](#), l'allongement de la durée de veille et la perte

de sommeil augmentent la puissance du système secondaire du sommeil alors que le mauvais alignement de l'horloge biologique et du rythme veille-sommeil – appelé désynchronisation circadienne – conduit à des variations de la puissance du système primaire de l'éveil et du sommeil en totale désynchronie avec l'environnement (i. e., le moment de la journée). La conséquence est une augmentation de la somnolence des pilotes à des moments inappropriés, notamment durant les vols, ce qui pose un réel problème de sécurité.

#### 2.4.1 *Période de service étendu et privation de sommeil*

Les services qui nécessitent un allongement de la durée de veille et demandent aux opérateurs de maintenir des niveaux de vigilance élevés durant de longues périodes (> 16 h) ne sont pas rares dans de nombreuses professions, notamment chez les pilotes d'avion (civil ou militaire). Or, plus une personne reste éveillée, plus la pression du sommeil augmente et plus son état de somnolence devient important. Chez un individu avec un cycle veille-sommeil normal, l'éveil est maintenu à un niveau relativement stable durant 16 h grâce à l'interaction du processus circadien et homéostatique. Au-delà de 16 h d'éveil continu, des travaux de recherche antérieurs ont montré que la somnolence et la dégradation des performances augmentent significativement (Van Dongen, Maislin, Mullington, & Dinges, 2003), de telle manière que les performances sur un test de coordination œil-main après 17 h de veille continue sont comparables aux performances observées chez un individu avec un taux d'alcool de 0.5 g par litre de sang. Les performances observées après 24 h d'éveil continu, période définie comme 24 h de privation totale de sommeil, sont similaires à celle d'un individu avec un taux d'alcool de 1 g/l de sang (Dawson & Reid, 1997). Les résultats sur les altérations liées à l'augmentation de la durée de veille ne se limitent pas à des conclusions tirées d'observations sur des tâches cognitives. En situation réelle, une importante augmentation de l'état de somnolence et une dégradation des performances de vol sont observées chez des pilotes d'hélicoptère (Caldwell, Hall, & Erickson, 2002), de F-117 (Caldwell, Caldwell, Brown, & Smith, 2004) ou de l'US Air Force (Previc et al., 2009; Lopez, Previc, Fischer, Heitz, & Engle, 2012) suite à une privation totale de sommeil (durée de veille > 24 h), la chute des performances de vol atteignant son paroxysme entre 24 h et 27 h d'éveil continu (Caldwell et al., 2004; Previc et al., 2009; Lopez et al., 2012).

#### 2.4.2 *Effets cumulatifs de la restriction du sommeil*

La restriction de sommeil – aussi appelée privation partielle de sommeil – est un phénomène commun dans nos sociétés contemporaines, le temps consacré au sommeil étant affecté par de multiples facteurs comprenant les responsabilités sociales, les exigences du travail et les pathologies. La restriction de sommeil se produit lorsque la quantité de sommeil d'un individu est inférieure à sa quantité de sommeil habituelle en l'absence d'une dette de sommeil préexistante (Dinges, Rogers, & Baynard, 2005). Cette quantité de sommeil de base, différente selon les personnes, garantit le maintien des performances optimales. Elle est déterminée par des facteurs génétiques, environnementaux et sociétaux (Reynolds & Banks, 2010). Le besoin de sommeil de base semble se situer entre 7.5 h et 8.5 h par jour chez un adulte en bonne



santé, Van Dongen et al. (2003) rapportant une valeur moyenne de 8.16 h. Si ce besoin de base n'est pas respecté au fil des jours, la restriction de sommeil devient chronique et la dette de sommeil cumulative. Il est aujourd'hui reconnu que la restriction chronique de sommeil est aussi problématique que la privation (totale) de sommeil. Des expériences contrôlées sur des adultes sains montrent que la somnolence diurne augmente et que les performances des fonctions cognitives telles que l'attention et la mémoire de travail se dégradent systématiquement au fil des jours lorsque la durée de sommeil est limitée (Carskadon & Dement, 1981 ; Belenky et al., 2003 ; Van Dongen et al., 2003). Ainsi, Carskadon and Dement (1981) ont réduit les périodes de sommeil des participants à 5 h par nuit pendant sept nuits consécutives. Les résultats montrent une réduction progressive significative de la latence de sommeil dans le test itératif de latence d'endormissement (TILE) lors de la succession des jours de restriction de sommeil. Ainsi, une diminution de 60 % de la latence de sommeil a été observée après la dernière nuit de restriction de sommeil. Les résultats de l'étude Belenky et al. (2003, conducteurs de camions ayant 5 h, 7 h ou 9 h de temps au lit par nuit pendant sept nuits consécutives) ainsi que celle de Van Dongen et al. (2003, participants limités à 4 h, 6 h ou 8 h de temps au lit pendant quatorze nuits consécutives) montrent que les individus ayant eu moins de 7 h de sommeil subissent les effets cumulatifs de la restriction de sommeil sur leurs performances pendant la journée, mesurées par la tâche de vigilance psychomotrice (*Psychomotor Vigilance Task* ou PVT ; cf. Chapitre 4.2.1.1). En revanche, lorsque le temps de sommeil dans le lit est > 8 h, aucun déficit cumulatif n'est observé sur les performances. Afin de déterminer l'ampleur des déficits cognitifs rencontrés pendant quatorze jours de restriction partielle de sommeil, les résultats de l'étude de Van Dongen et al. (2003) ont été comparés avec les effets cognitifs après une, deux et trois nuits de privation totale de sommeil. Cette comparaison révèle que les performances des participants dont le temps au lit était limité à 6 h ou 4 h pendant quatorze nuits consécutives sont similaires à celles d'un individu après respectivement une ou deux nuits de privation totale de sommeil (Van Dongen et al., 2003). Dès lors, ces études suggèrent que lorsque la période de sommeil est régulièrement limitée à 7 h ou moins, les adultes en bonne santé développent une somnolence diurne excessive et des troubles cognitifs qui s'accumulent au fil des jours. Comme l'expliquent Mallis, Banks, and Dinges (2010), il est intéressant de remarquer que beaucoup d'institutions gouvernementales considèrent que 8 h de repos entre chaque service sont une durée adéquate pour la récupération. Or, les individus n'utilisent – volontairement ou involontairement – que 50 à 75 % de ce temps pour dormir (soit environ 6 h) et s'exposent donc aux effets de la restriction chronique de sommeil.

#### 2.4.3 Désynchronisation circadienne : travail de nuit et jet lag

L'horloge biologique d'une personne assure la synchronisation temporelle circadienne de nombreux paramètres biochimiques, physiologiques et comportementaux entre eux et avec l'environnement. Elle est constamment synchronisée par des signaux internes et externes – les principaux étant la lumière et l'obscurité – permettant à l'organisme de s'adapter aux modifications environnementales et de vivre en harmonie avec celui-ci. Lorsque l'horloge biologique (i. e., rythmes biologiques) n'est plus synchronisée avec son environnement, un dysfonctionnement nommé « désynchronisation externe » apparaît. Cette « désynchronisation externe » peut s'accompagner d'une désynchronisation des rythmes biologiques circadiens les uns par rapport aux autres, aussi appelée « désynchronisation interne ». Cette désynchronisation,

qu'elle soit externe et/ou interne, s'accompagne généralement d'un ensemble de signes caractéristiques : sensation de fatigue, mauvaise qualité de sommeil, troubles de l'humeur et de l'appétit, troubles hormonaux, dégradation des performances cognitives et somnolence diurne excessive. La désynchronisation circadienne est provoquée par des facteurs internes (e. g., maladies, vieillissement, etc.) ou externes tels que le travail de nuit ou les voyages trans-méridiens, très fréquents chez les pilotes d'avion.

#### 2.4.3.1 *Travail de nuit*

Travailler la nuit, comme l'exigent nos sociétés modernes qui fonctionnent 24 heures sur 24, 7 jours sur 7, est un réel défi pour la biologie humaine, notre horloge interne favorisant l'éveil le jour et le sommeil la nuit. La désynchronisation entre l'horloge biologique et le cycle activité-repos lors du travail de nuit, provoque une augmentation de la somnolence et affecte les capacités attentionnelles (Santhi, Horowitz, Duffy, & Czeisler, 2007). Comparée aux services diurnes, la détérioration de la vigilance lors des services nocturnes participe à l'augmentation des erreurs professionnelles, des accidents et des blessures (Santhi et al., 2007). Les personnes sont plus vulnérables aux conséquences du travail de nuit après une période de veille prolongée, la détérioration de la vigilance et des performances cognitives au nadir circadien s'aggravant lorsque la pression du sommeil augmente. Ainsi, la durée d'éveil avant la prise de poste est plus importante chez les travailleurs postés comparés aux opérateurs qui travaillent le jour. La dégradation de la vigilance et du fonctionnement cognitif est généralement exacerbée lors du premier service d'une séquence de plusieurs services de nuit consécutifs, les opérateurs étant souvent éveillés durant 16 h avant de commencer à travailler. Cette longue période de veille peut fournir une explication à la faible productivité lors du premier service de nuit rapportée par Vidacek, Kaliterna, Radosević-Vidacek, and Folkard (1986).

#### 2.4.3.2 *Jet lag*

Le phénomène de désynchronisation circadienne s'observe également lors des voyages/vols transméridiens, c'est-à-dire lorsqu'une personne se déplace rapidement à travers au moins trois fuseaux horaires. Les vols transméridiens provoquent un décalage brutal entre l'horloge biologique circadienne et l'heure dans le pays de destination (désynchronisation externe). La période d'adaptation de l'horloge biologique à la suite de ce décalage (ou temps de resynchronisation) est longue. De plus, les rythmes endogènes ne s'adaptent pas tous à la même vitesse. Les relations temporelles entre les différentes fonctions biologiques sont donc transitoirement perturbées (désynchronisation interne). Dans les jours qui suivent un décalage horaire apparaissent différents symptômes regroupés sous le terme de « syndrome du décalage horaire » ou « *jet lag* ». Le « *jet lag* » se caractérise par des troubles du sommeil, de la vigilance, une altération des performances, des troubles digestifs, une sensation de malaise voire des symptômes dépressifs. Ces symptômes disparaissent dès que l'ajustement des rythmes au nouvel environnement est achevé. Malheureusement, les équipages de vol transméridien restent peu dans le fuseau horaire qui correspond à celui de leur domicile et séjournent rarement assez longtemps dans le fuseau horaire de destination pour s'adapter biologiquement. Le cas particulier des pilotes est traité dans la partie 2.5.



#### 2.4.4 Différences inter-individuelles

Il apparaît que nous ne sommes pas tous égaux face à la perte de sommeil et à la désynchronisation circadienne. Ainsi, une personne ayant travaillé toute une nuit sera peu affectée ou en mesure de compenser les effets de la perte totale de sommeil sur la vigilance et les performances durant la journée, alors qu'une autre souffrira de somnolence diurne et ses performances seront extrêmement dégradées. Les différentes réponses à la privation de sommeil semblent être systématiques et relativement stables entre les individus et dans le temps (Van Dongen, Baynard, Maislin, & Dinges, 2004). Ainsi, les réponses à la perte de sommeil et à la désynchronisation circadienne apparaissent dépendantes des traits caractéristiques de chaque individu (*trait-like dependant*).

Les marqueurs physiologiques et psychologiques (e. g., personnalité) capables de prédire les réponses individuelles à la privation de sommeil et à la désynchronisation circadienne ne sont pas encore identifiés. Néanmoins, le chronotype<sup>1</sup> (i. e., préférences diurnes ou caractère soir/matin) renseigne sur la sensibilité d'une personne aux effets de la privation de sommeil et au décalage circadien. Dans ce sens, les personnes dites « du matin » (chronotype matinal<sup>2</sup>) accumulent plus rapidement la pression homéostatique pendant l'éveil et la dissiperaient plus rapidement au cours du sommeil que les personnes dites « du soir » (chronotype vespéral<sup>3</sup>) (Taillard, Philip, Coste, Sagaspe, & Bioulac, 2003; Mongrain, Carrier, & Dumont, 2006). En outre, les sujets « extrêmes du matin » seraient également plus sensibles à la dégradation des performances psychomotrices avec l'augmentation de la durée de la veille que les sujets « extrêmes du soir » : la vigilance chez des personnes « extrêmes du matin » est compromise en soirée en raison d'un impact négatif plus prononcé de l'homéostasie du sommeil sur des structures hypothalamiques antérieures impliquées dans la régulation du rythme circadien (Schmidt et al., 2009). Ces résultats laissent penser que l'activité des circuits cérébraux responsables de la régulation circadienne est modulée par le processus homéostatique du sommeil, et que la pression du sommeil affecte davantage les sujets « extrêmes du matin ». De plus, les sujets du soir s'adaptent plus facilement au travail de nuit ou posté que les sujets du matin (Hilliker, Muehlbach, Schweitzer, & Walsh, 1992). D'autres traits caractéristiques, comme l'âge et le sexe, semblent liés aux différentes réponses à la suite de la perte de sommeil. Ainsi, Blatter et al. (2006) observent que le déclin des performances cognitives est moins important dans une population de personnes âgées en moyenne de 65 ans, après privation de sommeil, comparée à une population de personnes plus jeunes (25 ans en moyenne). Il est à noter que la population « jeune » montre néanmoins des performances de base (i. e., avant privation) supérieures à la population « âgée ». Dans cette même étude, les auteurs rapportent que les femmes montrent des temps de réaction plus lents que les hommes, et que cette différence devient plus évidente avec l'augmentation de la durée de la veille. Néanmoins, les femmes montrent des effets moins importants de la privation de sommeil sur l'élec-

<sup>1</sup> L'estimation du chronotype se fait généralement grâce à un questionnaire et renseigne sur les caractéristiques circadiennes et homéostatiques du cycle veille/sommeil d'une personne. Le questionnaire le plus utilisé est le questionnaire de matinalité/vespéralité de Horne and Ostberg (1976).

<sup>2</sup> Les sujets du matin sont fatigués le soir, se couchent et se lèvent tôt, se réveillent en forme et alertes et trouvent qu'il est difficile de rester éveillé la nuit

<sup>3</sup> Les sujets du soir ont des performances optimales le soir, se couchent et se lèvent relativement tard, se réveillent fatigués et trouvent qu'il est difficile de rester éveillé le matin.

troencéphalogramme que les hommes, mais ont besoin de plus de sommeil pour récupérer (Corsi-Cabrera, 2003).

Bien que les caractéristiques individuelles qui définissent les différentes réponses à la perte de sommeil et aux influences circadiennes restent à explorer, de nombreuses études (e. g., Viola et al., 2007; Vandewalle et al., 2009) mettent en avant l'importance de la variabilité des polymorphismes des gènes de l'horloge. Dans ce sens, le gène *Per3* semble particulièrement impliqué dans l'adaptation de l'organisme lors de la privation de sommeil. Viola et al. (2007) ont ainsi rapporté que les personnes qui possèdent un polymorphisme *Per3*<sup>5/5</sup> sont plus sensibles à la privation de sommeil que les *Per3*<sup>4/4</sup>. Les *Per3*<sup>5/5</sup> accumuleraient plus rapidement la pression du sommeil, c'est-à-dire qu'ils produiraient plus d'ondes lentes lors des premiers cycles de sommeil. D'autres chercheurs (Vandewalle et al., 2009) ont montré que les *Per3*<sup>4/4</sup> arrivent à prévenir et/ou compenser les effets néfastes de la privation de sommeil sur les performances en recrutant des zones additionnelles du cortex cérébral, plus précisément les régions préfrontales ventrales. Il est intéressant de remarquer que le polymorphisme *Per3*<sup>5/5</sup> est plus fréquent chez les personnes de chronotype matinal extrême et le polymorphisme *Per3*<sup>4/4</sup> chez les personnes de chronotype vespéral extrême (Archer et al., 2003), ce qui signifie que les préférences diurnes pourraient être en grande partie sous l'influence du génotype.

## 2.5 LE CAS DES PILOTES

Lors des vols civils ou militaires, la somnolence des pilotes s'explique par des conditions de travail très atypiques : longues périodes de services, horaires de travail irréguliers, vols de nuit, vols transméridiens, vols multi-étapes, services du matin ou du soir, services successifs sans repos suffisant et charge de travail élevée. Ces conditions de travail génèrent principalement de longues périodes d'éveil continu, de nombreuses pertes de sommeil (totale ou partielle/chronique) et des troubles du rythme circadien qui augmentent le risque de somnolence en vol.

### 2.5.1 Vols long et très long-courriers

Lors des vols long-courriers (LC, entre 5 h et 12 h de vol) et très long-courriers (TLC, entre 12 h et 16 h de vol), les phénomènes de somnolence sont assez bien documentés. Des études antérieures en conditions réelles de vol ou sur simulateur ayant utilisé des mesures subjectives et objectives (e. g., électroencéphalographiques) de l'état de somnolence ont souligné la présence de nombreuses périodes de diminution du niveau d'éveil ainsi que d'épisodes spontanés et incontrôlés de sommeil susceptibles de dégrader les performances (Cabon et al., 1993; Rosekind et al., 1994; Samel et al., 1997; Wright & McGown, 2001; Bourgeois-Bougrine et al., 2003). Ces « micro-sommeils », parfois observés simultanément chez le pilote et le copilote (Cabon et al., 1993), augmentent avec l'allongement de la durée de vol (Cabon et al., 1993; Samel et al., 1997; Wright & McGown, 2001). En outre, ils sont beaucoup plus fréquents lors des vols de nuit (Wright & McGown, 2001; Samel et al., 1997) et apparaissent de manière préférentielle lors des phases calmes de croisière (Wright & McGown, 2001), lorsque l'équipage n'est pas soumis à une charge de travail importante (Cabon et al., 1993). Néanmoins, certains

auteurs ont montré que les micro-sommeils surviennent également lors de certaines phases critiques de vol, qui présentent un niveau de charge mentale élevé, notamment entre le début de la descente de l'avion (*top of descent*) jusqu'à l'atterrissage (Rosekind et al., 1994 ; *Mise en place d'une méthode d'étude de la fatigue des pilotes dans le transport aérien - Phase 1*, 1996). Plus précisément, Rosekind et al. (1994) rapportent en moyenne six micro-sommeils durant les dernières 90 min de vol qui inclut la phase d'atterrissage, certains pilotes ayant vécu au moins un micro-sommeil d'une durée supérieure à 5 s. Ces micro-sommeils s'expliquent en grande partie par les longues périodes de service (i. e., d'éveil continu), les nombreuses dettes de sommeil et les perturbations circadiennes associées aux voyages transmériidiens.

Traverser de multiples fuseaux horaires fait partie intégrante du métier de pilote LC/TLC. De nombreux vols sont réalisés durant la nuit, plus précisément entre 0 h et 6 h du matin (heure locale des pilotes). Les vols sortants (base d'affectation du pilote vers destination) et entrants (retour base d'affectation) qui sont effectués la nuit avec des escales le jour sont rapportés par les pilotes comme étant particulièrement fatigants (Bourgeois-Bougrine et al., 2003) et augmentent le risque de somnolence au cours des vols. Lorsque les pilotes commencent leur service en fin de soirée avant un vol de nuit, en plus de travailler dans une période circadienne peu favorable à l'éveil, l'équipage reste régulièrement éveillé toute la journée, ce qui augmente de manière importante la période d'éveil continu. Il n'est pas rare que les pilotes LC/TLC restent éveillés plus de 20 h d'affilées, spécialement sur les vols sortants (Samel et al., 1997 ; Gander et al., 1998). Pour illustrer nos propos, prenons comme exemple des pilotes qui effectuent un vol Paris-La Havane d'une durée d'environ 10 h, avec un départ à 19 h. Ce type de vol est généralement précédé de quelques jours de repos durant lesquels l'équipage (en bonne santé) a pu bénéficier d'une période et d'une durée de sommeil standards (i. e., 8 h de sommeil, coucher à 23 h et levé à 7 h). S'ils n'ont pas la possibilité de dormir pendant la journée qui précède le vol et/ou durant le vol, leur période d'éveil continue sera de 24 h lors de l'atterrissage à la Havane. Rappelons que cette durée d'éveil est connue pour provoquer une dégradation des performances similaires à celle d'un individu ayant 1 g d'alcool par litre de sang (Dawson & Reid, 1997).

Comme mentionné précédemment, l'horloge biologique est en décalage temporel avec l'environnement, elle ne se resynchronisera qu'au bout de quelques jours. Dans ce laps de temps, le pilote peut souffrir de somnolence diurne excessive et ses performances seront sous-optimales. Le temps d'adaptation de l'horloge biologique lors des voyages transmériidiens dépend (1) de la direction du voyage, (2) du nombre de fuseaux horaires traversés, (3) de la possibilité de dormir pendant le voyage, (4) de la disponibilité et de l'intensité des repères temporels circadiens locaux et (5) des différences individuelles dans la tolérance de phase (Sack et al., 2007). Le temps d'adaptation est plus long et les effets négatifs plus importants lors des voyages vers l'est comparés aux rotations vers l'ouest (Graeber, Lauber, Connell, & Gander, 1986 ; Lowden & Akerstedt, 1999). Les voyages vers l'ouest provoquent un retard de phase de l'horloge biologique par rapport à l'heure de destination et nécessitent un allongement de la durée du cycle circadien. À l'inverse, les voyages vers l'est provoquent une avance de phase et nécessitent un raccourcissement de la durée du cycle (Sack et al., 2007). Pour des voyages transmériidiens inférieurs à trois jours, il est conseillé aux pilotes de calquer leur cycle veille-sommeil sur le fuseau horaire de leur lieu d'habitation (Lowden & Akerstedt, 1998, 1999) afin de minimiser les effets du décalage horaire, l'adaptation circadienne ayant peu de chance de se produire sur des périodes de courtes durées. La somnolence des pilotes relatives au besoin

de sommeil et à la biologie circadienne va continuer, ces prochaines années, à mettre à mal la sécurité en vol, spécialement avec le développement des vols ultra longues distances (*Ultra Long Range*) d'une durée de vol > 16 h. Dans ce type de vol, les périodes de service (avant vol, vol et activités post-vol) approchent les 20 h, ce qui rend le décalage horaire et les pertes de sommeil inévitables. Pour plus de précision sur les vols ultra longues distances, la lecture de [Mallis et al. \(2010\)](#) est conseillée.

### 2.5.2 Vols court et moyen-courriers

La littérature qui traite de la somnolence chez les pilotes court et moyen-courriers (CMC) est moins riche que celle disponible pour les pilotes LC/TLC, même si l'important travail réalisé en France dans le cadre du projet « Sécurité et Transport Aérien - Risque fatiguE » (STARE)<sup>4</sup> est rapporté. La raison principale est que les périodes de travail étendues, les pertes de sommeil ainsi que les désynchronisations circadiennes ne semblent, à première vue, pas (ou peu) associées aux opérations CMC. Or, les périodes de service des pilotes CMC sont en moyenne plus élevées que celles des pilotes LC/TLC – respectivement 10.6 h vs. 9.8 h – et dépassent fréquemment 12 h ([Gander et al., 1998](#)). De plus, la charge de travail et la pénibilité des services CMC sont beaucoup plus élevées que les services LC, avec un nombre de rotations élevé par service (jusqu'à 5) et donc autant de décollage et d'atterrissage. Les durées d'escales sont également relativement courtes entre les rotations (< 1 h). Comme le soulignent [Mallis et al. \(2010\)](#), ces conditions opérationnelles continuent de s'aggraver avec les exigences des compagnies à bas coût qui, pour des raisons économiques, réduisent au maximum les durées d'escales (< 30 min) et multiplient les rotations journalières (> 5). Paradoxalement, les services qui sont rapportés comme étant les plus fatigants par les pilotes CMC sont (1) les services qui incluent un nombre de rotations élevé (4 à 5; [Bourgeois-Bougrine et al., 2003](#)), (2) les services rallongés appelés services fractionnés ([Powell, Spencer, Holland, Broadbent, & Petrie, 2007](#)), (3) les services qui débutent tôt le matin (services matinaux) et se répètent sur plusieurs jours consécutifs (4 à 5 jours; [Sécurité du Transport Aérien et gestion du Risque fatiguE \[STARE\], 2010](#)).

Les services matinaux sont caractérisés par une prise de poste entre 3 h et 7 h59. Ces services sont très fréquents dans les compagnies qui assurent des vols CMC. En 2007, ils représentaient 39 % de la totalité des services dans la compagnie aérienne régionale d'Air France, « Hop! » ([Sécurité du Transport Aérien et gestion du Risque fatiguE \[STARE\], 2010](#)). Ils impliquent de travailler durant le creux matinal circadien lorsque la somnolence est haute. Ils raccourcissent également les périodes consacrées au sommeil (i. e., restriction partielle), notamment quand la base de rattachement du pilote est éloignée de son logement. [Roach, Sargent, Darwent, and Dawson \(2012\)](#) ont montré que la quantité de sommeil obtenue dans

<sup>4</sup> Le projet « Sécurité et Transport Aérien - Risque fatiguE » (STARE) a été mené par un consortium regroupant des partenaires experts dans la sécurité aérienne et des facteurs humains : le Laboratoire d'Anthropologie Appliqué (LAA, Université Paris - Descartes), *Air France Consulting*, l'Office National d'Étude et de Recherches Aérospatiales (ONERA) et la société SynRjy. Il a été conduit en partenariat avec trois compagnies aériennes régionales filiales d'Air France, Airlinair, Britair et Regional (ces trois compagnies ont été fusionnées le 31 mars 2013 pour former la compagnie « HOP! ») et un constructeur d'avion, Airbus. Ce projet a servi de base à la mise en place d'un « Système de Gestion de la Sécurité du Risque Fatigue » (SGS-RF) dans les compagnies aériennes françaises.

les 12 h qui précédaient les services matinaux était de 5.4 h pour les services qui débutaient entre 4 h et 5 h vs. 6.6 h pour les services qui commençaient entre 9 h et 10 h. Cela signifie que la durée de sommeil diminue de 15 min à chaque fois que l'heure de début de service est reculée d'une heure. Ainsi, le sommeil qui précède un service matinal peut être réduit de près de 2 h (Roach, Rodgers, & Dawson, 2002), les pilotes commençant alors leur service avec une dette de sommeil. Celle-ci n'est pas compensée par un coucher précoce car le rythme circadien limite l'endormissement en début de soirée. De plus, les services avec repos réduits (durée de repos inférieure à 7.5 h ; moitié des services matinaux) et les services fractionnés qui précèdent les services matinaux ne permettent pas aux pilotes de se coucher plus tôt, en raison des services tardifs de la veille. Ainsi, les vols CMC qui requièrent une combinaison de départs précoces et des fins de services tard le soir entraînent des difficultés à maintenir un cycle veille-sommeil régulier, réduisant les opportunités de bénéficier d'un sommeil récupérateur. Lorsque les services matinaux se succèdent sur plusieurs jours consécutifs (cycles de services matinaux), la restriction de sommeil peut devenir cumulative. Une réduction chronique de sommeil est associée à une augmentation de la somnolence diurne excessive et une dégradation cumulative des performances. Les pilotes témoignent d'une difficulté à rester vigilants lors des premiers jours des cycles de services matinaux. Les endormissements en début de soirée sont rendus difficiles à cause de l'horloge biologique qui favorise l'éveil mais également en raison des pressions sociales et familiales. Au fil des jours, l'accumulation de la dette de sommeil facilite l'endormissement précoce et la somnolence diurne excessive s'estompe.



---

## CHARGE MENTALE

---

La « charge mentale » – également nommée « charge cognitive » – est un phénomène complexe pour lequel il n'existe pas à ce jour de définition universelle. L'usage du terme « charge mentale » remonte aux années 1960<sup>1</sup> et a principalement concerné les domaines de la psychologie expérimentale et de l'ergonomie dont l'objet d'étude diffère : l'Homme pour la psychologie expérimentale et l'Homme au travail (ou opérateur) pour l'ergonomie. Alors que l'utilisation de la notion de charge mentale en psychologie expérimentale renvoie aux capacités limitées du système humain de traitement de l'information (approche centrée sur l'individu), elle fait référence en ergonomie aux exigences de la tâche de travail et aux stratégies adoptées par l'opérateur pour y répondre (approche centrée sur les caractéristiques de la tâche et l'expertise de l'opérateur) – dans cette dernière approche, les auteurs utilisent le terme de « charge de travail mental » (« *mental workload* » en anglais). Ainsi, il n'existe pas de définition universelle de la notion de charge mentale : elle se définit différemment selon les champs disciplinaires, les contextes dans lesquels elle est utilisée et selon les auteurs.

Le très grand nombre de définitions de la charge mentale ne permet pas d'en dresser une liste exhaustive dans la thèse (pour revue voir par exemple [Cain, 2007](#) ; [Chanquoy et al., 2007](#) ; [Martin, 2013](#)). Une sélection des définitions les plus citées dans les champs de l'ergonomie et de la psychologie cognitive est proposée dans la première partie de ce chapitre. Une seconde partie traite des principaux fondements cognitifs de la charge mentale : l'attention et la mémoire à court-terme/de travail. La troisième partie définit la relation entre le niveau de charge mentale d'une personne et ses performances dans une tâche. La dernière partie traite des phénomènes de charge mentale chez les pilotes d'avion et de leurs conséquences sur les performances de pilotage.

### 3.1 DÉFINITION

Pour [Gopher and Donchin \(1986, p.41.3\)](#), « *mental workload may be viewed as the difference between the capacities of the information processing system that are required for task performance to satisfy performance expectations and the capacity available at any given time* ». Les auteurs suggèrent donc que la charge de travail mental serait la différence entre les ressources mentales demandées par la tâche et les ressources cognitives disponibles pour répondre à celle-ci. Une définition très similaire est celle de [Eggemeier, Wilson, Kramer, and Damos \(1991, p.207\)](#),

---

<sup>1</sup> Voir les très intéressantes revues historiques de [Leplat \(2002\)](#) et de [Chanquoy, Tricot, and Sweller \(2007\)](#).



pour qui la charge de travail mental « *refers to the portion of operator information processing capacity or resources that is actually required to meet system demands* ». Pour O'Donnell and Eggemeier (1986, p.42.2), la charge de travail mental « *refers to that portion of the operator's limited capacity actually required to perform a particular task* », suggérant que la notion de charge mentale est étroitement liée à celle de capacité limitée de traitement de l'information. Une définition généralement acceptée par les chercheurs en facteurs humains et en ergonomie est celle de Wickens (1992) pour qui la charge de travail mental représente « *how much mental effort an operator must expend on a task relative to available resources* », c'est-à-dire le niveau d'effort mental qu'un opérateur doit consacrer à la tâche en rapport avec ses propres ressources disponibles. Sperandio (1980, p.195) a une vision plus réductrice du concept de charge mentale. Pour cet auteur, la charge de travail mental consiste à « identifier les seuils dans le niveau de contrainte de tâches particulières, au-delà desquels l'astreinte qui en résulte pour les opérateurs lors de l'exécution des tâches est excessive et se traduit par une baisse de la performance (principalement du point de vue de la qualité), une apparition de symptômes de fatigue, une augmentation des risques d'incidents ou d'accidents, une insatisfaction accrue pour les opérateurs ». Une dernière définition issue de la psychologie cognitive est celle proposée par Tricot and Chanquoy (1996, p.314) : « la charge mentale est au premier abord facile à définir : elle mesure la quantité de ressources mentales mobilisées par un sujet lors de la réalisation d'une tâche ».

La synthèse de ces définitions permet de dire que la charge mentale est fonction des difficultés de traitements imposées par la tâche et des ressources mentales que la personne alloue à la réalisation de cette tâche (i. e., l'effort mental). Elle dépend donc à la fois des caractéristiques de la tâche (e. g., demandes, performance), des capacités propres de l'individu et de l'environnement dans lequel il évolue (Young, Brookhuis, Wickens, & Hancock, 2015). O'Donnell and Eggemeier (1986) ne font pas de différence entre les termes « ressource » et « capacité » et les utilisent de manière interchangeable. À l'inverse, Wickens (1992); Barrouillet (1996) proposent de faire la distinction entre ces deux notions. Pour ces auteurs, la notion de « ressource » renvoie à l'énergie mentale déployée au cours de la tâche (effort mental) pour améliorer l'efficacité du traitement tandis que la notion de « capacité » renvoie aux limites mentales de l'individu, c'est-à-dire à la limite maximale de traitement de l'information (Wickens, 1992), ou encore à la quantité maximale de ressources (effort mental maximal) que peut mobiliser un individu (Barrouillet, 1996).

Une autre distinction peut être faite entre les notions de « charge mentale » et de « stress » qui sont fréquemment utilisées de manière interchangeable pour décrire des phénomènes similaires. Gaillard (1993) considère le stress comme le résultat d'une divergence entre les demandes de la tâche et les ressources requises pour faire face à la tâche. Cette définition du stress recoupe celle de la charge mentale qui découle de la capacité limitée de la mémoire de travail. Néanmoins, la relation entre la charge mentale et le stress est probablement bien plus complexe. Dans ce sens, une activité intensive peut donner lieu à un niveau élevé de charge mentale sans susciter un niveau élevé de stress, et un niveau de stress élevé peut se produire lorsque la charge mentale est faible. La charge mentale et le stress sont déclenchés par des mécanismes différents – effort mental vs. émotion – et soutenus par des entités du système nerveux central différentes – cortex vs. système limbique (Gaillard & Wientjes, 1994). Par ailleurs, le stress peut persister en dehors de la tâche alors que la charge mentale n'est pertinente que lors de l'exécution de la tâche (Gaillard, 1993).



La définition de la charge mentale ne fait pas encore à ce jour l'objet d'un consensus. Dans la thèse, le terme « charge mentale » fait référence à « l'ensemble des ressources mentales mobilisées par un individu (effort mental) pour faire face aux exigences de l'activité dans laquelle il est engagé ». La partie suivante est consacrée aux principaux fondements cognitifs de la charge mentale. Deux concepts psychologiques lui sont fortement associés : l'attention et la mémoire à court-terme/de travail.

## 3.2 FONDEMENTS COGNITIFS DE LA CHARGE MENTALE

### 3.2.1 Le rôle de l'attention

Les définitions de l'attention sont nombreuses. Celle proposée par William James à la fin du XIX<sup>e</sup> siècle apparaît toujours valable de nos jours :

« *Everyone knows what attention is. It is the taking possession by the mind in clear and vivid form, of one out of what seem several simultaneously possible objects or trains of thought. Focalization, concentration of consciousness is of its essence. It implies with drawal from some things in order to deal effectively with others.* »

James (1890, pp.403-404)

L'attention est donc la capacité à sélectionner une ou plusieurs informations pertinentes au milieu d'un flux important d'informations. William James distingue deux « modes » attentionnels : un mode actif et un mode passif. L'attention active (endogène ou *top-down*) est orientée par les objectifs ou les attentes de l'individu tandis que l'attention passive (exogène ou *bottom-up*) est dirigée par les stimulations de l'environnement (e. g., lorsque quelqu'un prononce votre prénom). Il existe également une importante distinction entre deux formes d'attention : l'attention sélective et l'attention partagée (cf. Figure 3.1). L'attention sélective ou dirigée (*focused attention*) peut être explorée en présentant au minimum deux stimulations à un individu. Il a pour consigne de ne répondre qu'à une seule des stimulations. À l'inverse, l'attention divisée (*divided attention*) n'est observable que si les participants répondent à plusieurs stimulations en même temps.

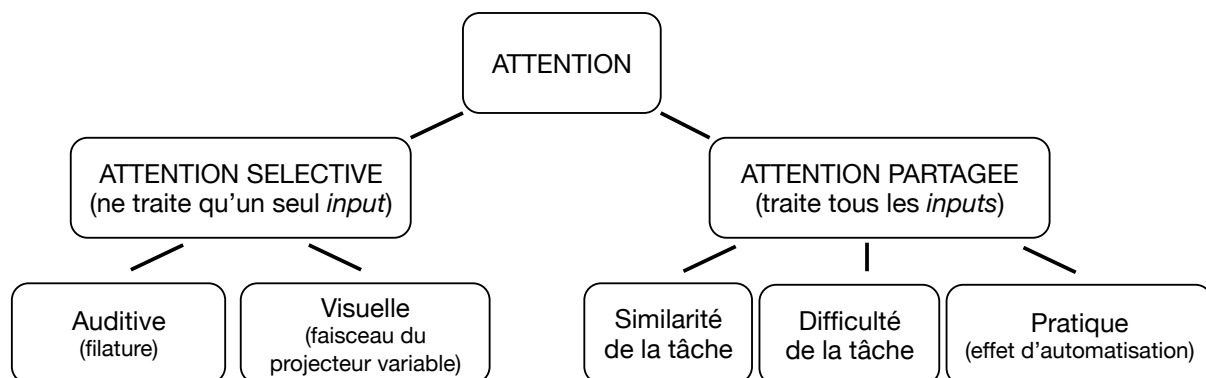


FIGURE 3.1: Différentes dimensions de l'attention. Adaptée de Eysenck and Keane (2000).

### 3.2.1.1 L'attention sélective

#### DÉFINITION

L'attention sélective peut se définir comme la capacité d'une personne à sélectionner une information à traiter parmi un très grand nombre d'informations. Le mécanisme consiste à se focaliser sur une information pertinente tout en filtrant les autres informations périphériques non utiles pour la réalisation de la tâche. Les travaux de recherche sur l'attention sélective ont essentiellement utilisé des stimuli visuels et auditifs. Le phénomène le plus connu qui appuie l'existence d'une attention sélective auditive se nomme « effet cocktail ». Cet effet rend compte de la capacité d'une personne à mener une conversation alors que d'autres personnes discutent autour d'elles. La discussion n'est donc possible que par l'affranchissement des stimulations sonores non pertinentes. Le paradigme expérimental généralement utilisé pour étudier l'attention sélective auditive a été mis au point par le scientifique britannique **Cherry (1953)** et se nomme paradigme d'écoute dichotique. Une tâche d'écoute dichotique consiste à poser un casque audio sur la tête d'une personne puis à lui présenter deux messages auditifs différents dans chaque oreille. La personne a pour consigne de se focaliser sur le message présenté sur une des deux oreilles. Les recherches ayant utilisé une tâche dichotique ont montré que les personnes sont très souvent incapables de rappeler les informations contenues dans le message présenté dans l'oreille « non attentive ». C'est ce que l'on appelle l'effet de « filature » (« *shadowing* » en anglais). Concernant les stimulations visuelles, l'attention sélective est souvent comparée à un projecteur (**Eriksen & St. James, 1986**) : « tout ce qui est dans la lumière (ou le faisceau) du projecteur est vu très clairement alors que ce qui est autour est plus difficile à voir » (**Chanquoy et al., 2007**, p.34). Le faisceau du projecteur attentionnel pourrait être augmenté ou diminué à volonté, comme une lentille de zoom optique peut être réglée (**LaBerge, 1983** ; **N. G. Müller, Bartelt, Donner, Villringer, & Brandt, 2003**).

#### THÉORIE DE L'ATTENTION SÉLECTIVE

Les observations empiriques de **Cherry (1953)** ont conduit **Broadbent (1958)** à élaborer la première théorie de l'attention sélective, appelée théorie du filtre sélectif. Elle stipule que deux informations présentées au même moment sont stockées dans un « *buffer* » sensoriel (ou mémoire tampon). L'une d'entre elles traverse le filtre sélectif sur la base de ses caractéristiques puis est stockée en mémoire à court terme, tandis que l'autre reste dans le « *buffer* » sensoriel et est rapidement supprimée. Le rôle du filtre est d'éviter la surcharge du système de traitement de l'information ; il filtre les informations allant dans la mémoire à court terme afin de ne pas la saturer. Dans sa théorie de l'atténuation, **Treisman (1960)** remet en cause l'existence des filtres sélectifs précoces et propose de les remplacer par des filtres atténuateurs : les stimuli auxquels l'individu n'accorde pas d'attention ne sont pas rejetés mais passent dans le système cognitif de manière atténuée. Dans leur théorie de la sélection tardive, **Deutsch and Deutsch (1963)** postulent également que tous les stimuli sont entièrement analysés, le stimulus le plus pertinent déterminant la réponse. Toutefois, cette théorie met le « goulot d'étranglement » attentionnel beaucoup plus près de l'extrémité finale du système de traitement de l'information : l'attention entre en jeu plus tardivement, bien après l'entrée du stimulus dans le système cognitif.

En résumé, les théories de l'attention sélective soulignent l'existence d'un filtre sélectif dont la fonction est de supprimer (Broadbent, 1958) ou d'atténuer (Treisman, 1960; Deutsch & Deutsch, 1963) les informations auxquelles l'individu n'accorde pas d'attention. La sélection des informations non pertinentes pourrait être précoce (Broadbent, 1958) ou plus tardive (Deutsch & Deutsch, 1963). La théorie proposée par Lavie (1995, 2005) permet de concilier les deux approches. Cet auteur postule que la sélection des informations peut intervenir à différents moments de la chaîne de traitement de l'information. Sa position serait dépendante du niveau de charge perceptuel : plus l'environnement perceptif est riche et plus le niveau de sélection de l'information sera précoce.

#### LIMITES DE L'ATTENTION SÉLECTIVE

L'attention sélective est une capacité tout à fait essentielle étant donné que chaque individu est soumis en permanence à une multitude d'informations présentes dans son environnement. Ceci est d'autant plus vrai chez les pilotes d'avion qui, soumis à un grand nombre de stimulations visuelles et auditives émanant de sources diverses (e. g., instruments de vol, tour de contrôle, équipage en cabine, etc.), doivent sélectionner les informations les plus pertinentes pour la tâche de pilotage. Toutefois, l'attention sélective peut engendrer des effets indésirables, notamment lorsqu'elle nécessite une allocation de ressources importantes : « *the allocation of attention to a particular channel of information, diagnostic hypothesis, or task goal, for a duration that is longer than optimal, given the expected cost of neglecting events on other channels, failing to consider other hypotheses, or failing to perform other tasks* » (Wickens & Alexander, 2009, p.182). Fixer excessivement son attention sur des éléments particuliers est appelé « effet tunnel » ou « tunnélisation attentionnelle ». La tunnélisation attentionnelle peut conduire les individus à ignorer des stimuli inattendus visuels (« cécité inattentionnelle ») et/ou auditifs (« surdité inattentionnelle »), bien qu'ils soient tout à fait perceptibles. Les phénomènes de cécité et de surdité inattentionnelles chez les pilotes d'avion sont développés dans la partie 3.4.

##### 3.2.1.2 L'attention partagée

#### DÉFINITION

À l'inverse de l'attention sélective, l'attention partagée rend compte de la capacité d'une personne à réaliser plusieurs tâches en même temps; le terme anglais « *multitasking* » (« multitâches » en français) est souvent employé dans la littérature par analogie aux systèmes informatiques. Les exigences professionnelles et sociétales obligent les personnes à mener simultanément un grand nombre d'activités. Être multitâche est également une aptitude déterminante dans de nombreuses activités complexes et dynamiques, comme le pilotage d'avion : les pilotes doivent simultanément contrôler les instruments de vols et la météo, rester en contact avec les contrôleurs aériens, veiller au confort des passagers, etc. La question qui se pose alors est la suivante : une personne est-elle capable de réaliser plusieurs tâches en même temps ? Autrement dit, peut-elle allouer simultanément des ressources attentionnelles sur différentes tâches sans compromettre les performances sur une ou plusieurs tâches ? Afin de répondre à ces questions, de nombreuses études se sont intéressées aux modalités d'allocation des ressources attentionnelles en utilisant un paradigme de double tâche (*dual task*

*paradigm*). Ce paradigme consiste à réaliser deux tâches en même temps : une des tâches est la tâche principale tandis que l'autre est une tâche secondaire. En général, la performance sur une des deux tâches (ou sur les deux) est moins bonne lorsque les deux tâches sont réalisées simultanément plutôt que séparément. Toutefois, la dégradation des performances n'est pas la même en fonction des individus et de la nature des tâches. Dans ce sens, trois facteurs interagissent fortement avec les performances à la double tâche : la similarité entre les tâches, la difficulté de la (ou des) tâche(s) et la pratique.

**Similarité entre les tâches.** Deux tâches qui impliquent de traiter des stimulations grâce à la même modalité sensorielle (i. e., visuelle ou auditive) sont susceptibles d'interférer l'une avec l'autre (Treisman & Davies, 1973). Cette interférence peut conduire à une baisse des performances sur l'une des deux tâches, voire sur les deux. À l'inverse, les performances sont moins affectées lorsque les deux tâches n'utilisent pas la même modalité sensorielle. La modalité de réponse aux stimulations semble également être importante. Mcleod (1977) a utilisé un paradigme de double tâche dans lequel les participants devaient détecter des sons en réalisant simultanément une tâche de poursuite (*tracking task*) qui consistait à garder un point instable au centre d'une cible. Certains participants devaient répondre vocalement à l'apparition des sons tandis que d'autres devaient appuyer sur un bouton avec la main ne réalisant pas la tâche de poursuite. La performance de poursuite était meilleure lorsque la modalité de réponse était différente dans les deux tâches, c'est-à-dire manuelle dans la tâche de poursuite et vocale dans la tâche de détection des sons.

**Difficulté de la tâche.** La difficulté de la (ou des) tâche(s), qui peut se résumer à la quantité d'informations à traiter, est certainement le facteur le plus fondamental. Quantifier la difficulté d'une tâche est toutefois très difficile. Est-il plus facile de jouer du piano ou de piloter un avion ? Frédéric Chopin aurait sans doute répondu jouer du piano alors que Jean Pinet, célèbre pilote d'essai, répondrait sûrement piloter un avion. Autrement dit, une tâche difficile pour une personne peut être considérée comme simple pour une autre. Ainsi, la difficulté de la tâche ne peut pas être mesurée de manière absolue : elle interagit fortement avec le niveau d'expertise (processus automatisés vs. contrôlés) de la personne sur la tâche qu'elle effectue.

**Pratique.** La pratique – aussi appelée « niveau d'expertise » – peut produire une amélioration spectaculaire de la capacité des personnes à effectuer deux tâches en même temps (Spelke, Hirst, & Neisser, 1976). L'exemple le plus souvent cité est celui de la conduite automobile : il est très difficile pour un conducteur novice de tenir une discussion avec ses passagers lorsqu'il conduit pour la première fois, contrairement à un conducteur expérimenté qui n'éprouvera aucune difficulté à réaliser simultanément ces deux activités. Le niveau d'expertise est généralement associé à la nature des traitements cognitifs – automatisés vs. contrôlés – utilisés pour répondre aux exigences des tâches. La distinction entre processus automatiques et contrôlés est présentée dans la partie 3.2.1.3.

### THÉORIE DE L'ATTENTION PARTAGÉE

Même si la littérature fait consensus concernant les principaux facteurs qui interagissent avec les performances dans des tâches d'attention partagée, deux théories majeures s'affrontent pour les expliquer. La première suppose l'existence d'un réservoir unique de ressource attentionnelle (Kahneman, 1973 ; Just & Carpenter, 1992). Les performances aux deux tâches sont conditionnées par les exigences (besoins) en ressources de chacune des tâches. Autrement dit, plus les ressources nécessaires à la réalisation des tâches dépasseront celles disponibles dans le réservoir unique et plus les performances seront dégradées. Dans ce sens, plus les tâches sont difficiles et plus elles sont coûteuses pour le système cognitif ; la pratique réduit le coût associé à la réalisation des tâches et les rend plus faciles. Cette théorie échoue toutefois à expliquer le facteur lié à la similarité des tâches : pourquoi les performances sont faibles lorsque les tâches sont similaires (i. e., même modalité perceptive ou de réponse aux stimulations) ? Partant de ce constat, certains auteurs (e. g., Wickens, 1984 ; Baddeley, 1986) postulent l'existence non pas d'un réservoir unique mais de multiples réservoirs à ressources limitées, chacun d'entre eux étant spécifique aux modalités de traitement des informations (i. e., visuelles ou auditives). Cette dernière théorie permet d'expliquer l'effet de similarité des tâches (i. e., plus les tâches sont proches, plus les performances sont faibles) : les tâches similaires nécessitent les mêmes mécanismes de traitement tandis que les tâches dissimilaires peuvent être réalisées par des systèmes de traitement indépendants.

#### 3.2.1.3 *Traitements automatiques vs. contrôlés*

Comme vu précédemment, la pratique d'une activité permet d'améliorer les performances. Une explication de cette amélioration est l'automatisation des processus de traitement de l'information avec la pratique. La notion d'automatisation a été évoquée pour la première fois par Norman and Bobrow (1975) puis reprise par Shiffrin et Schneider dans deux travaux de recherches qui ont connu un fort succès auprès de la communauté scientifique (Schneider & Shiffrin, 1977 ; Shiffrin & Schneider, 1977). Ces auteurs proposent de faire la distinction entre les processus automatiques et les processus contrôlés. Les processus automatiques (e. g., la lecture) sont non conscients. Ils sont exécutés rapidement et ne nécessitent pas de ressources attentionnelles. Ils sont également très difficiles à modifier une fois appris. À l'inverse, les processus contrôlés sont conscients, exécutés lentement et nécessitent beaucoup de ressources attentionnelles. Ils peuvent être utilisés de manière flexible dans des circonstances changeantes. De nouveau, la conduite automobile permet d'illustrer la dichotomie entre les processus automatiques vs. contrôlés. L'activité de conduite est coûteuse et réclame beaucoup de ressources attentionnelles pour un conducteur peu expérimenté. Avec la pratique, certaines composantes de la conduite s'automatisent et rendent cette activité moins coûteuse en attention : le conducteur novice éprouvera de moins en moins de difficulté à réaliser une tâche annexe à la conduite, comme par exemple converser avec les occupants de la voiture ou interagir avec le système de navigation.

### 3.2.1.4 *Attention et Vigilance*

Il n'existe pas de réel consensus quant à la définition du terme « vigilance » (Oken, Salinsky, & Elsas, 2006). Le concept de vigilance a été étudié et défini de manière différente par des scientifiques issus de champs disciplinaires très variés. Pour les sciences cognitives, la notion de vigilance renvoie à celle d'attention soutenue, c'est-à-dire la capacité à maintenir son attention lors de l'exécution d'une tâche (Parasuraman, 1998). L'augmentation de la durée de la tâche conduit généralement à la baisse des capacités attentionnelles qui se traduit par la dégradation des performances (Mackworth, 1970). Le niveau de vigilance d'un individu est donc reflété par ses performances. Les tâches les plus utilisées pour quantifier le niveau de vigilance sont des tâches de réactions simples (i. e., de détection et de réponse à une stimulation ; cf. Chapitre 4.2.1.1). Elles utilisent comme indicateurs les temps de réaction aux stimuli, le nombre d'erreurs par omission et par persévération (Parasuraman, 1998 ; Matthews, Davies, Westerman, & Stammers, 2000).

Les neurophysiologistes et les neurobiologistes ont une approche tout à fait différente de la vigilance. Ils utilisent le terme « vigilance » pour décrire les variations du niveau d'excitation/éveil cortical (*cortical arousal*) lors des différents états de veille et de sommeil. Les techniques de neuro-imagerie (e. g., l'électroencéphalographie) sont utilisées pour estimer le niveau d'éveil cortical d'une personne. Dans cette approche, les dimensions cognitive (i. e., attentionnelle) et comportementale (performance) ne sont pas prises en compte. Les chercheurs en sciences cognitives contestent l'utilisation du terme « vigilance » par les physiologistes comme décrivant uniquement le niveau d'éveil d'un individu. Il considère que l'éveil physiologique ne recouvre pas totalement la notion de vigilance mais fait plutôt partie des nombreux concepts théoriques sous-jacents de celle-ci (Parasuraman, 1998). Ainsi, un faible niveau d'éveil peut conduire à la diminution des capacités attentionnelles et donc des performances dans une tâche d'attention soutenue. La réciproque n'est pas forcément vraie : un niveau optimal d'éveil physiologique est une condition nécessaire au maintien des capacités attentionnelles, mais n'est pas suffisant pour garantir de bonnes performances lors de tâches attentionnelles.

### 3.2.2 *Mémoire à court terme et mémoire de travail*

Le modèle séquentiel de traitement de l'information d'Atkinson and Shiffrin (1968) présenté dans la Figure 3.2 constitue l'une des premières conceptions structurelles de la mémoire – la plupart des travaux de recherche (anciens ou récents) y font référence. Ce modèle propose de diviser la mémoire en trois composantes : le registre sensoriel, la mémoire à court terme et la mémoire à long terme. L'information est reçue et stockée pour une durée très brève (quelques centaines de millisecondes) dans un registre sensoriel spécifique à la nature de l'information (visuelle, auditive, etc.). Cette information – ou une partie – va être sélectionnée puis stockée dans un registre à court terme à capacité limitée : la mémoire à court terme (MCT). Elle est ensuite transmise à un registre à long terme à capacité quasi-illimitée qui va la stocker pour une période de temps très longue : la mémoire à long terme (MLT). Par ailleurs, le modèle d'Atkinson and Shiffrin (1968) précise que la MCT n'a pas seulement une fonction de stockage. Elle régit des processus de contrôle volontaire, aussi appelés fonctions



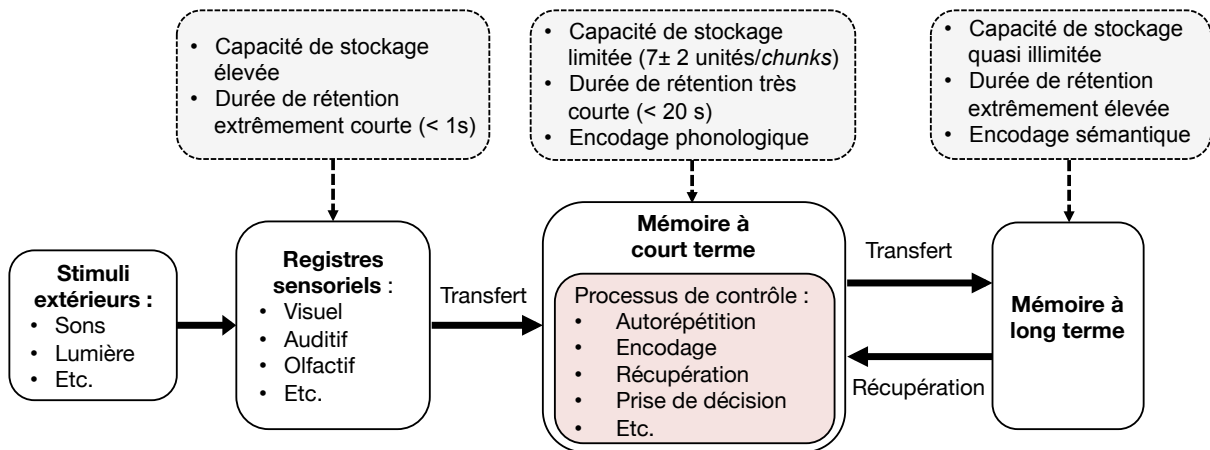


FIGURE 3.2: Modèle séquentiel de traitement de l'information d'après [Atkinson and Shiffrin \(1968\)](#).

exécutives, indispensables au transfert des informations d'un registre à l'autre. Ces processus impliquent des stratégies de récupération ou de maintien de l'information en MCT, comme par exemple la répétition mentale (autorépétition subvocale). Ils déterminent également le mode de codage des informations et permettent la recherche des informations en MLT. Cette considération sur le rôle non pas passif mais dynamique de la MCT, c'est-à-dire impliquant le stockage des informations en provenance des registres sensoriels ou de la MLT mais aussi leur traitement/manipulation, a conduit les chercheurs à abandonner progressivement la notion de MCT pour celle de mémoire de travail (MdT).

Le concept de charge mentale est fortement associé à la capacité limitée de la MCT/MdT. Ceci est d'autant plus vrai qu'il est généralement admis que la MCT/MdT gère le focus attentionnel ([Barrouillet & Camos, 2007](#)). Ainsi, la MCT/MdT renvoie à la plupart des notions relatives à l'attention qui ont été détaillées dans les parties précédentes. Les paragraphes suivants sont consacrés aux spécificités de la MCT/MdT.

### 3.2.2.1 Mémoire à court terme

Une des spécificités de la MCT est la courte durée de rétention des informations. [Peterson and Peterson \(1959\)](#) ont ainsi montré pour une tâche de mémorisation de lettres que la performance de rappel diminuait de 50% au bout de 6 secondes et que l'oubli était presque total après 18 secondes. Une autre caractéristique de la MCT est sa capacité de stockage très limitée. La capacité de la MCT est estimée en présentant à des participants des listes d'items (i. e., chiffres, lettres ou mots) de longueurs variables qu'ils doivent immédiatement répéter. L'empan mnésique d'un individu correspond à la plus longue liste pouvant être rappelée dans l'ordre et sans erreur. [G. A. Miller \(1956\)](#), dans son article intitulé « *The magical Number Seven, Plus or Minus Two* », a été le premier à montrer que le nombre maximal d'unités rappelées sans erreur (i. e., l'empan mnésique) est en moyenne de  $7 \pm 2$ . Cet auteur précise également qu'une unité peut être constituée d'un item (e. g., un mot, un chiffre, etc.) ou d'un regroupement d'items appelé « *chunk* »<sup>2</sup>. [Cowan \(2000, 2010\)](#) postule toutefois que la capacité de la

<sup>2</sup> Un « *chunk* » est une unité d'information composée de plus petits éléments informatifs. Par exemple, l'acronyme « EDF » est le *chunk* d'« Électricité de France » pour la plupart d'entre nous.

MCT de  $7 \pm 2$  unités est certainement surestimée, la performance des participants étant dépendante de la tâche de rappel utilisée qui favorise (ou non) la création des « *chunks* ». Dans ce sens, les « *chunks* » se créent plus facilement lorsque le participant a la possibilité de se répéter mentalement les items présentés (autorépétition) ou lorsque les items sont proches sur le plan sémantique. Lorsque la création des « *chunks* » est limitée expérimentalement, l'empan mnésique n'est plus que de 4 unités (Cowan, 2000, 2010).

La forme la plus fréquente de codage en MCT semble être de nature phonologique, et ce quelle que soit la modalité de présentation des informations (Wickelgren, 1968). Les informations non verbales (i. e., visuelles, spatiales, etc.) pourraient donc être recodées phonologiquement pour être stockées en MCT. Cette forme de codage s'appuie sur la sonorité et sur les mouvements articulatoires impliqués par une verbalisation silencieuse de l'information, c'est-à-dire sans nécessairement la vocaliser (Baddeley, 1986). Ainsi, le codage sonore et/ou articulatoire serait plus efficace que le codage visuel seul. Les informations qui ne peuvent être codées phonologiquement (cf. personnes sourdes ou malentendantes) pourraient toutefois l'être visuellement (Wickelgren, 1968 ; Brandimonte, Hitch, & Bishop, 1992).

### 3.2.2.2 Mémoire de travail

La mémoire de travail (MdT) – ou mémoire qui travaille – a été proposée pour la première fois par G. A. Miller, Galanter, and Pribram (1960) puis modélisée par Baddeley and Hitch (1974) ; Baddeley (1986). Elle remplace la mémoire à court terme d'Atkinson and Shiffrin (1968) qui ne permettait pas d'expliquer que l'on puisse manipuler des informations en plus de les stocker. Le modèle de Baddeley, auquel il est fait le plus souvent référence, comporte dans sa version initiale un système attentionnel de contrôle, l'administrateur central (*central executive*), et deux systèmes esclaves, la boucle phonologique et le calepin visuo-spatial. Plus récemment, Baddeley (2000) a proposé d'ajouter à la structure originelle de son modèle un nouveau composant, le « *buffer* » épisodique. La Figure 3.3 présente la conception multidimensionnelle de la mémoire de travail proposée par Baddeley. La fonction de chaque composante est explicitée ci-dessous :

- l'administrateur central : composante attentionnelle de la mémoire de travail, qui sélectionne, coordonne et contrôle les opérations de traitement des informations ;
- la boucle phonologique : comprend un registre de stockage temporaire dédié aux informations verbales et acoustiques, et un mécanisme de répétition articulatoire (autorépétition subvocal) dont le rôle est de maintenir la trace phonologique en mémoire ;
- le calepin visuospatial : constitué d'un registre de stockage des informations visuelles et spatiales, le « cache visuel » (« *visual cache* »), et d'un mécanisme de rafraîchissement de l'information visuo-spatiale, le « scribe interne » (« *inner scribe* »), selon une structure similaire à celle de la boucle phonologique. Le calepin visuospatial serait fractionnable en composantes distinctes dédiées aux informations visuelles, spatiales, et probablement kinesthésiques ;
- le « *buffer* » épisodique : système de stockage à capacité limitée capable d'intégrer des informations provenant de différentes sources et donc de différents types (informations visuelles, spatiales, auditives, etc.). Il réalise un codage multimodal, permettant



ainsi de faire l'interface entre les différents systèmes esclaves qui impliquent des codes différents, mais également avec la mémoire à long terme. Il est contrôlé par l'administrateur central qui peut récupérer les informations stockées dans le « *buffer* » sous forme consciente (*conscient awareness*). L'administrateur central peut également contrôler le contenu du « *buffer* » en focalisant l'attention sur une source d'informations.

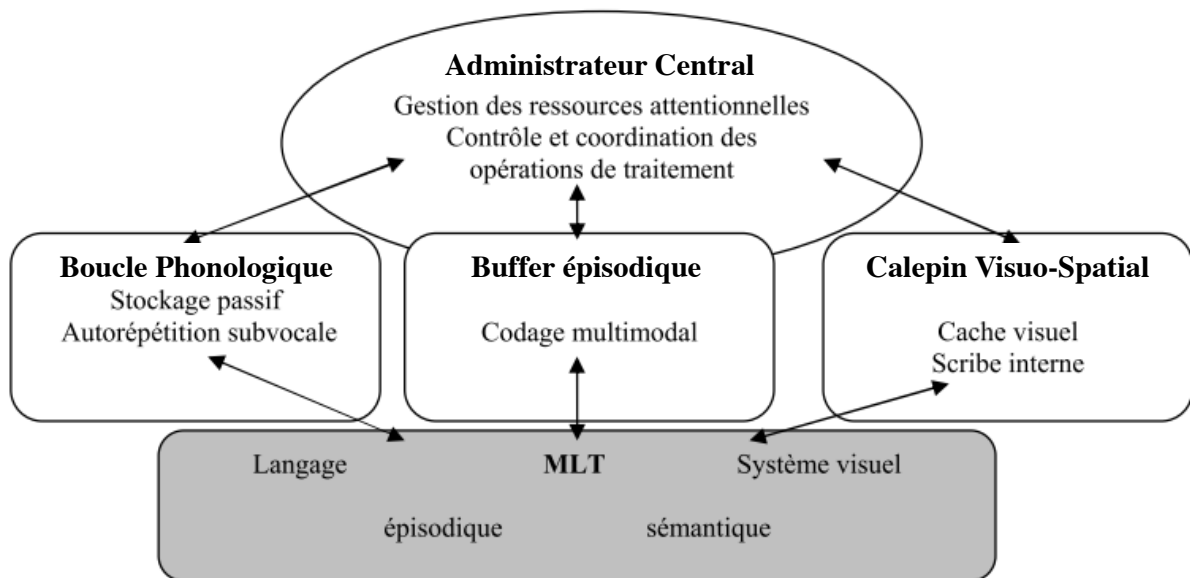


FIGURE 3.3: Représentation du modèle de la mémoire de travail proposée par [Baddeley \(2000\)](#). MLT : mémoire à long terme. Adaptée de [Chanquoy et al. \(2007\)](#).

D'autres modèles de la mémoire de travail qui diffèrent de la conception multi-composants ont également été proposés – ces modèles ne sont pas développés dans la thèse (pour revue voir par exemple [Barrouillet & Camos, 2007](#)). Le modèle de Baddeley reste le plus largement utilisé.

### 3.3 CHARGE MENTALE ET PERFORMANCE

Au début du xx<sup>e</sup> siècle, [Yerkes and Dodson \(1908\)](#) ont montré que les performances d'apprentissage de rats sanctionnés par des décharges électriques étaient meilleures lorsque ces décharges étaient d'intensité moyenne comparativement à des groupes dans lesquels les stimulations électriques étaient fortes ou faibles. Cette relation entre le niveau d'éveil/excitation physiologique (*arousal*) et la performance, appelée loi de Yerkes-Dodson, a été modélisée un demi-siècle plus tard par [Hebb \(1955\)](#) comme une courbe en U inversé. L'éveil physiologique est un concept large et cette même relation peut être appliquée à des constructions théoriques proches, comme celle de la charge mentale. La Figure 3.4 est une adaptation de la loi de Yerkes-Dodson, et de sa représentation en U inversé proposée par [Hebb \(1955\)](#), qui relie le niveau de charge mentale d'une personne et sa performance dans une tâche. Cette conception suggère l'existence d'une « zone de confort » dans laquelle les niveaux de charge mentale sont acceptables. Dans cette zone, une personne a la possibilité de compenser les variations du niveau de charge mentale et ses performances sont optimales. Lorsque la charge mentale

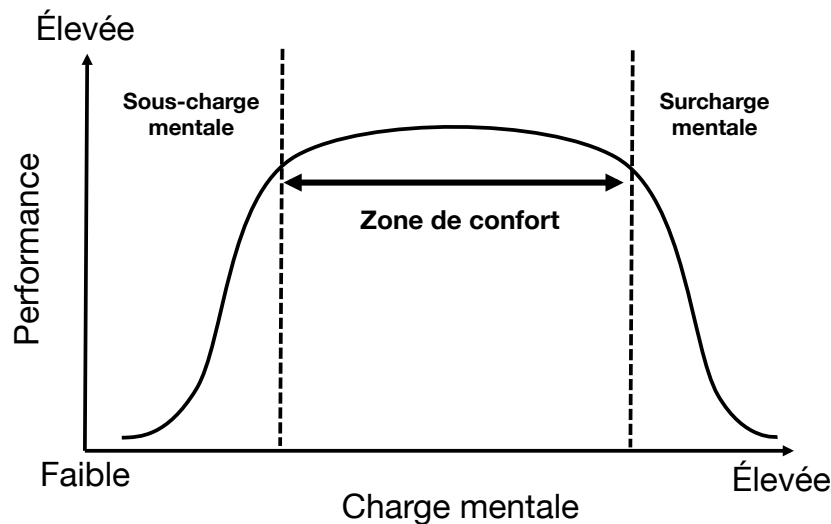


FIGURE 3.4: Relation entre la performance et le niveau de charge mentale. Adaptée des travaux de Yerkes and Dodson (1908) et de la représentation en U inversé de Hebb (1955).

devient trop importante pour être compensée (surcharge mentale), la personne ne peut plus traiter toutes les informations pertinentes à la réalisation de la tâche et ses performances se dégradent. À l’opposé, lorsque le niveau de charge mentale est trop faible (sous-charge mentale), le système cognitif travaille en-deçà de ses possibilités : la personne perd son intérêt pour la tâche, s’ennuie et a du mal à maintenir sa vigilance à un niveau correct (De Rivecourt et al., 2008). L’état de sous-charge mentale est tout aussi problématique que celui de surcharge mentale ; il peut conduire à une importante dégradation des performances (Young & Stanton, 2002).

### 3.4 LE CAS DES PILOTES

Piloter un avion est une activité caractérisée par de larges fluctuations de la charge de travail mental. Les exigences cognitives de la tâche de pilotage sont (très) élevées durant les phases de décollage, d’approche et d’atterrissage en raison d’un grand nombre de décisions cruciales à prendre dans un court laps de temps. À l’inverse, durant les phases de croisière, les exigences de la tâche de pilotage sont faibles. Le rôle du pilote est de surveiller les paramètres de vol et d’indiquer périodiquement sa position aux aiguilleurs du ciel. Lorsque les exigences requises par la tâche de pilotage excèdent les capacités cognitives du pilote, c’est-à-dire lorsque la charge mentale devient trop élevée (surcharge mentale), les performances peuvent diminuer. Par exemple, en présence de conditions météorologiques dégradées (vent important, brouillard épais, etc.), un pilote pourrait ne plus être en mesure de détecter une alarme lui indiquant une panne de train lors de l’atterrissage dans un aéroport non familier, qui plus est durant la nuit. Les performances sont également susceptibles de se dégrader lorsque les capacités cognitives disponibles sont supérieures aux capacités requises par la tâche de pilotage (Johnson & Proctor, 2004), autrement dit lorsque la charge mentale devient trop faible (sous-charge mentale) : les pilotes éprouvent des difficultés à maintenir leur niveau de vigilance et à traiter toutes les informations pertinentes (De Rivecourt et al., 2008).

Un pilote long-courrier, par exemple, pourrait ne pas remarquer que l'indicateur de quantité de carburant diminue à un rythme anormalement élevé.

### 3.4.1 *Surcharge mentale et pilotage*

Les données récentes de la littérature tendent à montrer que les tâches qui impliquent une charge mentale très élevée consomment la plupart des capacités attentionnelles, laissant peu ou pas de ressource pour le traitement des informations inattendues. C'est en ce sens que des travaux de recherche (Recarte & Nunes, 2003 ; Han & Kim, 2004 ; Oh & Kim, 2004 ; Todd, Fougny, & Marois, 2005 ; Fougny & Marois, 2007 ; Pérez-Moreno, Conchillo, & Recarte, 2011) ont montré que l'augmentation de la charge mentale dans des tâches cognitives réduit la probabilité de détecter des stimuli visuels inattendus (i. e., des alarmes) et conduit à diverses formes de « cécité inattentionnelle » (« *inattentional blindness* » ; Mack & Rock, 1998). Cette tendance à ignorer des stimuli inattendus – bien qu'ils soient tout à fait perceptibles – ne se limite pas à la vision. Les sons saillants inattendus peuvent également passer inaperçus lors de tâches avec de fortes demandes attentionnelles (e. g., Spence & Read, 2003 ; Hughes, Hnourlstone, Marsh, Vachon, & Jones, 2013). Bien que moins connu que son homologue visuel, ce phénomène est nommé « surdité inattentionnelle » (« *inattentional deafness* » ; Dalton & Fraenkel, 2012 ; Koreimann, Strauß, & Vitouch, 2009).

Les phénomènes de « cécité inattentionnelle » et de « surdité inattentionnelle » sont susceptibles d'avoir des conséquences importantes pour la sécurité des vols car les pilotes doivent souvent faire face à des alarmes visuelles et auditives tout en étant surchargés de diverses informations. Dehais et al. (2014) ont exploré les phénomènes de cécité et de surdité inattentionnelles à des alarmes critiques lors d'une expérimentation sur simulateur de vol. La simulation consistait à atterrir dans une condition de charge mentale faible ou élevée. Une alarme visuelle et sonore indiquant une panne du train d'atterrissage se déclenchait au cours de la phase d'approche : sa détection devait conduire le pilote à interrompre l'atterrissage et à effectuer une manœuvre de remise des gaz. Dans le scénario de forte charge mentale, l'alarme se produisait simultanément à l'apparition d'un fort vent de cisaillement (*wind shear*), provoquant une augmentation soudaine de la charge de travail mental. Aucun vent de cisaillement n'était présent en condition de faible charge. Les résultats ont montré qu'en condition de forte charge mentale (i. e., avec le vent de cisaillement), 11 pilotes sur 28 n'ont pas détecté les alarmes visuelles et auditives saillantes. Ces pilotes ont continué à atterrir ou ont effectué une manœuvre de remise de gaz en raison de la difficulté à stabiliser l'appareil, et non pas à cause de la panne du train d'atterrissage. Dans une autre étude de simulation de vol, Giraudet, St-Louis, Scannella, and Causse (2015) ont étudié la relation entre le phénomène de surdité inattentionnelle et le potentiel évoqué cognitif P300 (composante associée à l'orientation volontaire de l'attention ; cf. Chapitre 4.3.3.1). Les participants visionnaient des extraits vidéo reproduisant une phase d'atterrissage et devaient prendre la décision de faire atterrir ou non l'avion en fonction de divers paramètres de vol (i. e., cap, déclinaison magnétique et vitesse du vent). Dans la condition de faible charge mentale, les paramètres de vol étaient optimaux tandis qu'ils indiquaient une dégradation des conditions de vol dans la condition de forte charge mentale. Lors du visionnage des vidéos, les participants devaient simultanément réaliser une tâche « *oddball* » qui consistait à détecter des sons « déviants » occasionnels (sti-

muli « cibles ») parmi un grand nombre de sons répétitifs (stimuli « fréquents »). Les auteurs rapportent une diminution de la capacité à détecter les alarmes auditives imprévisibles (sons « cibles ») ainsi que de l'amplitude de la composante P300 extraite du signal électroencéphalographique avec l'augmentation de la charge mentale.

#### 3.4.2 *Sous-charge mentale et pilotage*

L'introduction du pilote automatique et de systèmes de surveillance de vol (*Flight Monitoring System* ou FMS) peut réduire significativement la charge mentale des pilotes. Or, la réduction de la charge mentale n'est pas nécessairement souhaitable, notamment si le niveau de charge mentale est déjà « gérable ». L'automatisation croissante des tâches de pilotage soulève la question de la sous-charge mentale. La sous-charge mentale, qui prédomine durant les phases de croisière, peut conduire les pilotes à ignorer certaines informations pertinentes en raison d'un manque de motivation et de la difficulté à maintenir leur niveau de vigilance (Wise, Hopkin, & Garland, 2010). Autrement dit, les pilotes risquent de ne pas être en mesure de répondre favorablement aux exigences du pilotage par manque d'investissement. Certains auteurs postulent que la sous-charge mentale peut être aussi préjudiciable aux performances que la surcharge mentale (Parasuraman, Molloy, Mouloua, & Hillburn, 1996; Young & Stanton, 2002). Toutefois, les recherches sur ce phénomène sont encore très rares dans le contexte de pilotage, notamment lors des vols long et très long-courriers qui sont les plus concernés par ces effets. Une des raisons est l'absence d'outils de mesure de la sous-charge mentale. Des études futures devront certainement préciser les effets de la sous-charge mentale sur les performances de pilotage et tenter de proposer un outil de mesure du phénomène.

---

## MESURES DE LA SOMNOLENCE ET DE LA CHARGE MENTALE

---

La mesure de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale se confronte à de nombreux obstacles. Les multiples constructions conceptuelles de la somnolence, qui sont basées sur des observations phénoménologiques et empiriques, ainsi que les nombreux processus (i. e., circadien, homéostatique) ou systèmes (« *drives* ») sous-jacents, ont conduit au développement de nombreuses opérationnalisations du phénomène de somnolence. Par conséquent, les façons de la mesurer sont tout aussi nombreuses. Similairement, la pluralité des fondements théoriques de la charge mentale sont encore débattus et il n'y a pas de consensus sur la façon dont le concept de charge mentale devrait être défini, et par conséquent mesuré avec précision. Le chapitre suivant présente certaines mesures de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale, et discute, indépendamment de la variable mesurée, de leurs inconvénients et avantages d'un point de vue général ainsi que plus spécifiquement dans le contexte du pilotage.

### 4.1 MESURES SUBJECTIVES

Les mesures subjectives utilisent l'approche introspective afin de déterminer l'état de somnolence ou le niveau de charge mentale d'une personne. Ce sont des mesures d'auto-évaluation. Elles s'appuient principalement sur des questionnaires et des échelles de type Likert. Des revues de la littérature existent sur les nombreuses mesures subjectives de la somnolence (e. g., [Curcio, Casagrande, & Bertini, 2001](#) ; [Shahid, Shen, & Shapiro, 2010](#)) et de la charge mentale (e. g., [S. Miller, 2001](#)). Une liste non exhaustive des questionnaires et échelles les plus utilisées ou développées dans le contexte du pilotage aérien est proposée dans cette thèse.

#### 4.1.1 *Mesures subjectives de la somnolence*

Les échelles et questionnaires qui permettent de déterminer l'état de somnolence d'un individu sont très nombreux. Les échelles de Stanford (*Stanford Sleepiness Scale* ou SSS ; [Hoddes, Zarcone, Smythe, Phillips, & Dement, 1973](#)), de Karolinska (*Karolinska Sleepiness Scale* ou KSS ; [Akerstedt & Gillberg, 1990](#)) et visuelle analogique (*Visual Analogue Scale* ou VAS ; [Monk, 1989](#)) sont les plus reconnues et les plus utilisées. Elles font l'objet d'une attention particulière de la part des chercheurs qui souhaitent quantifier l'état de somnolence des pilotes ([Holmes, Al-Bayat, Hilditch, & Bourgeois-Bougrine, 2012](#) ; [Powell, Spencer, & Pe-](#)

trie, 2010; Neri et al., 2002; Previc et al., 2009). D'autres outils tels que l'échelle de Thayer (*Activation-Deactivation Adjective Check-List*; Thayer, 1986), l'échelle de fatigue de Samn-Perelli (*Samn-Perelli Fatigue Scale*; Samn & Perelli, 1982) ainsi que le test de profil des états d'humeur (*Profile Of Mood States* ou POMS; McNair, Lorr, & Droppleman, 1971) ont également été utilisés pour évaluer le niveau d'éveil des pilotes (Ruiz, Boyer, Plantin de Hugues, Daurat, & Legros, 2014; Powell et al., 2010; Spencer & Robertson, 2000, 2002; Caldwell et al., 2004; Previc et al., 2009).

#### 4.1.2 Mesures subjectives de la charge mentale

Les mesures subjectives de la charge mentale peuvent être divisées en deux catégories : les échelles unidimensionnelles et multidimensionnelles.

##### 4.1.2.1 Échelles unidimensionnelles

Les échelles unidimensionnelles demandent aux participants d'estimer l'effort mental global nécessaire à l'accomplissement d'une tâche après sa réalisation. L'échelle unidimensionnelle de Cooper-Harper (*cooper-Harper aircraft handling Qualities Rating scale* ou HQR; Cooper & Harper, 1969) est l'échelle de référence pour l'évaluation du niveau de charge mentale. Elle a été développée initialement au sein de la NACA (ancêtre de la NASA) pour l'évaluation des cockpits par les pilotes d'essai. Cette échelle est encore largement utilisée dans le domaine aéronautique. Des versions dérivées de la HQR comme l'échelle de Cooper-Harper modifiée (*Modified Cooper-Harper Scale* ou MCHS; Wierwille & Casali, 1983) – qui peut être utilisée dans d'autres tâches que le pilotage – ou l'échelle de Bedford (*Bedford Workload Scale* ou BWS; Ellis & Roscoe, 1982) – qui fait référence de manière plus générale à la charge de travail et à la capacité de réserve plutôt qu'à l'effort fourni (compensation) – sont également disponibles.

##### 4.1.2.2 Échelles multidimensionnelles

Les échelles multidimensionnelles estiment différents facteurs qui conditionnent le niveau de charge mentale. L'échelle la plus connue et la plus utilisée est la *National Aeronautics and Space Administration Task load index* (NASA-TLX; Hart & Staveland, 1988). Un autre outil de référence utilisé dans le cadre de l'évaluation du niveau de charge mentale est le *Subjective Workload Assessment Technique* (SWAT; Reid & Nygren, 1988).

#### 4.1.3 Avantages et limites des mesures subjectives

Les mesures subjectives sont rapides à effectuer et peu coûteuses. Néanmoins, elles sont très dépendantes de l'état motivationnel de la personne. Il n'est pas rare que les personnes sur-estiment (ou sous-estiment) leur état de somnolence ou leur niveau de charge mentale en

fonction de leur personnalité et/ou des conditions environnementales. Par exemple, les pilotes d'avion auraient tendance à sous-estimer volontairement leur état de somnolence pour éviter certaines conséquences médico-légales (e. g., arrêt de travail) ou involontairement du fait de s'être habitué à travailler en étant fréquemment somnolents. La critique majeure des mesures subjectives est qu'elles ne sont pas réalisées lors de l'exécution de la tâche « principale » – dans notre cas le pilotage d'avion – mais en amont ou a posteriori. Dans la plupart des études menées sur une population de pilotes, les tests subjectifs de somnolence sont placés avant et après les vols, quelquefois lors des phases – calmes – de croisière. L'estimation du niveau de charge mentale expérimenté en vol (ou des niveaux expérimentés lors de différentes phases de vol) est réalisée a posteriori, ce qui peut conduire à une distorsion ou à une description incomplète du phénomène vécu. Certains chercheurs ont tenté de développer et/ou d'introduire des mesures subjectives « instantanées » afin de pallier le décalage temporel entre le phénomène vécu et son estimation. Pour cela, les évaluations doivent être complétées le plus rapidement possible et à des intervalles fréquents alors que la tâche principale est en cours d'exécution. Par exemple, une version informatisée de l'échelle de fatigue de Samn-Perelli a été introduite sur le système de surveillance de vol (*Flight Monitoring System* ou FMS) de Boeing 777 afin d'évaluer rapidement la somnolence des pilotes lors de la phase de descente de l'avion (Powell, Spencer, & Petrie, 2011). En ce qui concerne la charge mentale, la méthode « d'auto-évaluation instantanée » (*Instantaneous Self Assessment* ou ISA ; Jordan, 1992 ; Castle & Leggatt, 2002) demande à un opérateur de répondre à une échelle unidimensionnelle informatisée en 5-points allant de 1 (faible charge mentale) à 5 (charge mentale élevée) alors qu'il réalise simultanément la tâche principale. La sélection du niveau de charge se fait en appuyant sur un des cinq boutons d'un clavier placé à proximité de l'opérateur. Le temps de réponse est également enregistré. Toutefois, l'introduction d'une tâche supplémentaire réalisée simultanément à celle du pilotage (i. e., double tâche) peut conduire à une augmentation de l'estimation globale du niveau de charge mentale et, de manière plus problématique, influencer sur les performances de la tâche principale. Autrement dit « dans quelle mesure peut-on interférer avec la tâche de l'opérateur sans risquer de compromettre son activité ? » (Cuvelier, 2012, p.123). La limite majeure des outils subjectifs reste néanmoins leur incapacité à détecter en temps réel de brusques variations de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale.

## 4.2 MESURES DE PERFORMANCE

### 4.2.1 Mesures de la somnolence basées sur la performance

L'utilisation des mesures de performances pour l'évaluation de l'état de somnolence part de l'observation suivante : les capacités mentales d'une personne étant dépendantes de son niveau d'éveil, lorsque son niveau de somnolence augmente, ses performances dans des tests impliquant les fonctions cognitives telles que l'attention (soutenue), la mémoire (à court et long terme) et les fonctions exécutives sont dégradées. Cette détérioration est particulièrement observée lors de privation totale ou partielle de sommeil (Banks & Dinges, 2007). En conséquence, les performances d'une personne dans des tests qui nécessitent des capacités cognitives efficaces semblent refléter son état de somnolence. Les principales mesures de



performances utilisées pour quantifier l'état de somnolence sont les tests psychomoteurs et les tests cognitifs.

#### 4.2.1.1 Tests psychomoteurs

Les tests psychomoteurs sont principalement des tests de temps de réaction simple même si des tests de poursuite (*tracking task*) et de tapotement des doigts (*tapping task*) peuvent également être utilisés pour évaluer l'état de somnolence (pour revue voir [Curcio et al., 2001](#)). Dans les tests de temps de réaction simple, c'est-à-dire de détection et de réponse à un signal, le participant doit appuyer le plus rapidement possible sur un bouton dès l'apparition d'une stimulation visuelle ou auditive. Ces stimulations sont présentées de manière aléatoire. Les indicateurs de performances sont le nombre de bonnes détections/essais corrects et le temps de réaction (TR) moyen associé, ainsi que le nombre d'erreurs par omission et par persévération (i. e., commissions ou fausses détections). Ce type de test est généralement réalisé dans les laboratoires du sommeil (*Oxford Sleep Resistance Test* ou OSleR; [Bennett, Stradling, & Davies, 1997](#)) ou en dehors des établissements de santé grâce à des appareils portatifs, notamment en recherche expérimentale. Le test portatif de référence est la tâche de vigilance psychomotrice (*Psychomotor Vigilance Task* ou PVT; [Dinges & Powell, 1985](#)). Le PVT est une tâche de temps de réaction simple informatisée qui fournit une mesure valide du processus d'attention soutenue. Le PVT est administré de manière classique sur un boîtier portatif de la taille d'une brique, le PVT 192® (Ambulatory Monitoring Inc., Ardsley, NY, USA). Les performances sur le PVT sont très sensibles à la privation totale et partielle de sommeil (e. g., [Van Dongen et al., 2003](#); [Banks & Dinges, 2007](#)) ainsi qu'à la restriction chronique de sommeil ([Van Dongen et al., 2003](#)), ce qui en fait la tâche de référence pour l'évaluation de l'état de somnolence consécutif au manque de sommeil.

#### 4.2.1.2 Tâches cognitives

Des fonctions cognitives autres que l'attention (soutenue) peuvent être détériorées lors de l'état de somnolence. Partant de ce constat, des tests cognitifs plus complexes – impliquant la mémoire ou les fonctions exécutives (e. g., capacité d'inhibition) – peuvent être utilisés pour évaluer l'état de somnolence. Une façon de complexifier une tâche de temps de réaction simple est d'insérer de l'incertitude dans la détection des stimulations. Il suffit pour cela de demander au participant de détecter des stimulations « déviantes » occasionnelles (stimuli « cibles ») parmi un grand nombre de stimulations répétitives (stimuli « fréquents »). En d'autres termes, le participant doit appuyer le plus rapidement possible sur un bouton lorsque qu'il détecte une stimulation « cible ». Ces tâches sont regroupées dans la littérature sous le nom de paradigme « *oddball* » (« stimulus discordant » en français). La réalisation des tâches « *oddball* » demande de bonnes capacités d'attention (soutenue), d'adaptation de la mémoire de travail aux informations de l'environnement et d'inhibition. Ces tâches peuvent être couplées à un enregistrement électroencéphalographique afin de mesurer les très faibles tensions électriques du cortex cérébral survenant à la suite des stimulations (technique des potentiels évoqués, cf. partie 4.3.3). D'autres tests cognitifs, encore plus complexes, comme des tests de mémoire, de substitution, de raisonnement logique ou arithmétique sont parfois utilisés pour évaluer l'état de somnolence.



#### 4.2.1.3 *Avantages et limites des tests psychomoteurs et cognitifs*

Les tests psychomoteurs et cognitifs sont des outils intéressants pour l'évaluation de la somnolence. Ils sont peu coûteux. De nombreuses recherches ont utilisé le PVT pour évaluer la somnolence des pilotes lors de vols de nuit (Neri et al., 2002), de vols transméridiens (Pettrilli, Roach, Dawson, & Lamond, 2006) ou d'éveil prolongé (Lopez et al., 2012), les performances sur le PVT (temps de réaction moyen) prédisant l'augmentation des erreurs de pilotage (Lopez et al., 2012). Les limites de ces tests sont néanmoins nombreuses. Ils ne présentent pas tous une sensibilité élevée à la somnolence (Casagrande et al., 1997). Les tests cognitifs sont très sensibles au phénomène d'apprentissage, c'est-à-dire que les performances peuvent s'améliorer suite à l'administration répétée d'un même test. Pour cette raison, les tests de temps de réaction simple (e. g., PVT) sont souvent préférés aux tests cognitifs plus complexes. De plus, les performances – donc l'état de somnolence estimé – dans les tests psychomoteurs et cognitifs sont dépendantes de facteurs endogènes tels que l'âge ou la motivation de la personne, ou de facteurs exogènes tels que l'environnement, la nature du test (i. e., dimensions évaluées) et ses caractéristiques (e. g., test monotone vs. stimulant, long vs. court). En conséquence, les performances sur ces tests ne sont pas toujours corrélées avec les performances lors d'activités plus écologiques ou en conditions réelles.

#### 4.2.1.4 *Performances sur des tâches qui ciblent des activités réelles*

Idéalement, les performances devraient être évaluées directement dans les activités pour lesquelles la somnolence pose problème, dans notre cas le pilotage d'avion. Cependant, les tests de pilotage en conditions réelles coûtent extrêmement cher et posent un réel problème de sécurité. Pour ces deux raisons, les protocoles sur simulateur de vol sont quasiment systématiquement préférés aux vols réels. Il existe une grande diversité de simulateurs de vol, allant de la simulation très basique sur ordinateur (e. g., *Multi-Attribute-Task-Battery* ou MATB<sup>1</sup>) au simulateur à haute-fidélité sur base mobile à 6 degrés de liberté reproduisant parfaitement l'environnement de vol (visuel, sonore, physique et instrumentation dans le cockpit). Les avantages du simulateur sont multiples : coût réduit (seulement pour les simulateurs à base fixe), contrôle des conditions expérimentales et des scénarii de vol, recueil de données simplifié mais surtout réduction des risques potentiels associés à la somnolence. De plus, la relation entre performances sur simulateur et performances en situations réelles semble plus pertinente que la relation entre performances sur des tâches psychomotrices/cognitives et performances en conditions réelles (Cluydts et al., 2002). Néanmoins, le simulateur ne reproduit jamais parfaitement l'activité réelle. Ainsi, les études menées sur simulateur de conduite montrent que les changements qualitatifs des performances lors de la somnolence sont écologiquement valides, mais que l'extrapolation quantitative n'est pas justifiée : la dégradation des performances semble être plus précoce et plus prononcée dans un environnement simulé que dans un environnement réel (Philip et al., 2005).

<sup>1</sup> La *Multi-Attribute-Task-Battery* (MATB ; Comstock, 1994) est une simulation de vol sur ordinateur dans laquelle les participants doivent effectuer une tâche de poursuite (*tracking task*) qui consiste à garder un point instable au centre d'une cible à l'aide d'un joystick. Ils doivent simultanément (en utilisant différentes touches du clavier) gérer des alarmes visuelles et des cadrans, répondre à des stimulations auditives qui leur demandent d'ajuster des fréquences radio et gérer une simulation de débit de carburant.

#### 4.2.2 Mesures de la charge mentale basées sur la performance

Les mesures de performances de la charge mentale peuvent être réalisées (1) directement sur la tâche principale ou (2) sur une tâche additionnelle qui est réalisée simultanément.

##### 4.2.2.1 Mesure de la performance sur la tâche principale

L'utilisation du métrique de performance sur la tâche principale (ou « primaire ») pour l'évaluation de la charge mentale part du postulat suivant : les capacités mentales d'une personne étant limitées (Sweller, 1988), les performances relatives à la réalisation d'une tâche seront dégradées lorsque les exigences de cette tâche augmenteront (e. g., flux d'informations à traiter). Les indicateurs de performance utilisés pour évaluer la charge mentale sont pratiquement infinis et dépendent de la tâche réalisée. Par exemple, dans des tâches psychomotrices ou cognitives, les indicateurs seront le nombre de bonnes détections/réponses et le temps de réaction moyen associé, alors que le nombre d'interactions avec les commandes du véhicule ou l'analyse de ses paramètres dynamiques (e. g., déplacement latéral) peuvent être utilisés dans des tâches plus écologiques comme la conduite automobile ou le pilotage. Cette méthode a pour principal avantage de ne pas interférer avec la tâche principale. Cependant, l'utilisation de la performance sur la tâche principale comme indicateur de la charge mentale suppose une relation directe (i. e., linéaire) entre la performance et le niveau de charge mentale. Or, il est difficile d'observer des modifications de la performance sur la tâche principale lorsque le niveau de charge mentale augmente mais ne dépasse pas les capacités de la personne. En général, la dégradation des performances est observable seulement si les exigences de la tâche dépassent les capacités de la personne, c'est-à-dire lorsque la personne se trouve en état de surcharge mentale : « ce n'est qu'aux limites de compensation du système que la relation devient significative » (Raufaste, Daurat, Mélan, & Ribert-Van de Weerd, 2004, p.192). Ainsi, si l'opérateur n'est pas en état de surcharge, la performance sur la tâche principale ne reflète pas ses capacités mentales de réserve (Sirevaag et al., 1993).

##### 4.2.2.2 Mesure de la performance sur une tâche additionnelle réalisée simultanément

Un moyen de pallier cette limite est l'introduction d'une tâche additionnelle (ou « secondaire ») réalisée simultanément. Les ressources non utilisées pour réaliser la tâche principale le seront pour performer la tâche additionnelle. Par conséquent, les performances sur la tâche additionnelle permettent de déduire la quantité de ressources mentales allouées à la tâche principale. Les mesures de performances de la tâche additionnelle reposent sur le paradigme de double tâche (*dual task paradigm*) qui est fondé sur l'hypothèse du canal unique de traitement de l'information (Broadbent, 1958). Le paradigme de double tâche le plus fréquemment utilisé consiste à demander à des participants de réaliser une tâche considérée comme la tâche principale (e. g., pilotage d'avion). Ils doivent simultanément réaliser une tâche « *odd-ball* », c'est-à-dire détecter le plus rapidement possible des stimulations visuelles ou auditives « cibles » de faible probabilité d'apparition parmi des stimulations « fréquentes », par exemple en appuyant sur un bouton. Cette deuxième tâche constitue la tâche additionnelle. L'hypothèse est que la performance de détection des stimulations (e. g., temps de réaction,

omissions, etc.) reflète le coût en ressources cognitives allouées à la tâche primaire. Une faible performance à la deuxième tâche peut traduire une charge mentale élevée, et cela particulièrement si les mêmes types de ressources sont utilisés dans les deux tâches (Wickens, 1984). D'autres tâches cognitives (e. g., tests de mémoire, tâches arithmétiques, etc.) sont parfois utilisées comme tâche secondaire afin d'évaluer la charge mentale.

#### 4.2.2.3 Avantages et limites du métrique de performance

La principale limite de l'utilisation de métriques de performances pour l'évaluation de la charge mentale est que la relation entre la performance et la charge mentale dépend de nombreux facteurs tels que les exigences de la tâche, les stratégies cognitives (expérience de la personne), la motivation ou encore des différences inter-individuelles (Cegarra & Chevalier, 2008). Dans ce sens, il est possible qu'un pilote novice n'expérimente pas le même niveau de charge mentale qu'un pilote expert en cas de demande importante de la tâche de pilotage : les capacités du pilote novice seront poussées à des niveaux élevés alors que les capacités du pilote expert ne le seront pas du tout, ce qui fausse les critères de performances pour l'évaluation de la charge mentale des pilotes. Par ailleurs, l'introduction d'une tâche concurrente à celle du pilotage (i. e., paradigme de double tâche) pour l'évaluation de la charge mentale pose de nouveau la question du risque de compromettre l'activité du pilote.

### 4.3 MESURES PHYSIOLOGIQUES

Les mesures physiologiques de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale partent du constat suivant : la transition de l'état d'éveil vers celui du sommeil est accompagnée d'une diminution de l'excitation/éveil physiologique (*arousal*) alors que la hausse du niveau de charge mentale conduit à l'augmentation de l'éveil physiologique. Les mesures de l'activité des deux composantes du système nerveux, le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP), sont utilisées comme indicateurs physiologiques de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale.

Parmi les mesures du SNP utilisées pour évaluer l'état de somnolence ou le niveau de charge mentale d'un personne, nous retrouvons la fréquence cardiaque et respiratoire, le diamètre pupillaire, les mouvements des yeux, le niveau de conductance de la peau ou le niveau de concentration de certaines hormones (adrénaline, noradrénaline et cortisol). Les mesures du SNC incluent les mesures de l'activité électro-oculographique (i. e., clignements des paupières) et corticale. Différentes techniques de neuro-imagerie permettent d'analyser l'activité du cortex cérébral (cf. Figure 10.1, annexe 10.1). Ces techniques sont typiquement classées en deux catégories :

- les techniques de mesure directe de l'activité cérébrale comme l'électroencéphalographie (EEG) et la technique des potentiels évoqués (PEs) qui enregistre l'activité électrique corticale générée par les neurones, ou la magnétoencéphalographie (MEG) qui enregistre les champs magnétiques associés à cette activité électrique corticale ;
- les techniques de mesure indirecte comme la tomographie (ou tomoscintigraphie) par émission de positons (TEP; *Positron Emission Tomography* ou PET), l'imagerie par ré-

sonance magnétique fonctionnelle (IRMf; *functional Magnetic Resonance Imaging* ou fMRI), la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle (SPIRF; *functional Near InfraRed Spectroscopy* ou fNIRS) et l'échographie Doppler transcrânienne fonctionnelle (DTCCf; *TransCranial Doppler sonography* ou fTCD) qui enregistrent l'activité – ou réponse – hémodynamique et métabolique du cerveau.

Les mesures physiologiques ont pour principal avantage de pouvoir être acquises en continu et reflètent quasi-instantanément le niveau d'éveil ou de charge mentale d'une personne. Toutefois, deux critiques peuvent être formulées. Premièrement, certaines mesures physiologiques peuvent présenter un manque de sensibilité et/ou de sélectivité. Par exemple, les fréquences cardiaque et respiratoire ne sont pas sensibles aux faibles variations de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale. De plus, les activités cardiaque, respiratoire ou électrodermale ne sont pas exclusivement sensibles à ces deux phénomènes. Elles réagissent à l'activité physique, aux conditions environnementales (température, taux d'humidité, etc.) ou à d'autres perturbations psychophysiologiques comme les émotions. Deuxièmement, l'enregistrement des données physiologiques nécessite d'appareiller la personne et/ou l'environnement du recueil. Les dispositifs utilisés, qui peuvent être coûteux, sont plus ou moins contraignants pour la personne.

Des revues de la littérature existent sur les mesures physiologiques de l'état de somnolence (e. g., [Curcio et al., 2001](#) ; [Sahayadhas, Sundaraj, & Murugappan, 2012](#)) et du niveau de charge mentale (e. g., [De Waard, 1996](#) ; [S. Miller, 2001](#)). Ne sont développés dans ce travail de thèse que l'oculométrie, l'électroencéphalographie (EEG) ainsi que les potentiels évoqués (PEs) – ces techniques sont utilisées dans les études expérimentales présentées dans cette thèse.

#### 4.3.1 Oculométrie

La taille de la pupille et ses oscillations spontanées (i. e., fluctuations très rapides du diamètre pupillaire) sont enregistrées grâce à des dispositifs spécialisés dans l'analyse des mouvements oculaires : les oculomètres (*eye-tracker*). La plupart des oculomètres utilisent des sources de lumière infrarouge (IR) qui amplifient la brillance de la pupille et produisent un reflet cornéen. Ce reflet, facilement détectable par une caméra IR, permet de caractériser les mouvements des yeux ainsi que le diamètre pupillaire.

##### 4.3.1.1 Pupille et somnolence

Chez un sujet alerte, la pupille reste dilatée et ses oscillations spontanées sont faibles. À l'inverse, l'état de somnolence consécutif à une privation de sommeil provoque une diminution du diamètre de la pupille et une augmentation de ses oscillations spontanées ([Wilhelm, Wilhelm, Lüdtkke, Streicher, & Adler, 1998](#) ; [Morad, Lemberg, Yofe, & Dagan, 2000](#)). La diminution du diamètre pupillaire corrèle significativement avec l'augmentation de la somnolence subjective mesurée par l'échelle de Stanford ([Morad et al., 2000](#)), et dans une moindre mesure avec la latence de sommeil mesurée dans le test itératif de latence d'endormissement ([McLaren, Hauri, Lin, & Harris, 2002](#)).

#### 4.3.1.2 *Pupille et charge mentale*

La taille de la pupille est considérée comme un index fort du niveau de charge mentale (Kahneman & Beatty, 1966 ; Beatty, 1982). Kahneman and Beatty (1966) font partie des premiers chercheurs à avoir précisé la relation entre le coût d'une activité mentale et la variation du diamètre pupillaire dans une tâche simple de mémoire à court terme. La tâche utilisée par les auteurs consistait à présenter oralement aux participants des listes de chiffres (de 3 à 7 chiffres), avec une fréquence de un chiffre par seconde. Cette phase était suivie d'une pause de deux secondes. Les participants devaient ensuite répéter les listes de chiffres, en essayant de respecter le rythme d'un chiffre par seconde. Les auteurs ont montré que le diamètre pupillaire augmentait – de manière quasi-linéaire – en fonction du nombre de chiffres à mémoriser et à rappeler. Ces résultats ont par la suite été répliqués par de nombreux chercheurs dans des tâches de mémoire avec rappel libre (Kahneman & Beatty, 1966 ; Granholm, Asarnow, Sarkin, & Dykes, 1996 ; Piquado, Isaacowitz, & Wingfield, 2010). Ils confirment que l'augmentation de la demande de la tâche, et donc l'investissement des ressources mentales, provoque une augmentation du diamètre pupillaire.

#### 4.3.1.3 *Avantages et limites*

Les dispositifs oculométriques peuvent être introduits dans n'importe quel environnement et offrent ainsi une grande flexibilité d'utilisation. Toutefois, ces appareils ne permettent pas toujours d'obtenir des réflexions cornéennes de bonne qualité, notamment lorsque la personne porte des lunettes ou bouge continuellement la tête, comme le font les pilotes afin de scanner les instruments de vol. Des dispositifs mobiles (lunettes ou casques) sont disponibles mais peuvent incommoder la personne dans son activité. En outre, les résultats de la plupart des études présentées ci-dessus ont été obtenus en laboratoire, c'est-à-dire dans des environnements contrôlés. Or, les principales variations du diamètre pupillaire sont observées lors de changements d'intensité lumineuse et lors de l'accommodation visuelle (Kramer, 1991). Pour ces raisons, cette technique semble peu adaptée à des environnements dans lesquels le niveau de luminosité varie continuellement, comme c'est le cas dans un cockpit d'avion.

#### 4.3.2 *Électroencéphalographie*

L'ÉlectroEncéphaloGraphie (EEG) est la mesure de l'activité électrique corticale grâce à des électrodes placées sur le cuir chevelu (scalp). L'EEG consiste à enregistrer les différences de potentiels électriques générés par l'activité synchrone des neurones pyramidaux (cf. Figure 10.3, annexe 10.2).

L'activité électrique du cerveau, qui est représentée sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme, est décrite en termes d'activités rythmiques et transitoires. Chaque rythme est caractérisé par sa fréquence (ou bande de fréquence), sa répartition sur le scalp, sa morphologie, son amplitude, sa réactivité aux stimulations exogènes/endogènes et ses variations en fonction du niveau d'éveil. On distingue ainsi 5 principaux rythmes cérébraux :

Rythme	Fréquence	Localisation (région)	Amplitude	Associé avec
Gamma ( $\gamma$ )	[ >30 ] Hz	Antérieure et moyenne	> 20 $\mu$ V	Tâches cognitives ou fonctions motrices
Bêta ( $\beta$ )	[ 12-30 ] Hz	Frontale	> 20 $\mu$ V	Vigilance, réflexion active et concentration
Alpha ( $\alpha$ )	[ 8-12 ] Hz	Pariétale et occipitale	25 à 75 $\mu$ V	Éveil détendu et relaxation ; $\uparrow$ yeux fermés ; $\downarrow$ ouverture des yeux et endormissement
Thêta ( $\theta$ )	[ 4-8 ] Hz	Frontale, centrotemporale	20 $\mu$ V	Somnolence, sommeil lent léger (stade 1 et 2)
Delta ( $\delta$ )	[ 0.5-4 ] Hz	Diffus, prédominance frontale	> 30 $\mu$ V	Sommeil lent profond (stade 3 et 4)

La Figure 4.1 présente une seconde du signal EEG ainsi que toutes les composantes de ce signal qui correspondent aux différents rythmes.

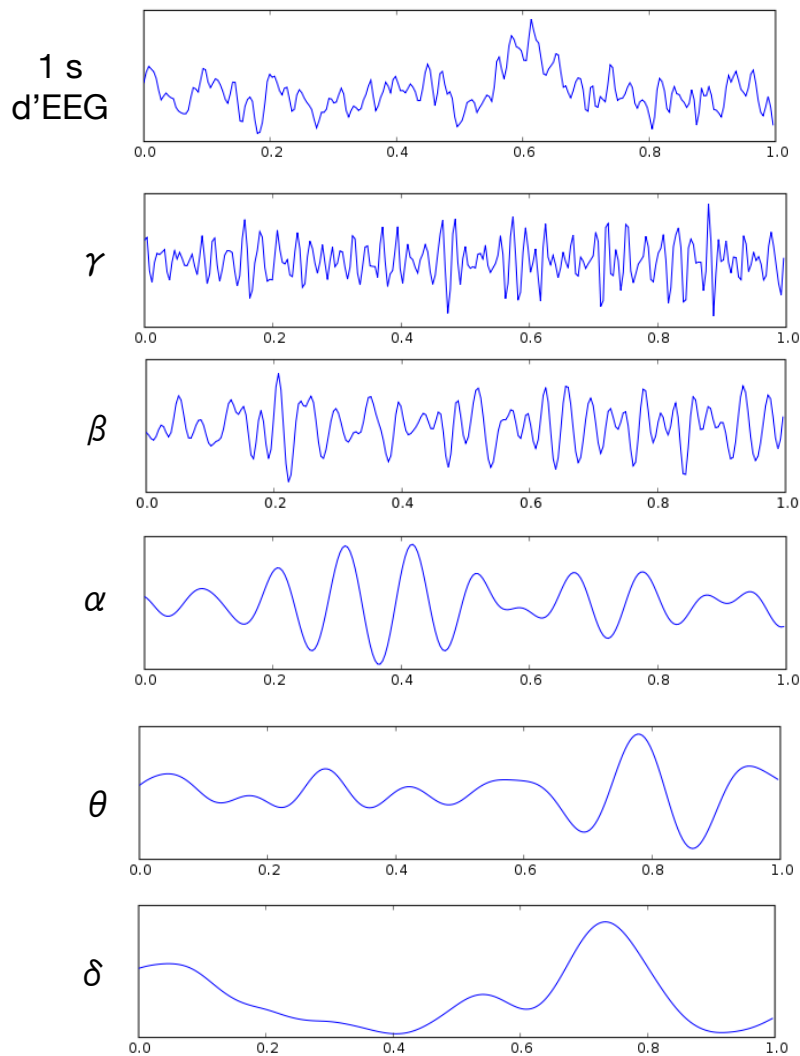


FIGURE 4.1: Signal EEG décomposé selon ses différentes bandes de fréquence. Picot (2009).



La méthode la plus utilisée pour quantifier les différents rythmes cérébraux est l'analyse du spectre fréquentiel (i. e., des bandes de fréquence) de l'EEG par transformée de Fourier rapide (*Fast Fourier Transform* ou FFT). L'utilisation de la FFT repose sur le principe que tout signal périodique – donc EEG – est composé d'oscillations simples sinusoïdales d'amplitudes et de fréquences différentes. Ainsi, le signal EEG (domaine temporel) peut être décomposé en une somme de sinusoïdes simples permettant de calculer son spectre et d'accéder ainsi à sa représentation fréquentielle (domaine fréquentiel). La FFT permet d'obtenir la puissance (ou densité) de chaque rythme cérébral. La puissance d'un rythme peut être estimée de manière absolue (capacité absolue du cerveau à générer de la tension électrique pour une bande de fréquence donnée, en  $\mu\text{V}$ ) ou relative (rapport entre la puissance absolue de la bande de fréquence et la puissance absolue totale du spectre EEG sur la bande [0.5-30]Hz, en %).

#### 4.3.2.1 *Manifestation de la somnolence dans l'EEG*

La diminution du niveau d'éveil est caractérisée par un ralentissement et une synchronisation de l'activité électrique corticale. Ainsi, l'état de somnolence conduit à une augmentation des activités  $\alpha$ ,  $\theta$  et  $\delta$  les yeux ouverts, alors que l'activité  $\alpha$  diminue et les activités  $\theta$  et  $\delta$  augmentent les yeux fermés (Akerstedt & Gillberg, 1990; De Gennaro et al., 2007). Autrement dit, l'activité  $\beta$  prédomine lorsque la personne est alerte et a les yeux ouverts. Avec l'augmentation de la somnolence, la proportion des ondes  $\beta$  diminue et celle des ondes  $\alpha$ ,  $\theta$  et  $\delta$  augmente. L'activité  $\alpha$ , qui prédomine lorsque la personne est alerte et ferme les yeux, est progressivement remplacée par les activités  $\theta$  et  $\delta$  avec l'augmentation de la somnolence. Les activités  $\theta$  et  $\delta$  augmentent principalement sur les régions frontales et centrales alors que l'activité  $\beta$  décline majoritairement sur les régions postérieures (De Gennaro et al., 2007). L'activité  $\alpha$ , qui diminue sur les régions occipitales, augmente parfois sur les régions centrales et frontales avec la fatigue (Barwick, Arnett, & Slobounov, 2012).

#### 4.3.2.2 *Manifestation de la charge mentale dans l'EEG*

La hausse des exigences d'une tâche est accompagnée d'une augmentation de l'activité  $\theta$  sur la région fronto-centrale et, à l'inverse, d'une diminution de l'activité  $\alpha$  sur la région pariétale. Ces résultats sont observés dans des études impliquant une tâche de mémoire, de recherche visuelle, de contrôle aérien ou un exercice multi-tâches (pour revue voir Holm, 2010; Borghini, Astolfi, Vecchiato, Mattia, & Babiloni, 2014). De manière intéressante, l'augmentation de l'activité  $\theta$  et la diminution de l'activité  $\alpha$  sont liées à l'augmentation des performances (Klimesch, 1999). Ces variations de l'activité cérébrale avec l'augmentation de la charge mentale sont également observées lors de simulations de vol (Smith, Gevins, Brown, Karnik, & Du, 2001; Wilson, 2002; Dussault, Jouanin, Philippe, & Guezennec, 2005), avec en outre une augmentation de l'activité  $\delta$  sur la région centrale (Wilson, 2002). Ainsi, l'analyse fréquentielle de l'EEG peut renseigner sur le niveau de charge cognitive imposée à différents moments de la tâche de pilotage.

#### 4.3.2.3 Avantages et limites de l'EEG

Parmi toutes les mesures disponibles pour l'évaluation de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale, l'EEG apparaît comme une des techniques les plus sensibles, prédictives et fiables (Gevins & Smith, 2003; Caldwell et al., 2009; Barwick et al., 2012; Sauvet et al., 2014). Pour ces raisons, l'EEG est un dispositif très utilisé dans le domaine aéronautique afin de quantifier le niveau d'éveil ou de charge mentale des pilotes lors de vol sur simulateur (e. g., Caldwell et al., 2004; Dussault et al., 2005; Previc et al., 2009) ou en conditions réelles (e. g., Wilson, 2002; Sauvet et al., 2014). Les principales limites qui sont associées à cette technique sont l'appareillage et le temps nécessaire pour équiper les individus. Les électrodes, le casque, les fils et/ou l'amplificateur peuvent gêner la personne dans son activité et restreignent ses déplacements. Des dispositifs d'enregistrement ambulatoires miniaturisés (ActiveWave™, CamNtech Ltd.), sans liaison filaire (i. e., *bluetooth*; EPOC®, Emotiv Inc.) ou utilisant des électrodes sèches qui réduisent considérablement le temps de préparation du sujet (*Dry EEG*, Cognionics Inc.) sont disponibles ou en cours de développement. Néanmoins, la qualité du signal EEG enregistré par ces dispositifs est nettement inférieure aux systèmes classiques. En outre, l'utilisation de ces dispositifs ne résout pas le problème de la plausible sensation d'inconfort provoquée par le port du casque EEG et/ou le contact prolongé des électrodes avec le cuir chevelu. Ainsi, l'utilisation systématique (i. e., en dehors du contexte expérimental) des dispositifs EEG actuels pour la détection en temps réel de la somnolence et de la charge mentale en vol semble compromise.

#### 4.3.3 Potentiels évoqués

Les Potentiels Évoqués (PEs) sont des réactions neuronales de très faible tension électrique survenant à la suite de stimulations. Sur le plan physiologique, les PEs reflètent l'activité électrique neuronale produite lorsqu'un grand nombre de neurones cortico-pyramidaux se synchronisent lors de la réception et du traitement de l'information. Les PEs, qui ont des tensions beaucoup plus faibles que celles de l'EEG spontanée standard ( $< 10 \mu\text{V}$  vs.  $100 \mu\text{V}$ ), sont néanmoins noyés dans l'électrogénèse corticale. La méthode utilisée pour les extraire du signal EEG consiste à répéter de nombreuses fois une même stimulation et moyenniser l'activité cérébrale générée par cette stimulation afin de supprimer les autres sources du signal. La réponse spécifique extraite de la moyenne suite à la répétition d'une même stimulation est une courbe composée d'ondes ou de pics positifs/négatifs communément appelés « composantes ».

Les composantes se définissent par leur polarité (négative ou positive), leur latence (temps d'apparition après la stimulation), leur amplitude, leur distribution sur le scalp et leur relation avec la variable expérimentale manipulée. Les composantes positives sont nommées « P » et les négatives « N », suivi du chiffre qui correspond à la latence d'apparition du pic en millisecondes (cf. Figure 4.2). Par exemple, la P300 est une composante positive qui survient 300 ms après la stimulation. D'autres composantes sont également nommées selon leur attribut fonctionnel comme la négativité de discordance (*MisMatch Negativity* ou MMN) qui sera développée ultérieurement.



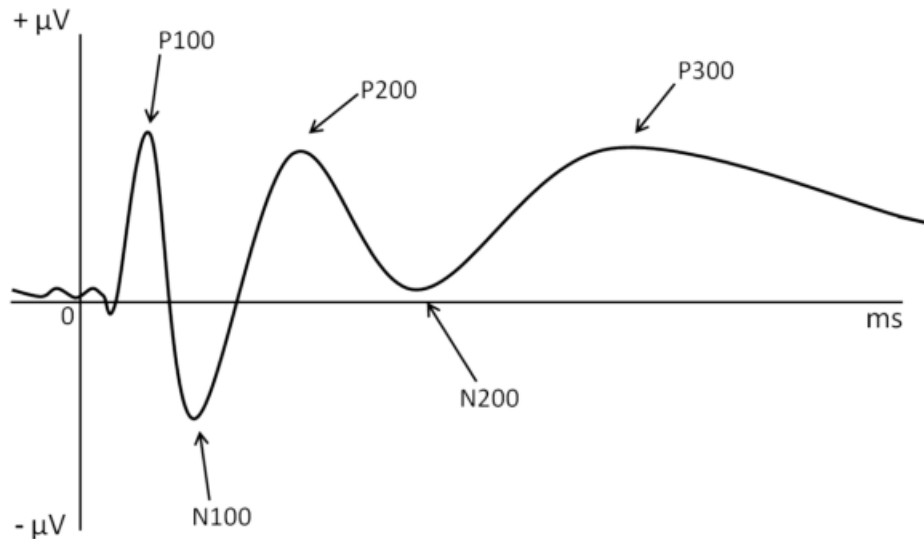


FIGURE 4.2: Illustration des principales composantes électrophysiologiques. De Boysson (2010).

Le traitement de l'information est composé d'une séquence d'étapes temporellement définies, exprimées par différentes composantes électrophysiologiques. L'excellente résolution temporelle (de l'ordre de la milliseconde) des PE fournit une vision remarquable des étapes de l'intégration des informations sensorielles, mais également de la dynamique des processus cognitifs de plus haut niveau (attention, mémoire, compréhension sémantique et autres fonctions cognitives). Les PE donnent accès aux phénomènes mentaux invisibles survenant entre la présentation de la stimulation et l'émission de la réponse, ces phénomènes étant difficilement abordables par la technique comportementale traditionnelle ou même neuro-anatomique. Les caractéristiques de chaque composante renseignent sur l'aspect quantitatif et qualitatif du traitement de l'information :

#### Caractéristiques quantitatives :

- Latence (en ms) : représente le délai et la durée de l'activation suite à la stimulation. Ce paramètre est sensible à la quantité et à la qualité de la synchronisation des neurones. C'est un indice de la rapidité du traitement de l'information.
- Amplitude (en  $\mu V$ ) : renseigne sur le niveau d'allocation des ressources neuronales, c'est-à-dire sur le nombre de neurones stimulés en synchronie. C'est un indice de l'efficacité du traitement de l'information.

#### Caractéristiques qualitatives :

- Aire sous la courbe (*Area Under the Curve* ou AUC, en  $\mu V/ms$ ) : reflète non seulement l'amplitude de la composante mais également sa morphologie. L'utilisation de cette mesure, en plus de la latence et de l'amplitude, fournit des informations supplémentaires sur la synchronisation des processus sous-tendus par la composante.
- Localisation topographique : distribution de la composante sur le scalp.

## 4.3.3.1 Composante P300

La P300, mise en évidence par Sutton, Braren, Zubin, and John (1965), est le PE cognitif le plus étudié à ce jour. Cette composante – présentée dans la Figure 4.3 – est de polarité positive et de distribution centro-pariétale. Elle est générée environ 300 ms après la détection d'un stimulus attendu et imprévisible (Hansenne, 2000). Classiquement, cette composante est suscitée par une tâche « *oddball* » standard dans laquelle une personne doit détecter le plus rapidement possible des stimulations ayant une faible probabilité d'apparition (stimuli « cibles ») parmi un grand nombre de stimulations fréquentes (stimuli « fréquents »). L'onde P300 apparaît environ 300-350 ms après la présentation des stimuli « cibles » auditifs, et 400-450 ms après l'apparition des stimuli « cibles » visuels. Elle reflète l'allocation des ressources attentionnelles nécessaires au traitement de l'information. Autrement dit, elle traduit un traitement volontaire des stimulations (Rösler, Manzey, Sojka, & Stieglitz, 1985), c'est-à-dire le transfert à la conscience de l'information (Picton, 1992). De nombreuses études (IRMf, intracrâniennes, lésionnelles, etc.) ont montré que cette composante possède de nombreux générateurs corticaux et sous-corticaux, avec toutefois une prédominance de certaines régions comme la jonction temporo-pariétale ainsi que les lobes pariétaux postérieurs, notamment en modalité visuelle (Polich, 2007).

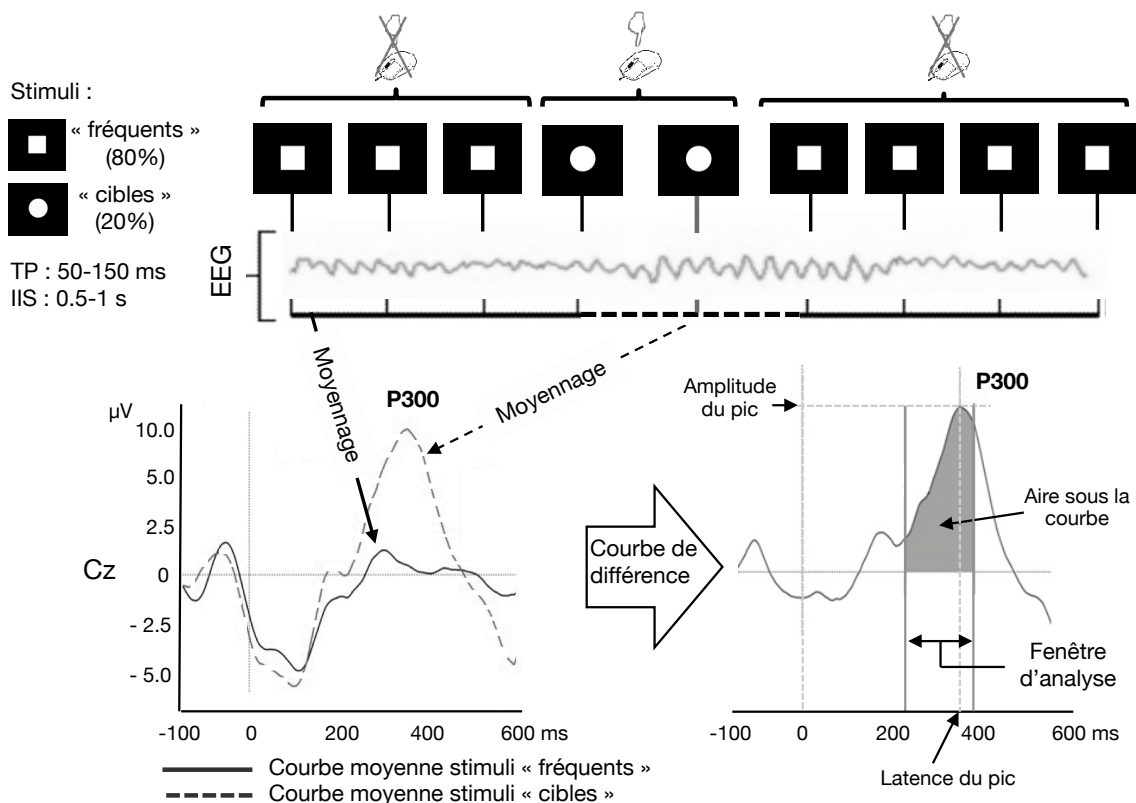


FIGURE 4.3: Composante P300 sur l'électrode Cz générée dans une tâche « *oddball* » visuelle standard à deux stimuli (« fréquent » vs. « cible »). La « courbe de différence » (courbe moyenne des stimuli « cibles » - courbe moyenne des stimuli « fréquents ») est également présentée. IIS : intervalle interstimulus ; TP : temps de présentation.

### **P300, somnolence et privation de sommeil**

L'endormissement est associé à de nombreux changements neurochimiques qui modifient l'activité corticale. Ces changements affectent les processus qui participent à la mobilisation des ressources attentionnelles et se traduisent par des modifications des réponses physiologiques associées. Ainsi, Cote (2002) a observé une forte diminution de l'amplitude de la P300 durant la transition entre l'éveil et le sommeil. L'affaiblissement de la P300 était particulièrement prononcé sur les régions frontales et corrélait avec le ralentissement des temps de réaction. En outre, les modifications de l'amplitude et de la latence de la P300 sont corrélées avec l'augmentation de la somnolence subjective mesurée par l'échelle de Stanford (H.-J. Lee et al., 2004). Par ailleurs, de nombreuses études semblent s'accorder sur le fait que la privation de sommeil conduit également à une diminution de l'amplitude et une augmentation de la latence de la P300 (privation de sommeil variant de 18 à 38 h ; A. M. Morris, So, Lee, Lash, & Becker, 1992 ; Y.-H. Lee & Liu, 2003 ; H.-J. Lee et al., 2004 ; Gosselin, De Koninck, & Campbell, 2005). Dans une étude d'éveil prolongé de 21 h, Smith, McEvoy, and Gevins (2002) ont montré que l'amplitude d'une composante similaire à la P300, la LPC (pour *Late Positive Component*), s'atténue progressivement lorsque l'heure du coucher habituelle est repoussée. Certains auteurs (Smith et al., 2002 ; Y.-H. Lee & Liu, 2003) rapportent une corrélation entre les variations de la P300 et celles des performances comportementales à la suite d'une privation de sommeil, alors que d'autres auteurs n'observent aucune modification des performances (A. M. Morris et al., 1992). Ainsi, la P300 semble être un indice particulièrement sensible de la perte de sommeil, des variations électrophysiologiques étant observées en l'absence de détérioration de la performance.

### **P300 et charge mentale**

L'amplitude de la P300 est un index du niveau d'allocation des ressources attentionnelles et renseigne en conséquence sur le « coût attentionnel » associé à la réalisation d'une tâche. Ainsi, dans une situation où la personne n'a qu'une tâche de discrimination à réaliser, l'amplitude de la P300 augmente avec la difficulté de la tâche. Dans une situation de double tâche, l'augmentation de la demande mentale dans la tâche principale (primaire) est associée à la diminution de l'amplitude de la P300 dans la tâche additionnelle (secondaire), et une augmentation de la P300 dans la tâche principale. Autrement dit, lorsque la tâche principale demande plus de ressources mentales, il reste peu de ressources disponibles pour la tâche secondaire, ce qui conduit à une diminution de l'amplitude de la P300 dans la tâche secondaire (Kramer, Wickens, & Donchin, 1985 ; Kramer, 1991). Basée sur cette relation, la composante P300 générée dans une tâche « *oddball* » auditive classique est souvent utilisée comme index du niveau de charge mentale, notamment lors de simulation de vol (e.g., Natani & Gomer, 1981 ; Kramer, Sirevaag, & Braune, 1987). Sur un simulateur de McDonnell Douglas RF-4B, Natani and Gomer (1981) ont observé une diminution de l'aire sous la courbe ainsi qu'un allongement marginal de la latence de la P300 dans des conditions de forte charge mentale, c'est-à-dire lors de perturbations de vol couplant à la fois tangage et roulis. Kramer et al. (1987) ont démontré l'efficacité de l'utilisation d'une tâche « *oddball* » auditive afin de distinguer différents niveaux de charge mentale lors d'un vol multi-segments réalisé sur simulateur. Les auteurs rapportent une diminution de l'amplitude de la P300 avec l'augmentation de la difficulté de la tâche de pilotage. Cette difficulté variait en fonction de la phase de vol (e.g.,

décollage, croisière, atterrissage, etc.) et du niveau de turbulence. Sur un simulateur de *F-16 Fighting Falcon*, Thiessen, Lay, and Stern (1986) rapportent que des niveaux de charge mentale modérés et élevés sont associés à une diminution de la proportion de détection des sons « cibles » et à l'impossibilité d'obtenir la composante P300. L'hypothèse est que les pilotes ignorent les stimuli auditifs qui apparaissent en dehors du cadre de l'activité de pilotage, la réalisation d'une tâche annexe risquant de compromettre leur performance. Ces résultats supposent que l'utilisation d'un paradigme de double tâche pour la mesure de la charge mentale n'apparaît pas appropriée au pilotage. La première stratégie qui permet de contourner cette limite consiste à utiliser des stimulations naturelles pertinentes, c'est-à-dire qui font partie intégrante de l'activité étudiée. Par exemple, Biferno (1985) a utilisé des stimuli naturels pertinents appelés « *subject's radio call sign* » durant une tâche de pilotage sur simulateur afin de générer la composante P300. Les chiffres 40 et 14 étaient présentés aux pilotes par l'intermédiaire d'écouteurs et ils devaient répondre par le mot « *Roger* » lorsqu'ils entendaient le chiffre 14. Cette activité simule une sous-tâche de l'activité de pilotage dans laquelle le pilote doit répondre aux communications qui lui sont assignées, tout en ignorant celles destinées aux autres aéronefs. La deuxième stratégie repose sur l'utilisation d'une tâche « *oddball* » passive, aussi appelée « tâche des signaux non-pertinents » (« *irrelevant probe task* »), dans laquelle le participant a pour consigne d'ignorer des sons répétitifs (stimuli « fréquents ») et des sons ayant une faible probabilité d'apparition (stimuli « déviants » ou « nouveaux »). Comparé à une tâche « *oddball* » classique, ce procédé n'implique pas de réaliser une autre tâche concurrente à celle du pilotage. En utilisant cette technique lors d'une simulation de vol d'hélicoptère, Sirevaag et al. (1993) notent une augmentation de l'amplitude de la P300 dans des conditions de charge mentale élevée.

#### 4.3.3.2 La négativité de discordance

La négativité de discordance (*Mismatch Negativity* ou MMN; Näätänen, Gaillard, & Mäntysalo, 1978; Näätänen, Paavilainen, Rinne, & Alho, 2007) est une composante négative localisée au niveau des aires fronto-centrales. Son amplitude varie de 0.5-5  $\mu$ V et sa latence est comprise entre 100-250 ms. La composante MMN – présentée dans la Figure 4.4 – est obtenue dans une tâche « *oddball* » passive qui consiste à ignorer des stimulations répétitives (stimuli « fréquents ») ainsi que des stimulations ayant une faible probabilité d'apparition (stimuli « déviants » ou « nouveaux »). Les stimulations peuvent être auditives ou visuelles. La tâche « *oddball* » passive la plus couramment utilisée est composée de deux types de stimuli : « fréquent » vs. « déviant ». La composante MMN est obtenue par soustraction de la courbe moyenne provoquée par les stimuli « déviants » de la courbe moyenne suscitée par les stimuli « fréquents » (« courbe de différence » ou « *difference wave* »; cf. Figure 4.4). Elle reflète le processus automatique qui permet de détecter tout changement de stimulus auditif en le comparant aux traces sensorielles en mémoire des stimuli précédents (Duncan et al., 2009) et ce, indépendamment de l'endroit où l'attention est dirigée. Ainsi, elle exprime un processus pré-attentionnel et motivationnel automatique, qui fait partie des premières étapes de traitement de l'information.

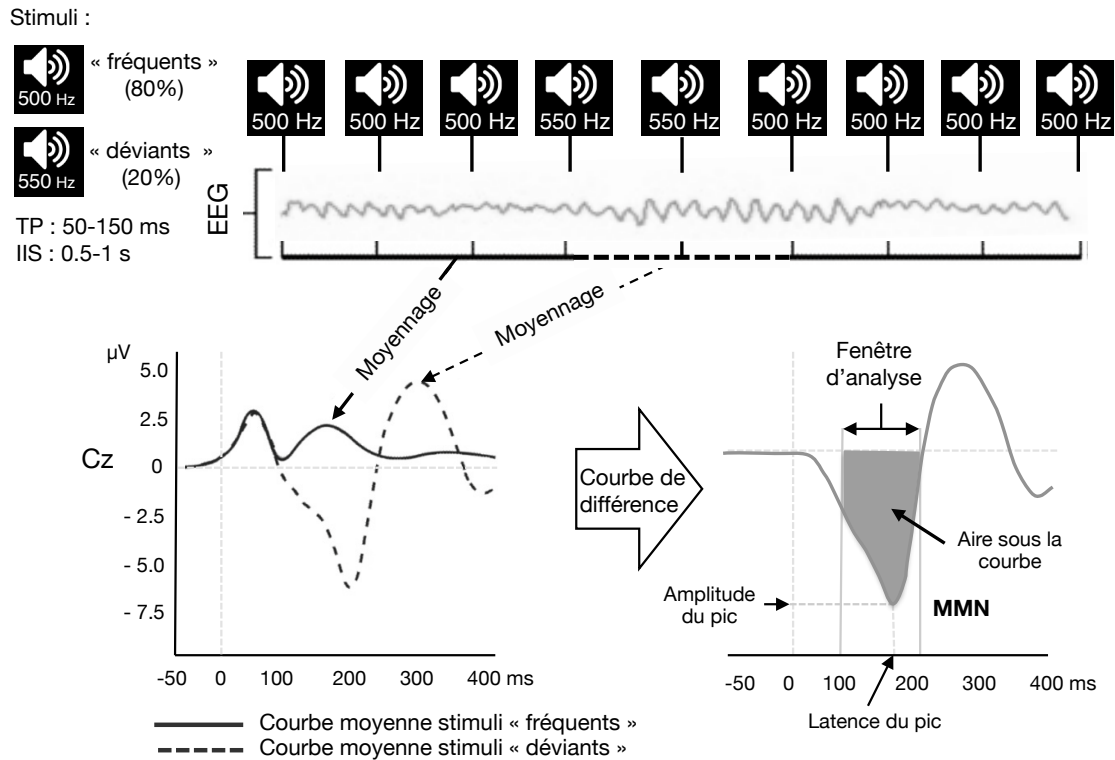


FIGURE 4.4: Composante MMN sur l'électrode Cz générée dans une tâche « *oddball* » auditive à deux stimuli (« fréquent » vs. « déviant »). Le participant a pour consigne d'ignorer les stimulations. La « courbe de différence » (courbe moyenne des stimuli « déviants » - courbe moyenne des stimuli « fréquents ») est également présentée. IIS : intervalle interstimulus ; TP : temps de présentation.

### MMN, somnolence et privation de sommeil

Certaines études montrent que la MMN diminue – ou disparaît complètement – lors de la transition entre l'état d'éveil et de sommeil (Sallinen & Lyytinen, 1997 ; Nashida et al., 2000 ; Sabri, De Lugt, & Campbell, 2000 ; Nittono, Momose, & Hori, 2001 ; Campbell & Colrain, 2002 ; Sabri, Labelle, Gosselin, & Campbell, 2003) ou à la suite d'une période d'éveil prolongée (Raz, Deouell, & Bentin, 2001 ; Sallinen & Lyytinen, 1997). L'atténuation de la MMN apparaît en parallèle de la dégradation des performances comportementales (Sallinen & Lyytinen, 1997). Toutefois, d'autres études ne rapportent aucune modification de la MMN durant la période de transition entre l'éveil et le sommeil (Winter, Kok, Kenernans, & Elton, 1995 ; Ruby, Caclin, Boulet, Delpuech, & Morlet, 2008) ou à la suite d'une nuit de privation totale de sommeil (Bortoletto, Tona, Scozzari, Sarasso, & Stegagno, 2011).

### MMN et charge mentale

Très peu d'études se sont intéressées à la relation entre la MMN et la charge mentale. Kramer, Trejo, and Humphrey (1995) ont introduit une tâche « *oddball* » passive lors d'une tâche de surveillance radar réalisée sur simulateur par des officiers de la marine américaine. La difficulté de la tâche principale de surveillance radar variait en fonction de la densité et du type de cibles à détecter et à identifier (i. e., avions commerciaux, navires, avions militaires

amicaux ou hostiles). Les résultats montrent une diminution de l'amplitude de la MMN avec l'augmentation de la difficulté de la tâche de surveillance, donc de la charge mentale. Les auteurs concluent que l'utilisation d'une tâche « *oddball* » passive est une méthode non-intrusive efficace d'évaluation de la charge mentale dans des environnements complexes. Ces résultats restent toutefois à être confirmés.

#### 4.3.3.3 *Avantages et limites des potentiels évoqués*

Le problème principal de la technique des potentiels évoqués reste le faible rapport signal sur bruit qui nécessite de répéter de nombreuses fois les stimulations. L'utilisation de la technique de « moyennage » ne permet pas d'identifier les composantes évoquées sur un seul essai, ainsi que leur évolution au cours des essais. Le « moyennage » est en outre systématiquement réalisé a posteriori en raison de la complexité des traitements nécessaires pour l'interprétation des signaux. Des méthodes visant à extraire les PEs sur les essais individuels sont en cours de développement. Bien que prometteuses, elles ne se concentrent pour le moment que sur les composantes les plus amples, comme la P<sub>300</sub>. S'ajoute à cela une grande variabilité inter-individuelle des caractéristiques morphologiques des PEs. Pour toutes ces raisons, la technique des potentiels évoqués n'est pas adaptée à la détection de brusques variations de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale. Les autres limites de cette technique sont inhérentes à l'enregistrement EEG (appareillage, temps de préparation du sujet, etc.).

---

## LA VOIX

---

La voix est une faculté très précieuse au cœur de la communication, à l'interface du monde extérieur. Parmi les divers moyens par lesquels l'être humain s'exprime, la voix compte sans aucun doute parmi les outils les plus passionnants, mais aussi des plus complexes. Chaque individu possède une voix singulière, unique, particulière, qui le différencie de tout un chacun, comme ses empreintes digitales. Il s'agit d'un marqueur identitaire, elle permet de reconnaître et d'être reconnu. La voix est la dimension sonore du langage ; elle est au-delà du sens véhiculé par les mots ; elle est le vecteur des affects et des émotions. Quelque chose se dit au-delà du contenu : c'est la mélodie et le timbre de la voix. Imaginons quelqu'un demander à un ami comment il va. Un « ça va » rempli de tristesse en réponse amènera sûrement à lui dire « non, je vois que ça ne va pas ». Le ton vient alors contredire le contenu, et c'est la voix qui en est le vecteur. La voix reflète autant l'état du corps que celui de l'esprit : c'est la voix qui tremble lors d'une situation stressante, c'est le volume sonore qui est plus faible avec la fatigue. La voix est une image sonore de nous-mêmes avec laquelle il est difficile de tricher.

Ce chapitre décrit dans une première partie les mécanismes de production de la voix ainsi que les différentes structures anatomiques impliquées. Une seconde partie traite de l'analyse du signal vocal et des paramètres acoustiques qui sont mesurés. La dernière partie présente les travaux de recherche sur les effets acoustiques vocaux de la somnolence et de la charge mentale ainsi que ceux relatifs à la détection de ces deux perturbations psychophysiologiques par reconnaissance automatique.

### 5.1 PRODUCTION DE LA VOIX

La production de la voix peut se décomposer en trois étapes présentées dans la Figure 5.1 (A) :

1. la génération d'une énergie ventilatoire par une soufflerie qui va être utilisée pour mettre en vibration les cordes vocales et/ou générer des bruits qui sont, soit des turbulences créées par l'air s'écoulant rapidement dans une constriction du conduit vocal, soit consécutifs au relâchement d'une occlusion de ce conduit ;
2. la vibration des cordes vocales va donner naissance à toutes les unités phonétiques, ou phonèmes, qualifiées de voisées ;
3. la réalisation d'une gestuelle articulatoire au niveau du conduit vocal (i. e., cavités supra-glottiques) qui va modifier les propriétés résonantes de l'appareil vocal et les caractéris-



tiques du rayonnement aux lèvres. Ainsi, à chaque position articulatoire, lors de la tenue, le signal est quasi-stationnaire, et il lui correspond un spectre peu évolutif. Mais la prononciation est aussi une situation dynamique (attaque, tenue, extinction) conduisant à une évolution temporelle des spectres surtout si le phonème n'est pas isolé (influence des voisins).

Chez l'humain, la soufflerie se compose des poumons et du conduit trachéo-bronchique, les vibrateurs sont les cordes vocales qui se trouvent dans le larynx et les résonateurs du conduit vocal regroupent le pharynx ainsi que la cavité orale (i. e., bouche) et nasale. L'appareil phonatoire humain est présenté dans la Figure 5.1 (B). Notons que celui-ci n'est pas spécifique à la phonation : mis à part le larynx, les organes qu'il met en jeu sont d'abord affectés aux fonctions vitales de respiration et de nutrition. Les parties suivantes détaillent les structures impliquées dans chaque étape de la phonation.

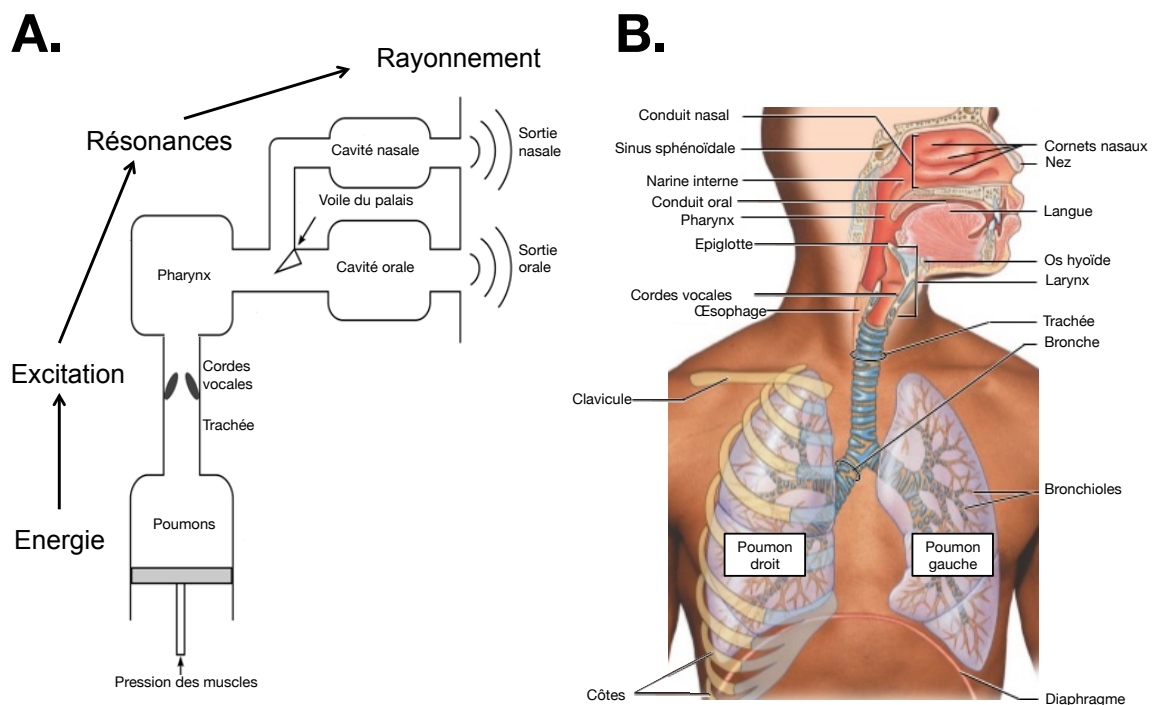


FIGURE 5.1: Représentation schématique de l'appareil phonatoire humain. Adaptée de [Martini et al. \(2012\)](#).

### 5.1.1 La soufflerie : poumons et conduit trachéo-bronchique

L'ensemble poumons/conduit trachéo-bronchique se comporte comme un soufflet (i. e., générateur d'air) qui va alimenter le larynx en énergie. La puissance de cette soufflerie dépend du volume des poumons, ce volume étant dépendant des dimensions du thorax. La trachée est un conduit flexible quasi-cylindrique annelé (15 à 20 anneaux cartilagineux incomplets) d'environ 1.7 cm de diamètre et de 12 cm de long qui présente deux segments. La trachée cervicale fait suite au larynx alors que le segment thoracique chemine dans le médiastin et se divise en deux bronches (gauche et droite). La trachée ne joue pas de rôle actif dans la phonation, elle fait seulement le lien entre les poumons et le larynx. Le processus d'inspiration et d'expiration



nécessaire à la phonation mobilise de nombreux muscles : le diaphragme, les muscles intercostaux internes et externes, le triangulaire du sternum, le grand droit, les obliques internes et externes et le muscle transverse. En se contractant lors de l'inspiration, le diaphragme tire les poumons vers le bas pendant que les autres muscles soulèvent la cage thoracique, ce qui augmente son volume. L'expiration est un mouvement respiratoire passif consistant en un retour des muscles à leur position initiale (relâchement musculaire). Ces mouvements d'expiration vont fournir l'énergie ventilatoire nécessaire à la mise en mouvement des cordes vocales. Le temps d'inspiration peut également être utilisé pour la phonation, on parle alors de parole à l'envers. Cette parole à l'envers produit des sons laryngés (ou voisés), c'est-à-dire tels qu'ils se présentent à la sortie des cordes vocales avant de passer dans les différentes cavités de résonance. L'acte de parole est parfaitement adapté à la fonction respiratoire et ne nécessite habituellement pas d'effort supplémentaire.

### 5.1.2 *Le vibreur : larynx*

Le larynx est formé d'un squelette cartilagineux et osseux qui est articulé par un ensemble de ligaments et de muscles (cf. Figure 10.4, annexe 10.3). Il surmonte la trachée-artère et pénètre dans le pharynx. Les principales structures cartilagineuses du larynx sont le cricoïde, le thyroïde, les aryténoïdes et l'épiglotte. Il est à noter que seules les trois premières participent à la phonation, l'épiglotte ayant pour rôle d'empêcher le passage des aliments dans la trachée lors de la déglutition. Tous les cartilages se regroupent pour former le larynx grâce à des liens fibro-élastiques, les ligaments. Les plus connus d'entre eux sont les ligaments vocaux. De nombreux muscles ont pour fonction de mettre le squelette cartilagineux en mouvement. Certains muscles extrinsèques provenant d'organes voisins – les sous-hyoïdiens et les sus-hyoïdiens – s'insèrent partiellement sur le larynx et stabilisent celui-ci durant la phonation. À l'inverse, les muscles intrinsèques agissent directement sur le larynx. Les muscles crico-thyroïdiens, dits tenseurs des cordes vocales, sont composés de deux faisceaux : un droit et un oblique. Ils mettent en tension les cordes vocales par des mouvements de bascule du cartilage thyroïde sur le cricoïde. Les crico-aryténoïdiens participent au rapprochement des cordes vocales et les thyro-aryténoïdiens à la régulation de leurs tensions. La paroi interne du larynx est recouverte d'une muqueuse, notamment au niveau des cordes vocales. L'innervation et la vascularisation du larynx sont complexes : il existe de nombreuses ramifications dans les différents muscles du larynx et dans les différentes parties de la muqueuse.

La cavité interne du larynx (ou cavité laryngée) peut être divisée en trois étages : sous-glottique, glottique et sus-glottique (cf. Figure 5.2). L'étage sus-glottique est composé d'une paire de replis tendus horizontalement, les bandes ventriculaires (ou « fausses » cordes vocales). Une deuxième paire de replis est visible à l'étage glottique, en dessous des bandes ventriculaires : les cordes vocales inférieures (ou « vraies » cordes vocales). Notons que le terme « corde vocale » (ou « pli vocal ») ne fait pas seulement référence aux ligaments vocaux mais à l'ensemble constitué par la muqueuse, les ligaments vocaux et les muscles thyro-aryténoïdiens. Les cordes vocales sont les seules à participer directement à la phonation. L'espace compris entre les « vraies » cordes vocales et les faces internes des apophyses vocales des cartilages aryténoïdes est appelé glotte (ou espace glottique).

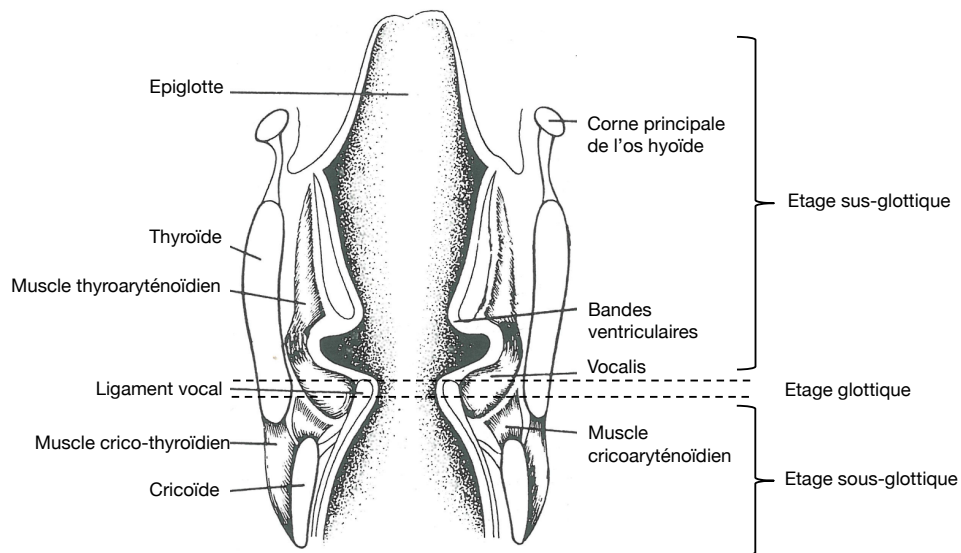


FIGURE 5.2: Coupe frontale du larynx. Lamby in [Fant and Scully \(1975\)](#).

Lors de la phonation, qui se produit généralement durant la phase expiratoire, les cordes vocales vont se rapprocher et se placer en position de fermeture, notamment grâce aux cartilages aryténoïdes. L'écoulement de l'air va donc se heurter aux cordes vocales en position fermée (cf. Figure 5.3). La pression sous-glottique (ou intraglottique) va augmenter et contraindre les bords libres des cordes à s'écarter légèrement, laissant passer une petite quantité d'air : un « puff ». Lorsque le puff d'air aura traversé la glotte, les bords libres des cordes vocales vont de nouveau se rapprocher : (1) sous l'action de la diminution de la pression sous-glottique, (2) par effet Bernoulli<sup>1</sup> et (3) grâce à l'élasticité des cordes vocales. L'air va ensuite de nouveau s'accumuler sous les cordes vocales, achevant le cycle vibratoire. La variation quasi-périodique du débit d'air est à l'origine des sons laryngés (ou voisés). Les voyelles, mais également certaines consonnes occlusives ([b], [d], [g]) et fricatives ([v], [z] et [ʒ]), sont ainsi des sons voisés. Le nombre d'ouvertures et de fermetures de la glotte par seconde, autrement dit le nombre de cycles vibratoires des cordes vocales par seconde, va déterminer la fréquence fondamentale ( $F_0$ ) de l'onde acoustique, aussi appelée fréquence laryngée.

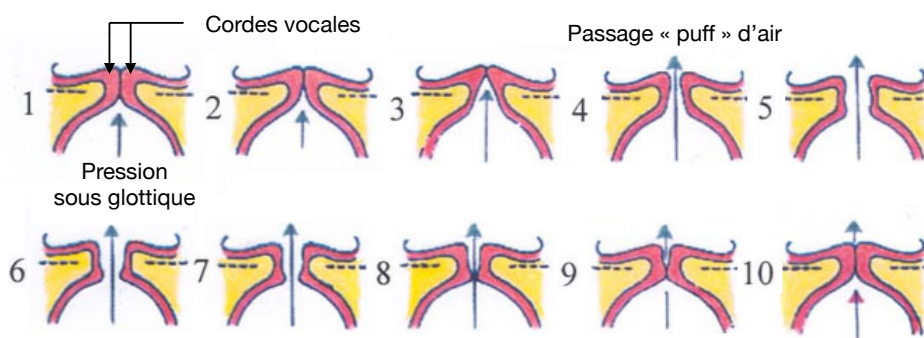


FIGURE 5.3: Coupe frontale des cordes vocales illustrant un cycle vibratoire.

<sup>1</sup> Lorsque l'air passe à travers les cordes vocales, sa vitesse augmente, entraînant, en vertu du principe de Bernoulli, une chute de la pression sub-glottique. Cette dépression provoque une aspiration des cordes vocales qui vont se coller l'une contre l'autre.

La quasi-périodicité de la vibration, due à son caractère naturel, provoque une instabilité temporelle de la période fondamentale et donc de la fréquence fondamentale si elle est calculée cycle par cycle. Il en est de même pour les amplitudes au cours de chaque cycle et en particulier pour l'amplitude maximale du cycle. Ces deux instabilités sont respectivement mises en évidence par les mesures des jitters et des shimmers. D'autres composantes périodiques sont produites simultanément lors de la vibration des cordes vocales : les harmoniques, dont les fréquences sont des multiples entiers de la fréquence fondamentale. Enfin, en plus des mouvements d'ouvertures et de fermetures, la muqueuse des cordes vocales va être soulevée par le passage de l'air et onduler en glissant sur le ligament sous-jacent. La vibration des cordes vocales est ainsi représentée par un double phénomène : (1) l'écartement et le rapprochement des bords libres des cordes vocales (ou amplitude vibratoire) et (2) l'ondulation de la muqueuse.

L'appareil phonatoire ne produit pas exclusivement des sons quasi-périodiques ayant pour origine la vibration des cordes vocales. Il est également la source de bruits qui sont : (1) des turbulences créées par l'air s'écoulant rapidement dans une constriction du conduit vocal ou (2) consécutifs au relâchement d'une occlusion de ce conduit. C'est ainsi que sont produites les consonnes occlusives orales voisées ([b], [d], [g]) et non voisées ([p], [t] et [k]), les occlusives nasales voisées ([m], [n], [ɲ] et [ŋ]), les constrictives orales fricatives voisées ([v], [z] et [ʒ]) et non voisées ([f], [s], et [ʃ]), les constrictives orales latérales voisées [l] et les constrictives orales vibrantes voisées ([r]).

### 5.1.3 Les résonateurs : pharynx et cavités annexes (orale et nasale)

L'onde source produite au niveau de la glotte se propage dans le conduit (ou canal) vocal qui regroupe l'ensemble des cavités supra-glottiques : le pharynx, la cavité orale (i. e., bouche) et la cavité nasale (ou fosses nasales). Ces résonateurs sont couplés dans le conduit vocal qui joue le rôle de filtre, c'est-à-dire qu'il va modifier les propriétés de l'onde source en atténuant et en renforçant certaines bandes de fréquences. Ces modifications dépendent des volumes, des dimensions et du couplage des résonateurs. Le pharynx est un conduit musculo-membraneux d'environ 15 cm ayant une forme d'entonnoir évasé vers le haut qui se situe entre le larynx et la bouche (cf. Figure 5.4). Il peut être divisé en trois segments (de bas en haut) : l'hypopharynx (ou laryngo-pharynx), l'oropharynx et le rinopharynx (ou naso-pharynx).

L'hypopharynx s'étend du cartilage cricoïde du larynx au sommet de l'épiglotte. Il englobe donc la partie supérieure du larynx et communique avec l'œsophage, le plaçant au carrefour des voies aéro-digestives. L'oropharynx prend sa source au sommet de l'épiglotte et s'étend jusqu'au voile du palais. Il comprend les piliers amygdaliens qui se trouvent de chaque côté de la base de la langue et se rejoignent à leur sommet en une arcade sur laquelle se trouve la luette. Cette partie du pharynx s'ouvre sur la cavité buccale postérieure. Le rinopharynx débute au niveau de la partie antérieure du voile du palais et s'ouvre sur la cavité nasale (ou fosses nasales). Il communique avec l'oropharynx lorsque le voile du palais est abaissé. Le voile du palais fonctionne comme un clapet qui, en s'abaissant, laisse passer l'air par le nez et à l'inverse, en s'élevant, l'empêche de passer. Ainsi, le voile du palais reste abaissé pour les voyelles/consonnes nasales [ã, ě, õ, m, n et ñ] et s'élève pour les autres phonèmes. Au même titre que le pharynx, les cavités buccale et nasale (ou fosses nasales) sont des résonateurs

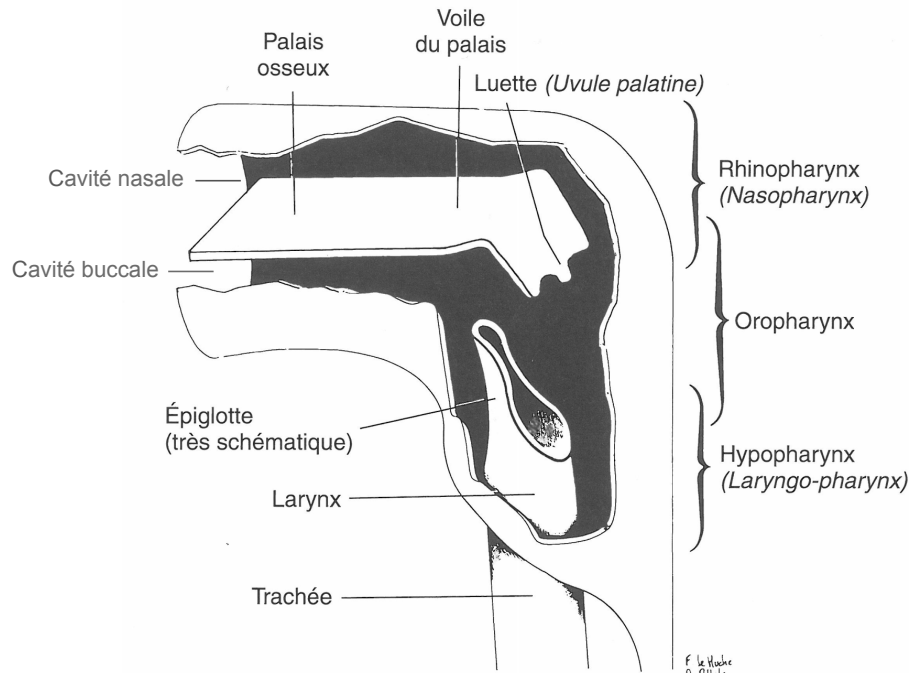


FIGURE 5.4: Représentation schématique des trois étages du pharynx. [Lehucche and Allali \(2010\)](#).

très impliqués dans la production de la voix. Les fosses nasales sont deux cavités cunéiformes recouvertes de muqueuses qui sont séparées par une cloison verticale médiane. L'écoulement de l'air se fait au niveau des fosses nasales lorsque le voile du palais est abaissé : passage oral-nasal ouvert.

La morphologie du conduit vocal – donc ses propriétés résonantes – est modifiée par un système articulateur dynamique qui intègre un ensemble d'organes mobiles : voile du palais, mâchoire inférieure (ou mandibule), langue et lèvres. De manière statique, la position anatomique de chaque articulateur est spécifique à chaque phonème à prononcer et c'est l'enchaînement dynamique de ces différentes positions – avec plus ou moins de précision – qui constitue la parole.

## 5.2 CARACTÉRISTIQUES ACOUSTIQUES DES VOYELLES

Les ondes acoustiques produites par l'appareil phonatoire correspondent à des variations de la pression de l'air générées par l'appareil phonatoire. L'acousticien étudie ces ondes acoustiques en les transformant dans un premier temps en ondes électriques grâce à un transducteur spécifique : le microphone. Ces signaux électriques sont transmis à un enregistreur numérique qui les numérise et les stocke. Ils peuvent alors être soumis à un ensemble de traitements qui visent à mettre en évidence les traits acoustiques des phonèmes et à mesurer des paramètres temporels, fréquentiels, spectraux et énergétiques.

Le phénomène physique de production des voyelles est représenté par le modèle source-filtre développé par [Fant \(1960\)](#). Dans ce modèle – présenté dans la Figure 5.5 – les cordes vocales sont la source du signal et le tractus vocal est le filtre. Dans un premier temps, l'énergie ven-

tilatoire générée au niveau des poumons va mettre en vibration les cordes vocales. Celles-ci, en s'ouvrant et se refermant, vont produire des variations du débit d'air donnant naissance à une onde glottique dont le spectre est celui d'un son composé d'une fréquence fondamentale et de ses harmoniques. La pente spectrale est d'environ  $-12$  dB par octave (Figure 5.5, A). Le signal source pénètre par la suite dans le conduit vocal composé des cavités supra-glottiques. Ce conduit se comporte comme un filtre à géométrie variable dans le temps qui va enrichir/appauvrir certaines zones de fréquence dans le spectre du signal source (Figure 5.5, B). Les changements de position des articulateurs (e. g., langue, mâchoire, etc.) vont modifier les propriétés résonantes du conduit vocal et par conséquent la réponse en fréquence. Les fréquences des maxima de la réponse définissent les formants. Le rayonnement des lèvres introduit un accroissement du niveau de  $+6$  dB/octave conduisant à une pente spectrale finale du signal rayonné d'environ  $-6$  dB/octave (Figure 5.5, C et D). Ce modèle permet de décrire les caractéristiques acoustiques des voyelles et c'est dans le cadre de ce modèle de production que seront présentés les principaux paramètres (ou descripteurs) acoustiques.

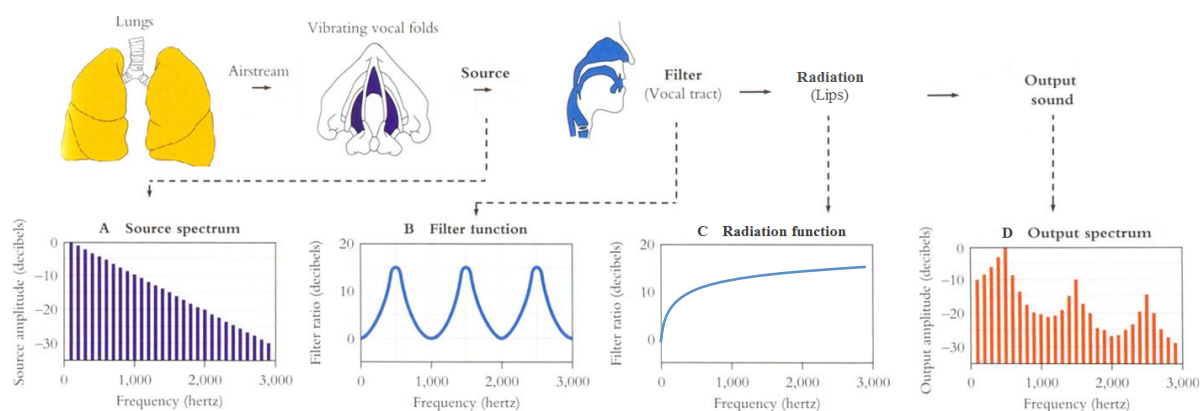


FIGURE 5.5: Modèle source-filtre de la production des voyelles. Adaptée de Gramley (2010).

### 5.2.1 Influence de la soufflerie : paramètres énergétiques

L'intensité acoustique est un indicateur de la force sonore de la voix (forte ou faible) qui varie en fonction de l'amplitude des vibrations des cordes vocales. Cette amplitude dépend en grande partie de la pression sous-glottique et donc de la coordination entre la force de soutien respiratoire (diaphragmatique et abdominale) d'une part, de la qualité et de la force d'accolement des cordes vocales d'autre part (De Corbière & Fresnel, 2001). Plus la pression d'air expirée est élevée, plus l'intensité augmente et plus le niveau d'intensité acoustique exprimé généralement en décibels (dB) augmente.

### 5.2.2 Caractéristiques de vibration des cordes vocales : paramètres prosodiques

#### 5.2.2.1 Fréquence fondamentale

La fréquence fondamentale (*fundamental frequency* ou  $F_0$ ), dont l'unité est le Hertz (Hz), est un indicateur de la hauteur de la voix (aigüe ou grave), appelée « *pitch* » en anglais : plus  $F_0$

est élevée, plus la voix est aigüe.  $F_0$  est une mesure de la fréquence de vibration des cordes vocales lors de la production des sons voisés, c'est-à-dire du nombre de cycles d'ouverture et de fermeture de la glotte par seconde. Le signal acoustique correspondant aux segments voisés présente des oscillations quasi-périodiques. La durée du cycle étant  $T_0$ ,  $F_0$  est l'inverse de la période  $T_0$  :  $F_0 = \frac{1}{T_0}$  (cf. Figure 5.6, A). Son estimation est réalisée grâce à diverses méthodes : auto ou inter corrélation, cepstre, etc.  $F_0$  peut être aussi directement mesurée sur le signal temporel du segment voisé. La valeur moyenne de  $F_0$  calculée sur l'ensemble des cycles du son voisé est le descripteur acoustique le plus communément utilisé dans la littérature. D'autres descripteurs tels que la valeur minimale, maximale ou la gamme de variation de  $F_0$  permettent d'apprécier l'étendue fréquentielle de la hauteur de la voix.

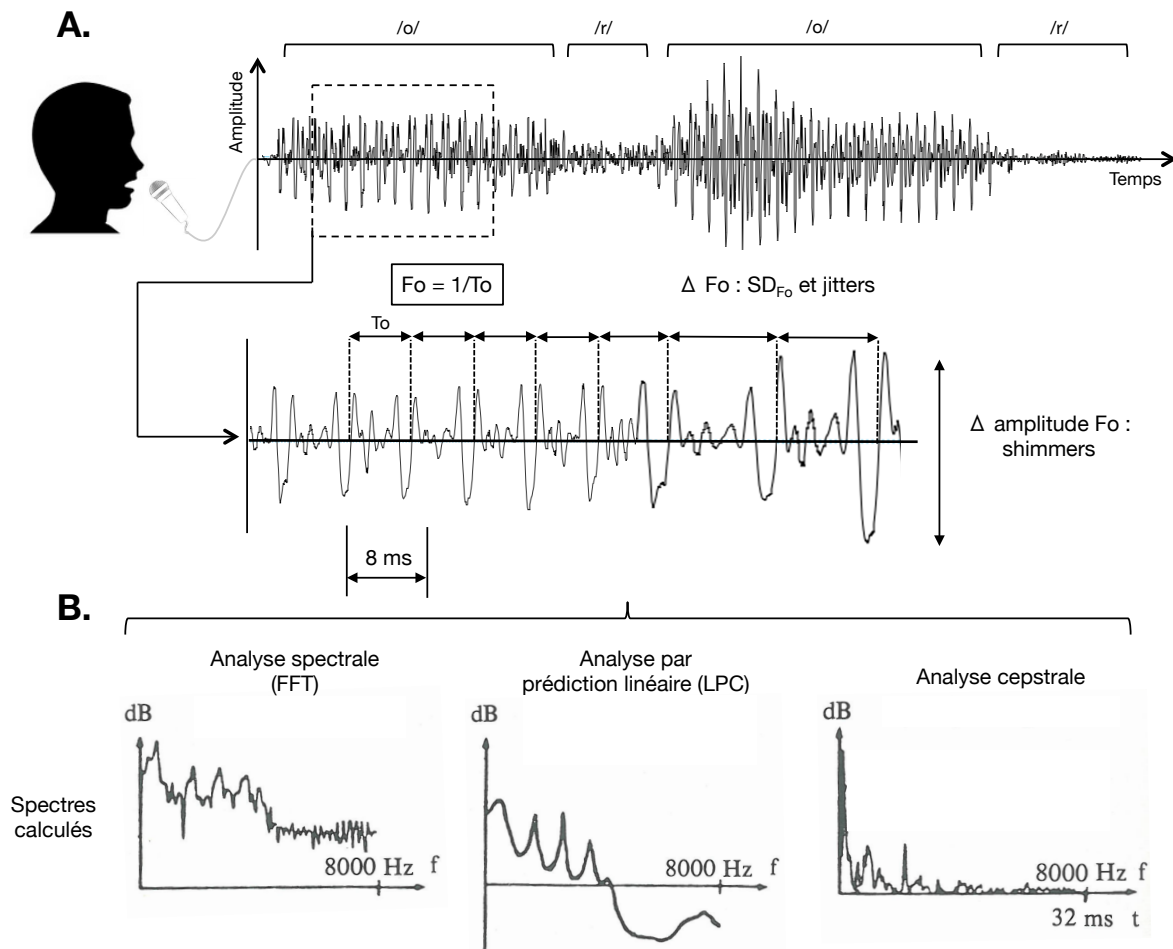


FIGURE 5.6: Analyse du signal vocal. **A.** Signal acoustique d'une voyelle [o] extraite d'un mot prononcé (« Aurore »). **B.** Spectres de la voyelle [o] obtenus grâce à l'analyse spectrale par transformée de Fourier rapide (FFT), au codage par prédiction linéaire (LPC) et à l'analyse cepstrale.  $T_0$  : période fondamentale;  $F_0$  : fréquence fondamentale;  $SD_{F_0}$  : écart type de  $F_0$ ;  $\Delta$  : variation.

### 5.2.2.2 Fluctuations de la fréquence fondamentale

Les signaux acoustiques voisés naturels ne possèdent pas une périodicité stricte : la durée des périodes successives varie. On parle de signal quasi-périodique. De même, l'amplitude maxi-



male (ou pics ou « pulses » glottiques) n'est pas stable et varie également entre chaque cycle d'oscillation. L'écart type de  $F_0$  (*Standard Deviation of  $F_0$*  ou  $SD_{F_0}$ ), les jitters et les shimmers sont utilisés afin d'estimer respectivement les fluctuations de  $F_0$  et de l'amplitude des pics glottiques (cf. Figure 5.6, A).  $SD_{F_0}$  est une mesure de la dispersion de  $F_0$  autour de la moyenne et le jitter est un indice des fluctuations de  $F_0$  entre cycles consécutifs, avec un effet de lissage plus ou moins important selon le nombre de cycles voisins pris en compte dans le calcul. Le shimmer est une mesure similaire pour les maxima des pulses glottiques, également avec un effet de lissage plus ou moins important selon le nombre de valeurs voisines prises en compte dans le calcul. En acoustique, la modulation périodique de la fréquence fondamentale d'un son correspond à un phénomène de « vibrato » et celle de son intensité à un phénomène de « trémolo ». Sur le plan vocal, l'instabilité de  $F_0$  et de son amplitude sont étroitement liées à la qualité perçue de la voix (qualité vocale). L'augmentation du jitter et du shimmer est souvent associée à la raucité de la voix (*harshness* ou *roughness*), tandis que l'augmentation de la dispersion de  $F_0$ , telle que mesurée par son écart type ( $SD_{F_0}$ ), peut être un indicateur des tremblements de la voix ou d'une qualité vocale instable/vacillante (C. Müller, 2007). Par ailleurs, les variations de  $F_0$ , mais également de l'intensité des sons et de leur durée, sont étroitement liées à la prosodie de la parole. La prosodie est « l'enveloppe "musicale" de la parole avec des aspects de rythme, de mélodie, d'accent et d'intonation, pouvant avoir une valeur linguistique (marquer des frontières de phrases ou de mots) ou non linguistique (marquer une émotion) » (Locco, 2005, p.97). En d'autres termes, la prosodie se manifestera sur le signal par les variations de la fréquence fondamentale au cours du temps. L'échelle de mesure de  $F_0$  n'est plus à très court-terme (i. e., d'un cycle vibratoire à l'autre) mais à celle du phonème, du mot.

### 5.2.3 *Caractéristiques liées au conduit vocal : paramètres spectraux*

Les descripteurs spectraux sont mis en évidence grâce à des méthodes de calcul du spectre que sont l'analyse spectrale par transformée de Fourier rapide (FFT), le codage par prédiction linéaire (*Linear Prediction Coding* ou LPC) et l'analyse cepstrale (cf. Figure 5.6, B). Ces méthodes d'analyse n'étant pas développées dans cette thèse, le lecteur est renvoyé aux différents ouvrages leur étant consacrés (e. g., Calliope, 1989 ; Sigmund, 2003). Les paramètres spectraux sont utilisés comme descripteurs principaux du timbre de la voix qui dépend des modalités d'accolement des cordes vocales, des caractéristiques anatomiques des résonateurs et de leur disposition (Lehuche & Allali, 2010). Le timbre dépend également de l'attaque et de l'extinction du signal sonore.

#### 5.2.3.1 *Formants*

D'après le modèle source-filtre de la production des voyelles, le spectre du son émis par la vibration des cordes vocales est filtré par les propriétés résonnantes du conduit vocal et de rayonnement aux lèvres (cf. Figure 5.5). Les zones fréquentielles d'enveloppe maximale (ou zones de fréquences renforcées ; cf. Figure 5.7) du spectre du signal rayonné, variables en fonction de la position des différents articulateurs (langue, mâchoire, lèvres, etc.), sont appelées les formants. Ils sont caractérisés par une fréquence centrale (fréquence du formant ou  $F_i$ , en

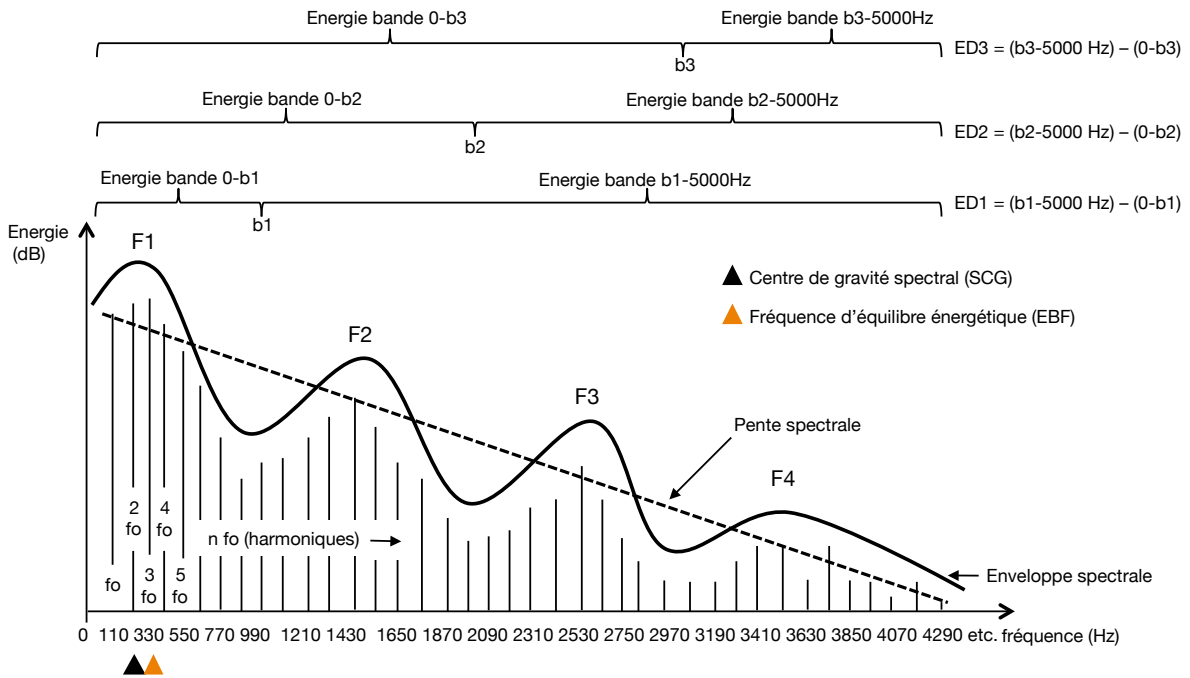


FIGURE 5.7: Illustration schématique du spectre d’une voyelle.  $F_0$  : fréquence fondamentale;  $nF_0$  : harmoniques (multiples de  $F_0$ );  $F_i$  : formants (zones de fréquences renforcées);  $ED_i$  : différence d’énergie. Les largeurs de bandes sont ici déterminées en utilisant les fréquences des anti-résonances notées  $b$  :  $b_1$  (fréquence 1er anti-résonance) = (fréquence  $F_1$  + fréquence  $F_2$ )/2;  $b_2$  (fréquence 2ème anti-résonance) = (fréquence  $F_2$  + fréquence  $F_3$ )/2,  $b_3$  (fréquence 3ème anti-résonance) = (fréquence  $F_3$  + fréquence  $F_4$ )/2.

Hz), un niveau à cette fréquence et une largeur de bande mesurée à -3 dB du sommet. Ces descripteurs, qui peuvent être extraits de l’enveloppe spectrale estimée grâce au codage par prédiction linéaire (LPC), caractérisent les différentes voyelles.

### 5.2.3.2 Fluctuations formantiques

Comme pour  $F_0$ , l’écart type des fréquences formantiques (*Standard Deviation of Formant frequency* ou  $SD_{F_i}$ ) est utilisé comme mesure relative de la dispersion des fréquences des formants. Il est également possible de mesurer le coefficient de variation (CoV) défini comme le rapport entre l’écart type de l’échantillon et la moyenne de l’échantillon multiplié par 100. Le CoV, qui s’exprime en %, permet de comparer la dispersion de plusieurs séries de données qui peuvent avoir des moyennes très différentes, comme c’est le cas pour les fréquences des formants en fonction du type de voyelle.

### 5.2.3.3 Énergie dans les bandes de fréquences

La distribution de l’énergie dans le spectre du signal acoustique peut être appréciée grâce à l’estimation de l’énergie spectrale pour différentes bandes de fréquence. L’énergie d’une bande de fréquence peut être mesurée de manière absolue ou relative. L’estimation de l’énergie relative, souvent préférée à celle de l’énergie absolue, consiste à comparer l’énergie d’une



bande fréquentielle à l'énergie totale du spectre sonore (proportion d'énergie d'une bande de fréquence, en %). Une autre méthode consiste à calculer la différence de l'énergie entre deux bandes de fréquences déterminées (*Energy Difference* ou EDi, sans dimension ; cf. Figure 5.7). Les largeurs de bandes utilisées ne sont pas standardisées et varient en fonction des auteurs. Les bandes peuvent ainsi être centrées sur des fréquences fixes ou bien dépendantes des caractéristiques spectrales, par exemple délimitées par les fréquences des anti résonances (Ruiz, 2012, cf. Figure 5.7). Le spectre du signal acoustique peut être également découpé en bandes de fréquences selon l'échelle fréquentielle des Mels ou des Barks. Ces échelles sont basées sur les propriétés de la perception auditive. L'énergie présente dans des bandes de fréquences particulières est un descripteur qui a été utilisé pour caractériser différents types de voix (i. e., criarde, agressive, sensuelle) ou pour l'étude des manifestations des émotions (Clavel & Richard, 2010 ; Devillers, Tahon, Sehili, & Delaborde, 2014). Il est également utilisé pour décrire la qualité de la voix, notamment de la sensation de « brillance » auditive : la voix apparaît plus « claire » lorsque l'énergie dans les hautes fréquences est élevée et, à l'inverse, plus « sombre » lorsque qu'elle est faible (Ngo, Akagi, & Bui, 2015).

#### 5.2.3.4 *Pente spectrale*

La pente spectrale (*Spectral Tilt* ou ST, en dB/Hz), illustrée dans la Figure 5.7, cherche à rendre compte de l'atténuation plus ou moins importante de l'énergie en fonction de la fréquence. Ce descripteur peut être mesuré en calculant la droite de régression linéaire de l'enveloppe spectrale, soit sur une bande de fréquence, soit sur la totalité du spectre. Une autre méthode consiste à calculer le rapport entre l'énergie dans les basses fréquences et l'énergie dans les hautes fréquences. La pente spectrale devient ainsi plus plate lorsque l'énergie dans les basses fréquences diminue et/ou que l'énergie dans les hautes fréquences augmente et, à l'inverse, devient plus prononcée lorsque le phénomène inverse se produit. L'inclinaison de la pente spectrale – qui est donc liée à la distribution de l'énergie dans le spectre – peut être utilisée comme descripteur de la sensation de « brillance » auditive : plus son inclinaison est faible et plus la voix est perçue comme « brillante » (Ngo et al., 2015).

#### 5.2.3.5 *Centre de gravité spectral et fréquence d'équilibre énergétique*

L'estimation d'une fréquence qui scinde le spectre en deux bandes d'égale d'énergie ou qui en est le centre de gravité est une démarche courante pour l'analyse des spectres des signaux vocaux. Son objectif est de traduire d'éventuels déplacements d'énergie dans le spectre par la mesure d'une seule grandeur. Deux méthodes sont possibles :

- rechercher la fréquence qui partage le spectre en deux bandes d'énergie égale : cette valeur est appelée fréquence d'équilibre énergétique (*Energy Balance Frequency* ou EBF, en Hz ; Ruiz, 2012), parfois centroïde énergétique ;
- rechercher le barycentre spectral (i. e., fréquence) lorsque chaque fréquence est affectée d'un poids correspondant à son niveau sonore : cette fréquence est appelée le centre de gravité spectral (*Spectral Center of Gravity* ou SCG, en Hz).

Un seul descripteur ne saurait caractériser le spectre mais sa comparaison dans différentes situations de prononciation peut en faire un indicateur pertinent lié aux perturbations vocales. Ainsi, le centre de gravité spectral et la fréquence d'équilibre énergétique permettent notamment de décrire une sensation de « brillance » auditive : la voix paraîtrait plus chaleureuse lorsque la valeur de ces deux descripteurs se déplace vers les hautes fréquences (i. e., aigües) (Přibil & Přibilová, 2012).

### 5.2.3.6 Bruit

L'appareil phonatoire n'est pas seulement la source de composantes quasi-périodiques ayant pour origine la vibration des cordes vocales : il est également la source d'un bruit d'origine aérodynamique. Ce bruit se définit comme une énergie non modulée et aperiodique visible dans le signal (cf. Figure 5.8).

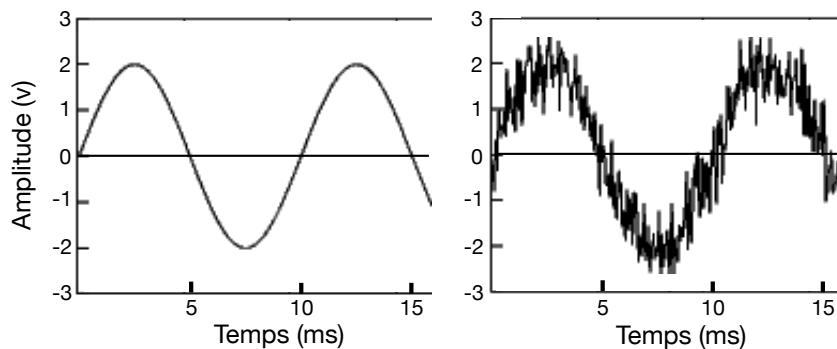


FIGURE 5.8: **A.** Signal d'un son pur (sinus) de fréquence 100 Hz et d'amplitude 2. **B.** Même signal avec un bruit additif aléatoire.

Cette particularité sonore est considérée comme un corrélat de la voix soufflée. Divers descripteurs permettent de quantifier le niveau de bruit dans la voix. Le rapport harmonique sur bruit (*Harmonic-to-Noise Ratio* ou HNR), exprimé en décibel (20 fois le logarithme du rapport), reflète le degré de périodicité du signal (i. e., harmoniques) par rapport aux variations aperiodiques (i. e., bruit). En d'autres termes, plus l'augmentation de l'énergie du bruit et/ou la diminution de celle des harmoniques est importante, plus la valeur du HNR diminue. D'autres mesures liées au niveau de bruit existent, notamment celles qui sont proposées par le *Multi-Dimensional Voice Program* (MDVP) :

- l'index de turbulence dans la voix (*Voice Turbulence Index* ou VTI) est une mesure relative au niveau de bruit dans les hautes fréquences. Le VTI est le rapport moyen entre l'énergie spectrale non harmonique dans la bande de fréquence 2.8-5.8 kHz (i. e., bruit spectral) et l'énergie spectrale harmonique dans la bande 0.07-4.5 kHz (i. e., vibration des cordes vocales) ;
- l'index de phonation (*Soft Phonation Index* ou SPI) est une mesure relative au niveau de bruit dans les basses fréquences. Le SPI est le rapport moyen entre l'énergie spectrale harmonique dans les basses fréquences (bande 0.07-1.6 kHz) et l'énergie spectrale harmonique dans les hautes fréquences (bande 1.6-4.5 kHz) ;

- le rapport bruit sur harmonique (*Noise-to-Harmonic Ratio* ou NHR) est le rapport moyen entre le bruit dans la bande de fréquence 1.5-4.5 kHz et l'énergie harmonique dans la bande de fréquence 0.07-4.5 kHz.

L'estimation du bruit dans la parole peut être utilisée pour l'analyse de la qualité de la voix, la composante aperiodique caractérisant certains types de phonation (Klatt & Klatt, 1990; Severin, Bozkurt, & Dutoit, 2005). La mesure du bruit vocal peut également servir à la classification des pathologies vocales (Li, Jo, Wang, Yang, & Kim, 2004).

### 5.2.3.7 Coefficients cepstraux à échelle Mel

Les coefficients cepstraux calculés sur une échelle fréquentielle en Mels (*Mel-Frequency Cepstral Coefficient* ou MFCC) font partie de la famille des descripteurs spectraux qui se basent sur une représentation cepstrale du signal. Le cepstre présente l'avantage de permettre la séparation des contributions respectives de la source et du conduit vocal. Les MFCC s'obtiennent en utilisant, pour le calcul du spectre, une échelle fréquentielle non linéaire tenant compte de la perception auditive de la fréquence : l'échelle des fréquences Mel. L'échelle Mel correspond à une approximation de la sensation de hauteur d'un son et prend notamment en compte la plus grande sélectivité en fréquence de l'oreille dans les basses fréquences<sup>2</sup>. Les descripteurs MFCC sont extraits du signal acoustique pré-accentué en appliquant la transformée en cosinus discrète (*Discrete Cosinus Transform* ou DCT) au logarithme du module de la transformée de Fourier du signal, filtré par un banc de filtre triangulaire dont les fréquences centrales sont espacées de manière égale selon l'échelle Mel (Calliope, 1989). Cette méthode de calcul des MFCC est présentée dans la Figure 5.9.

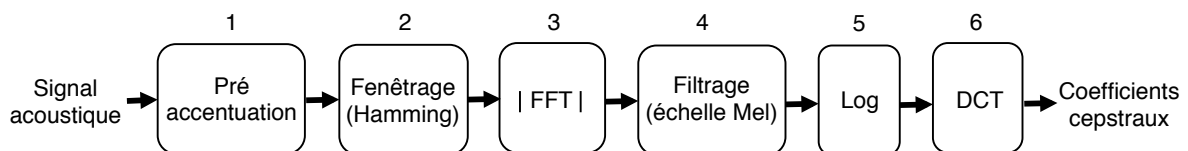


FIGURE 5.9: Méthode d'extraction des descripteurs MFCC.

Le calcul des MFCC est très répandu dans le domaine du traitement de la parole et plus spécifiquement en reconnaissance automatique du locuteur, des langues ou des émotions (Devillers et al., 2014). Les MFCC décrivent le « processus entier de production de la parole humaine » (Greeley et al., 2007, p.611) et permettraient ainsi de s'affranchir de la mesure d'une multitude de descripteurs acoustiques spécifiques. Néanmoins, cette méthode de paramétrisation du signal est très « abstraite » car, contrairement à la plupart des descripteurs acoustiques, les interprétations physiologiques de la variation des MFCC ne sont pas possibles – leur lien avec les mécanismes de production de la parole ne sont pas identifiables.

<sup>2</sup> La sensation d'octave ne correspond plus au-delà de 500 Hz à un doublement numérique de la fréquence.

#### 5.2.4 *Caractéristiques temporelles*

Les descripteurs temporels renseignent sur la durée du signal de parole et de ses éléments phonétiques constitutifs. Cette durée peut être estimée sur les voyelles, les consonnes, les mots, les phrases, les énoncés, etc. Le nombre de pauses silencieuses (ou de non phonation<sup>3</sup>) et leur durée peuvent également être mesurés dans le discours. Par ailleurs, le rapport entre la durée des parties voisées et la durée des parties non voisées est souvent utilisé comme indicateur de rythme, c'est-à-dire du débit de parole (McGlinchey et al., 2011 ; Devillers et al., 2014). D'autres auteurs (e. g., Vogel, Fletcher, & Maruff, 2010 ; Bittner, Begault, & Christopher, 2013) utilisent le nombre de syllabes par seconde ou par minute comme indicateur du débit phonatoire.

#### 5.2.5 *Paramètres originaux*

##### 5.2.5.1 *Fréquence de modulation d'amplitude*

Les signaux acoustiques voisés des voyelles peuvent montrer une modulation des pics principaux (ou maxima) d'amplitude. Ce phénomène est illustré sur la Figure 5.10 (A) qui présente le signal acoustique d'une voyelle [a] prononcée à la suite d'un réveil brutal dans le cadre d'une expérimentation sur l'inertie du sommeil (Ruiz et al., 2012). Partant de ce constat, l'objectif va être de détecter et de mesurer cette modulation d'amplitude. La méthode utilisée va consister à détecter les maxima d'amplitude (identifiés par des cercles dans la Figure 5.10, A) par cycle vibratoire du signal vocal. La détection des maxima permet aussi de calculer la période de chaque cycle et donc la  $F_0$ , sa valeur moyenne sur l'ensemble de la prononciation mais aussi le jitter et le shimmer. L'observation du signal de la voyelle montre que les variations des maxima d'amplitude semblent posséder une allure sinusoïdale. La deuxième étape va consister à mesurer la fréquence de cette modulation sinusoïdale. Pour atteindre cet objectif, les maxima d'amplitude repérés sur le signal (cercles Figure 5.10, A) vont être disposés chronologiquement autour de leur valeur moyenne (cercles Figure 5.10, B). Il s'agit alors de calculer la régression sinusoïdale qui présente le plus faible écart, au sens des moindres carrés, avec la courbe en dents de scie donnée par la différence entre chaque maxima d'amplitude et leur valeur moyenne. La fréquence de cette régression sinusoïdale correspond à la fréquence de modulation d'amplitude, notée  $F_{mod}$  (Ruiz et al., 2012 ; Ruiz, 2012). La qualité de la régression est estimée grâce au coefficient de détermination  $R^2$ . Comme le shimmer,  $F_{mod}$  s'intéresse aux fluctuations des maxima d'amplitude des impulsions glottiques. Néanmoins, son interprétation diffère de celle des shimmers et la variation d'un des deux descripteurs n'est pas forcément accompagnée d'une fluctuation de l'autre : l'existence d'une modulation d'amplitude n'est pas nécessairement synonyme d'un shimmer élevé, c'est-à-dire de grandes différences d'amplitude, et un shimmer élevé n'est pas forcément assorti d'une modulation sinusoïdale de l'amplitude des pics. L'un s'attache à une forme particulière des variations

3 Les pauses silencieuses (ou pauses non sonores), dans lesquelles toute production vocale s'interrompt pendant au moins plus de 200 ms, sont à distinguer des pauses non silencieuses (ou sonores) constituées d'interjections (e. g., euh, hum, etc.) ou d'un allongement de la dernière syllabe du mot (Candea, 2000).

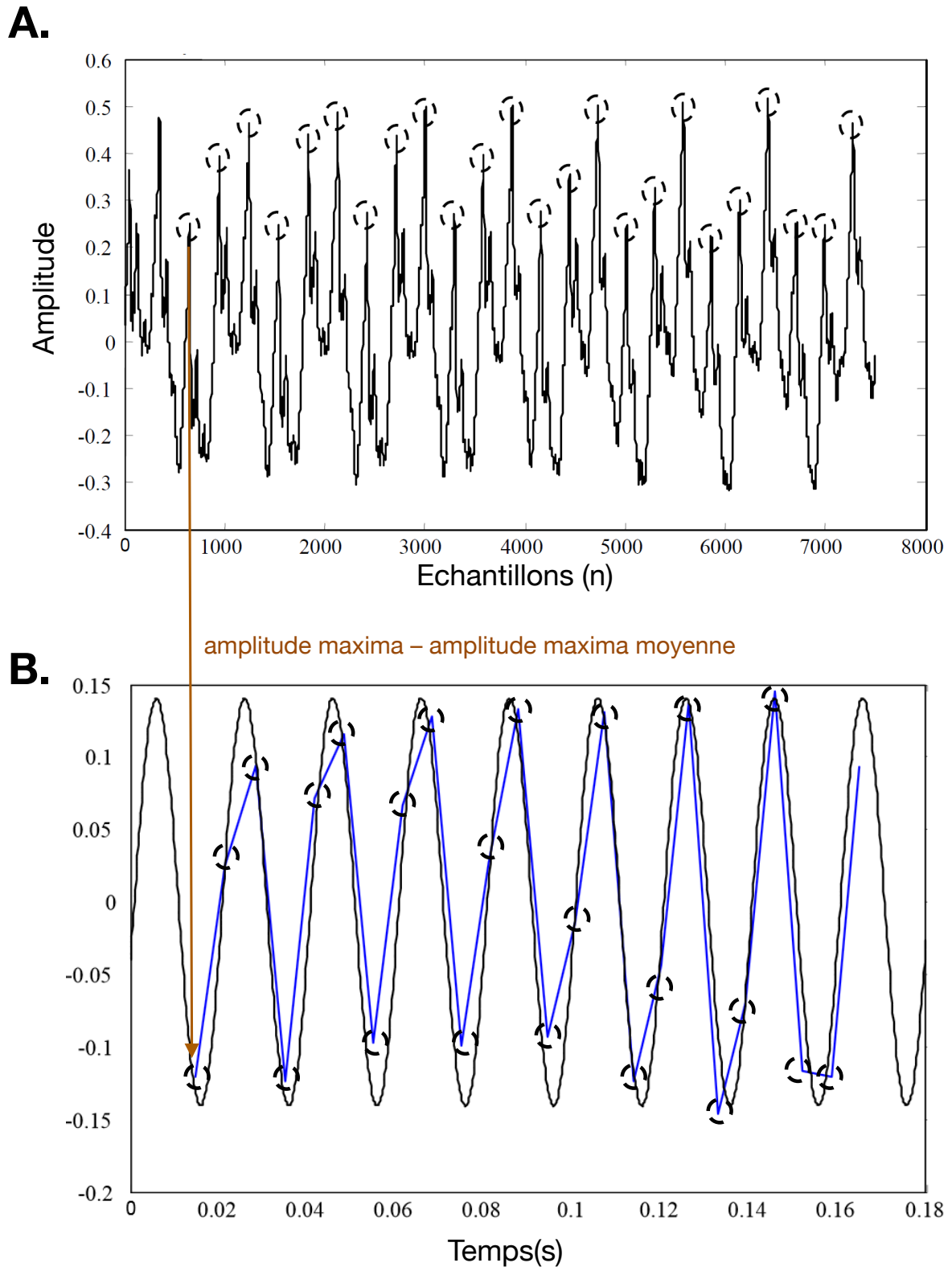


FIGURE 5.10: Méthode de calcul de la fréquence de modulation des maxima d'amplitude ( $F_{mod}$ ).

**A.** Signal acoustique d'une voyelle [a] extraite d'un mot prononcé. Les cercles identifient les maxima d'amplitude détectés par cycle vibratoire. **B.** Les cercles identifient les points représentant la différence entre la valeur de niveau de chaque maxima (cercles dans la Figure 5.10, A) et leur valeur moyenne. La courbe bleue en dents de scie relie ces points. La régression sinusoidale (courbe noire) qui présente le plus faible écart avec la courbe en dents de scie s'y superpose. Adaptée de Ruiz et al. (2012); Ruiz (2012).

d'amplitude (Fmod) et l'autre exprime le degré des fluctuations d'amplitude indépendamment de leur forme (shimmers).

### 5.2.5.2 Longueur d'amplitude numérique et ses paramètres dérivés

La longueur d'amplitude numérique (*Digital Amplitude Length* ou DAL) est une estimation de la longueur euclidienne d'un signal numérique observé sur une durée finie (Ruiz, Plantin de Hugues, & Legros, 2010 ; Ruiz, 2012). Le DAL s'obtient en calculant la somme des différences (en valeur absolue) de l'amplitude  $A$  entre les échantillons  $i$  successifs depuis le début jusqu'à la fin du signal (cf. Figure 5.11) :

$$DAL = \sum_{i=1}^{N-1} DAL(i) = \sum_{i=1}^{N-1} |A_i - A_{i+1}| \quad (5.1)$$

dans laquelle  $N$  désigne le nombre total d'échantillons d'amplitude respective  $A_i$  pour toute la durée du signal observé. Le DAL s'exprime en unité d'amplitude (ua).

Précisons que l'estimation de la longueur d'amplitude d'un signal analogique (continu) qui a été numérisé ne conduit pas à une valeur exacte en raison de l'absence d'informations entre les échantillons successifs mais également par le fait que la trajectoire du signal analogique entre les échantillons successifs est ignorée et remplacée par  $|A_i - A_{i+1}|$ . Une valeur qui s'approche de la trajectoire réelle du signal analogique est l'interpolation linéaire réalisée en calculant la longueur de l'hypoténuse (cf. Figure 5.11). Ce calcul n'est toutefois pas réalisable, l'unité des deux axes étant différente.

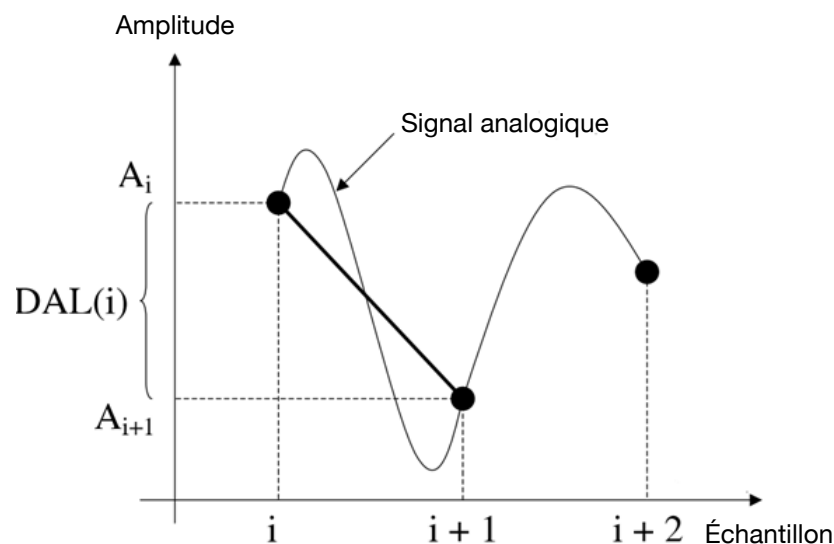


FIGURE 5.11: Longueur d'amplitude numérique entre les échantillons  $i$  successifs ( $DAL(i)$ ). Ruiz et al. (2010).

Outre son estimation sur la longueur totale du signal, le DAL peut être calculé pour chaque période  $T_0$  (i. e., entre deux pulses successifs).  $N$  devient ainsi le nombre d'échantillons dans

la période  $T_0$ . Ce paramètre est nommé  $DAL_{T_0}$  (en ua) et  $\overline{DAL_{T_0}}$  est la valeur moyenne de  $DAL_{T_0}$  calculée sur l'ensemble des périodes du signal.  $DAL_{T_0}/T_0$  est une estimation de  $DAL_{T_0}$  rapportée à la durée de la période et s'exprime en unité d'amplitude par seconde (ua/s).  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  est ainsi la valeur moyenne de  $DAL_{T_0}/T_0$  calculée sur l'ensemble des périodes du signal.

L'analyse des fluctuations à court-terme de  $DAL_{T_0}$  et de  $DAL_{T_0}/T_0$  est possible grâce à l'estimation de leur jitter :

$$\text{jitter}(DAL_{T_0}) = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M |(DAL_{T_0})(i) - (DAL_{T_0})(i+1)| \text{ (en ua)} \quad (5.2)$$

$$\text{jitter}\left(\frac{DAL_{T_0}}{T_0}\right) = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M \left| \left(\frac{DAL_{T_0}}{T_0}\right)(i) - \left(\frac{DAL_{T_0}}{T_0}\right)(i+1) \right| \text{ (en ua/s)} \quad (5.3)$$

La longueur d'amplitude numérique et ses paramètres dérivés renseignent sur de fines modifications de la forme temporelle du signal, c'est-à-dire période par période. Ces modifications peuvent être dues à des variations du nombre et/ou du niveau des harmoniques. Elles sont toutefois « difficilement détectables période après période dans le plan spectral soit parce que l'enveloppe spectrale est trop lissée, soit parce que l'estimation du niveau individuel des harmoniques est imprécis compte-tenu des effets de la pondération du signal et de la dualité temps-fréquence » (Ruiz, 2012, p.99). L'estimation des longueurs euclidiennes est donc complémentaire des analyses spectrales, notamment aux calculs des rapports d'énergie dans le spectre, qui restent macroscopiques ou deviendraient trop nombreux pour rendre compte de variations du niveau des harmoniques. Le DAL est cependant sensible à la présence de bruit : celui-ci rajoute au signal original, et à tous les instants, de nouvelles amplitudes. Par conséquent, la comparaison du DAL dans différentes situations de prononciations (e. g., éveillé vs. somnolent) ne peut être envisagée que si le rapport signal sur bruit est élevé et que le niveau de bruit environnant reste constant entre et durant les enregistrements.

### 5.3 VOIX, SOMNOLENCE ET CHARGE MENTALE

Les recherches qui se sont intéressées à la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale grâce à la voix peuvent être divisées en deux catégories :

1. les études qui ont analysé les variations des paramètres acoustiques lors de la somnolence ou de l'augmentation du niveau de charge mentale (cf. partie 5.3.1). L'objectif de cette approche est d'identifier les paramètres acoustiques sensibles soit à l'état de somnolence, soit à l'augmentation de la charge mentale, et de déterminer quels sont ceux susceptibles de devenir des indicateurs pertinents de l'existence, voire du degré de ces deux phénomènes ;
2. les études de reconnaissance automatique soit de l'état de somnolence, soit du niveau de charge mentale en utilisant la voix (cf. partie 5.3.2). Dans cette approche, les paramètres acoustiques sont plutôt considérés comme des descripteurs du signal que



comme des indicateurs potentiels de l'état psychophysique du locuteur : les méthodes et les algorithmes de classification utilisent ces paramètres pour parvenir à un score de bonne reconnaissance.

### 5.3.1 Analyse du signal vocal

#### 5.3.1.1 Somnolence

Les changements cognitifs et physiologiques associés à l'état de somnolence peuvent influencer les mécanismes de production de la parole et en conséquence modifier les paramètres acoustiques de la voix. Ces changements ont été synthétisés dans le « modèle des médiateurs cognitifs et physiologiques des modifications de la parole lors de la somnolence » (Krajewski & Kröger, 2007 ; Krajewski, Schnieder, Sommer, Batliner, & Schuller, 2012). L'intérêt de ce modèle théorique – en dépit de ses prédictions encore partiellement vagues – est qu'il fournit un premier aperçu des processus de médiation entre la somnolence, la production de la parole et les caractéristiques acoustiques, l'objectif étant le développement de mesures acoustiques de la somnolence (Schuller et al., 2014). Les changements décrits par ce modèle lors de l'état de somnolence sont les suivants (Krajewski & Kröger, 2007, cf. Figure 5.12) :

- *planification cognitive de la parole* : réduction de la vitesse des processus cognitifs → altération de la planification de la parole et des processus de coordinations motrices neuromusculaires → ralentissement des mouvements articulatoires → articulation et parole ralenties ;
- *respiration* : diminution de la tension musculaire → respiration monotone et lente → pression sous-glottique réduite → diminution de  $F_0$ , de l'intensité, de la précision et du débit articulatoire ;
- *phonation* : diminution de la tension musculaire → augmentation de l'élasticité des cordes vocales et diminution de leur tension ; baisse de la température du corps → modification de la viscoélasticité des cordes vocales ;
- *articulation/résonance* : diminution de la tension musculaire → pharynx libre et ramollissement des parois du conduit vocal → perte de l'énergie ; changements de posture → affaissement du haut du corps et abaissement de la tête → changements de la forme du conduit vocal ; salivation accrue → perte d'énergie ; baisse de la température du corps → réduction de la conduction de la chaleur, changement de la friction entre les parois du conduit vocal et de l'air, changement de l'écoulement laminaire (→ perte d'énergie) → changement dans la distribution spectrale de l'énergie, bande passante des formants plus large, augmentation des fréquences des formants en particulier dans les formants inférieurs ;
- *rayonnement* : diminution des mouvements oro-faciaux (i. e., relatifs à la bouche et au visage), des expressions du visage et de l'écartement des lèvres → raccourcissement de l'appareil vocal → diminution des fréquences de  $F_1$  et  $F_2$  ; réduction de l'effort articulatoire → degré d'ouverture réduit → diminution de la fréquence  $F_1$  ; relaxation oropharyngée → augmentation de la nasalité.



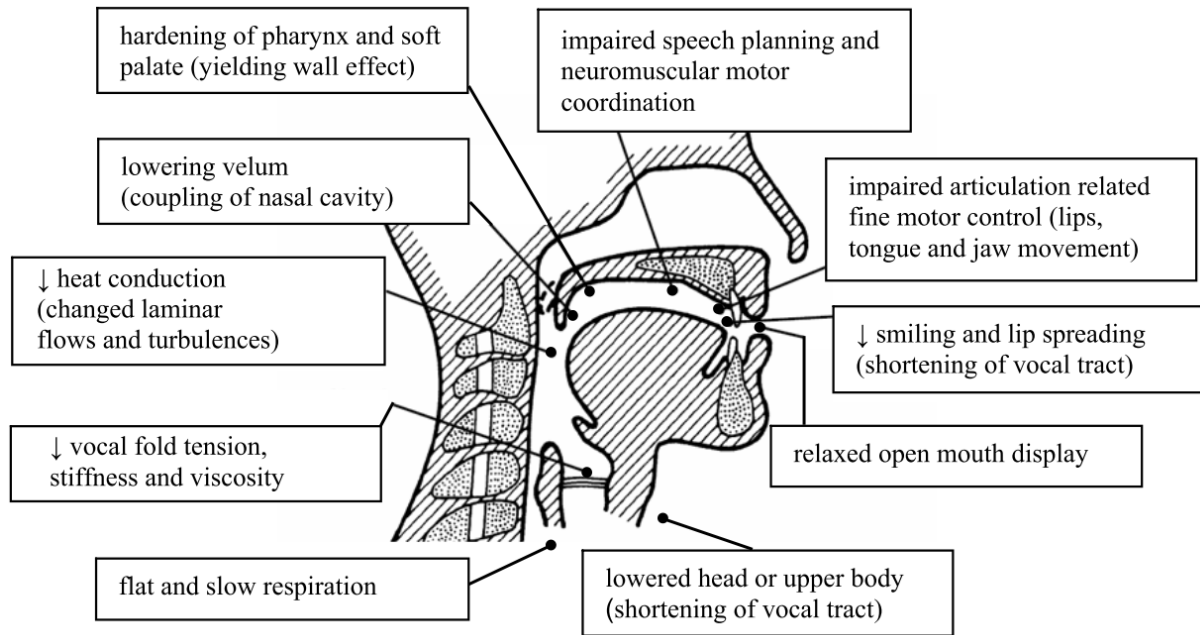


FIGURE 5.12: Changements induits par l'état de somnolence en relation avec le système de production de la voix et de la parole. [Krajewski et al. \(2009\)](#).

D'après [Schuller et al. \(2014\)](#), il se pourrait donc qu'une personne somnolente présente des changements vocaux spécifiques en lien avec :

- la prosodie : intonation monotone et aplatie, ralentissement du débit de la parole ou durée réduite des syllabes, en raison, par exemple, du ralentissement de la planification cognitive de la parole ;
- l'articulation : marmonnement, prononciation moins brillante, fautes de prononciation, changements articulatoires brusques, erreurs de langage ou hésitations dues, par exemple, à une dégradation des processus de coordinations motrices et à une diminution des efforts compensatoires ;
- la qualité du discours : parole « tendue », nasale, ou soufflée en raison, par exemple, de troubles de la coordination de la fermeture du voile du palais.

La majorité des recherches empiriques qui se sont intéressées aux effets de la somnolence sur les paramètres acoustiques ont été réalisées dans le cadre de privation totale ou partielle de sommeil ([G. O. Morris, Williams, & Lubin, 1960](#) ; [Bouhuys, Schutte, Beersma, & Nieboer, 1990](#) ; [Bard, Sotillo, Anderson, Thompson, & Taylor, 1996](#) ; [Bough, Heuer, Sataloff, Hills, & Carter, 1996](#) ; [Whitmore & Fisher, 1996](#) ; [Harrison & Horne, 1997](#) ; [Johannes, Salnitski, Gunga, & Kirsch, 2000](#) ; [Nwe, Li, & Dong, 2006](#) ; [Greeley et al., 2006, 2007](#) ; [Ruiz, Plantin de Hugues, & Legros, 2009](#) ; [Krajewski et al., 2009](#) ; [Vogel et al., 2010](#) ; [Dhupati, Kar, Rajaguru, & Routray, 2010](#) ; [McGlinchey et al., 2011](#) ; [Krajewski et al., 2012](#))<sup>4</sup>. Ces travaux ont rapporté de nombreux chan-

<sup>4</sup> Une revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés dans ces recherches (i. e., locuteurs, durée de l'éveil, tâche de parole, vocabulaire analysé et fréquence de répétition de la tâche de parole) est présentée dans la Table 10.1 (annexe 10.4).

gements acoustiques vocaux – parfois contradictoires – lors de la somnolence consécutive à la privation de sommeil<sup>5</sup> :

- une diminution de l'intensité vocale (G. O. Morris et al., 1960) vs. aucun changement de l'intensité moyenne, maximale et minimale (McGlinchey et al., 2011) ;
- une augmentation de l'écart type ( $\sigma$ ) moyen absolu de l'intensité vocale (Krajewski et al., 2009) vs. aucun changement de l'écart type ( $\sigma$ ) et de la gamme de variation de l'intensité (McGlinchey et al., 2011) ;
- une diminution de la valeur moyenne de Fo (G. O. Morris et al., 1960 ; Johannes et al., 2000 ; Nwe et al., 2006 ; Krajewski et al., 2009 ; McGlinchey et al., 2011) vs. une augmentation de la valeur moyenne de Fo (Ruiz et al., 2009) vs. aucun changement de la valeur moyenne de Fo (Vogel et al., 2010).
- une variation circadienne de la valeur moyenne de Fo, avec une diminution durant les pics circadiens de la somnolence (Bouhuys et al., 1990 ; Whitmore & Fisher, 1996) ;
- aucun changement de la Fo maximale, minimale ou de sa gamme de variation (McGlinchey et al., 2011) ;
- une diminution de l'écart type de Fo ( $SD_{F_0}$ ) (G. O. Morris et al., 1960 ; Nwe et al., 2006) vs. une augmentation de  $SD_{F_0}$  et du coefficient de variation (CoV) de Fo (Vogel et al., 2010) vs. aucun changement de  $SD_{F_0}$  (McGlinchey et al., 2011) ;
- une augmentation du jitter (Ruiz et al., 2009 ; McGlinchey et al., 2011) ;
- une augmentation du shimmer (McGlinchey et al., 2011) ;
- une diminution de la fréquence des formants 1 (Krajewski et al., 2009 ; Greeley et al., 2006), 2 et 3 (Greeley et al., 2006) et 4 (Greeley et al., 2006 ; Vogel et al., 2010) ; Greeley et al. (2006) ont utilisé la latence d'endormissement et les temps de réaction (TR) pour déterminer objectivement l'état de somnolence : le TR a montré de fortes corrélations ( $\geq 0.7$ ) avec F3 pour les phonèmes /ɔ/ et /u/ pour 76 participants vs. aucun changement de la fréquence des formants 1, 2 et 3 (Vogel et al., 2010) ;
- une diminution de l'écart type ( $\sigma$ ) et du coefficient de variation (CoV) de la fréquence du formant 4 (Vogel et al., 2010) ; aucun changement de l'écart type ( $\sigma$ ) et du coefficient de variation (CoV) de la fréquence des formants 1, 2 et 3 (Vogel et al., 2010) ;
- aucun changement de l'énergie dans les fréquences  $> 0.5$  kHz (McGlinchey et al., 2011) ; une diminution de l'énergie dans les fréquences  $> 1$  kHz et dans les bandes de fréquence en bark allant de 0.7 à 2.9 kHz (McGlinchey et al., 2011) ;
- une augmentation de la pente spectrale déterminée par le rapport alpha (énergie  $\leq 1$  kHz/énergie 1-8 kHz) (Vogel et al., 2010) ou obtenue par régression linéaire sur la distribution d'énergie pour les fréquences  $> 1$  kHz (McGlinchey et al., 2011) vs. une diminution de la pente de l'énergie spectrale pour les fréquences  $> 1$  kHz (Krajewski et al., 2012) ;

<sup>5</sup> Ces résultats sont synthétisés dans la Table 10.2 (annexe 10.4).

- une variation des coefficients cepstraux (MFCC) (Greeley et al., 2007); une diminution des MFCC<sub>1</sub> et 8 chez des participants de sexe masculin et du MFCC<sub>7</sub> chez des participants de sexe féminin vs. une augmentation du MFCC<sub>8</sub> chez des participants de sexe féminin (Krajewski et al., 2012);
- une diminution du débit de parole (G. O. Morris et al., 1960; Vogel et al., 2010; Dhupati et al., 2010); Dhupati et al. (2010) ont utilisé l'électroencéphalographie (EEG) comme indicateur objectif de l'état de somnolence et montré que la puissance spectrale relative  $\alpha$  était corrélée avec le rapport durée des parties voisées/durée des parties non voisées (i. e., débit de parole); une augmentation de la durée des pauses et de leur variation ( $\sigma$ ) (Krajewski et al., 2009) ainsi que du temps total de parole (Vogel et al., 2010) vs. une diminution de la longueur des mots (Bard et al., 1996) et du nombre de pauses (McGlinchey et al., 2011) vs. aucun changement du débit de parole (rapport durée de phonation/durée de non phonation; McGlinchey et al., 2011), ni de la durée des phrases, des voyelles et des pauses (Ruiz et al., 2009);
- une diminution du nombre de mots utilisés (Harrison & Horne, 1997);
- une augmentation des difficultés d'articulation et des erreurs de langage (G. O. Morris et al., 1960) vs. aucun changement du nombre d'erreurs de langage et de variations inappropriées du volume (Harrison & Horne, 1997);
- une voix plus monotone (i. e., plate) et « ennuyeuse » chez des sujets privés de sommeil (Harrison & Horne, 1997).

### 5.3.1.2 Charge mentale

Les principales modifications physiologiques associées à l'augmentation de la charge mentale sont une hausse de la fréquence cardiaque et respiratoire, de la température corporelle et de la tension musculaire. Ces modifications sont en lien avec l'augmentation de l'activité sympathique et/ou la diminution de l'activité parasympathique du système nerveux autonome lors de la hausse de l'effort mental. Ainsi, sur la base du « modèle des médiateurs cognitifs et physiologiques des modifications de la parole lors de la somnolence » (Krajewski & Kröger, 2007; Krajewski et al., 2012), il se pourrait que l'augmentation de la charge mentale conduise à des modifications du signal vocal antagonistes à celles attendues lors de la somnolence pour les aspects suivants intervenant dans le processus de production de la parole :

- *respiration* : augmentation de la tension musculaire → respiration plus profonde et rapide → augmentation de la pression sous-glottique → augmentation de  $F_0$ , de l'intensité et du débit articulatoire;
- *phonation* : augmentation de la tension musculaire → diminution de l'élasticité des cordes vocales et augmentation de leur tension; augmentation de la température du corps → modification de la viscoélasticité des cordes vocales; diminution des fluctuations de  $F_0$  ( $SD_{F_0}$ , jitter et shimmer);
- *articulation/résonance* : augmentation de la tension musculaire → pharynx fixe et durcissement des parois du conduit vocal → augmentation de l'énergie; salivation réduite → gain d'énergie; augmentation de la température du corps → augmentation de la

conduction de la chaleur, changement de la friction entre les parois du conduit vocal et de l'air, changement de l'écoulement laminaire (→ gain d'énergie) → changement dans la distribution de l'énergie spectrale (→ augmentation de l'énergie dans les hautes fréquences).

Un certain nombre de recherches<sup>6</sup> se sont intéressées aux modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale dans diverses tâches : arithmétique (Hecker, Stevens, von Bismarck, & Williams, 1968; Gorovoy, Tung, & Poupart, 2010), de localisation visuelle (Mosko, Stevens, & Griffin, 1983), de résolution de problèmes (Tolkmitt & Scherer, 1986; Scherer & Grandjean, 2002), de poursuite visuelle (Brenner & Shipp, 1988; Lively, Pisoni, Van Summers, & Bernacki, 1993; Johnstone et al., 2007), psychomotrice (Griffin & Williams, 1987), de Stroop (Ruiz, Absil, Harmegnies, Legros, & Poch, 1996; Rothkrantz, Wiggers, van Wees, & van Vark, 2004), de récitation de l'alphabet (Mendoza & Carballo, 1998), de conduite automobile simulée (Wood, Torkkola, & Kundalkar, 2004) ou réelle (Boril, Sadjadi, Kleinschmidt, & Hansen, 2010), de simulation de défense aérienne (Congleton, Jones, Shiflett, McSweeney, & Huchingson, 1997), de simulation de gestion du trafic aérien (Bittner et al., 2013) et de pilotage sur simulateur (Huttunen, Keränen, Väyrynen, Pääkkönen, & Leino, 2011)<sup>7</sup>. Dans ces études, de nombreux changements acoustiques – parfois discordants – ont été observés lors de l'augmentation de la charge mentale<sup>8</sup> :

- une augmentation de l'amplitude (Brenner & Shipp, 1988; Griffin & Williams, 1987; Lively et al., 1993) et de l'intensité vocale (Huttunen et al., 2011) vs. une diminution du niveau (Hecker et al., 1968);
- une augmentation de la valeur moyenne de  $F_0$  (Hecker et al., 1968; Brenner & Shipp, 1988; Griffin & Williams, 1987; Lively et al., 1993; Ruiz et al., 1996; Congleton et al., 1997; Mendoza & Carballo, 1998; Scherer & Grandjean, 2002; Rothkrantz et al., 2004; Johnstone et al., 2007; Boril et al., 2010; Huttunen et al., 2011; Bittner et al., 2013) vs. aucun changement de la valeur moyenne de  $F_0$  (Tolkmitt & Scherer, 1986; Wood et al., 2004);
- une diminution de l'écart type de  $F_0$  ( $SD_{F_0}$ ) (Hecker et al., 1968; Lively et al., 1993; Huttunen et al., 2011) vs. une augmentation de  $SD_{F_0}$  (Rothkrantz et al., 2004; Wood et al., 2004) vs. aucun changement de  $SD_{F_0}$  (Mendoza & Carballo, 1998; Scherer & Grandjean, 2002);
- une diminution du jitter (Congleton et al., 1997; Mendoza & Carballo, 1998; Rothkrantz et al., 2004) vs. aucun changement du jitter (Brenner & Shipp, 1988; Lively et al., 1993; Johnstone et al., 2007);
- une diminution du shimmer (Mendoza & Carballo, 1998) vs. aucun changement du shimmer (Brenner & Shipp, 1988; Congleton et al., 1997);

6 Ne sont pas seulement considérés les travaux qui utilisent le terme « charge mentale/cognitive » mais également les études qui ont traité des effets du stress sur la voix dans des tâches cognitives en relation avec la charge mentale.

7 Une revue détaillée des protocoles expérimentaux utilisés dans ces recherches (i. e., locuteurs, tâche mentale, tâche de parole et vocabulaire analysé) est présentée dans la Table 10.3 (annexe 10.4).

8 Ces résultats sont synthétisés dans la Table 10.4 (annexe 10.4).

- une augmentation de la fréquence des formants 1 (Mosko et al., 1983 ; Boril et al., 2010 ; Yap, Epps, Ambikairajah, & Choi, 2010), 2 (Mosko et al., 1983) et 4 (Boril et al., 2010) vs. une diminution de la fréquence du formant 2 (Yap et al., 2010) vs. aucun changement de la fréquence des formants 1 (Lively et al., 1993), 2 et 3 (Lively et al., 1993 ; Boril et al., 2010) ;
- une diminution de la proportion d'énergie dans les fréquences < 0.5 kHz ; une augmentation de la proportion d'énergie dans la bande de fréquence 0.5-1.6 kHz (Scherer & Grandjean, 2002) vs. une diminution de la proportion d'énergie dans les hautes fréquences (Hecker et al., 1968 ; Rothkrantz et al., 2004) vs. aucun changement de la proportion d'énergie pour les fréquences < 1 kHz (Johnstone et al., 2007) ;
- une diminution de la pente spectrale (Lively et al., 1993) vs. aucun changement de la pente spectrale (Johnstone et al., 2007) ;
- une augmentation de la fréquence du centre de gravité spectral (Boril et al., 2010) ;
- une diminution de l'index de turbulence (VTI) et une augmentation de l'index de phonation (SPI) ; pas de changement du rapport bruit/harmonique (Mendoza & Carballo, 1998) ;
- une augmentation du débit de parole (Brenner & Shipp, 1988 ; Scherer & Grandjean, 2002) ; une diminution de la durée des phrases (Lively et al., 1993), des mots (Griffin & Williams, 1987), des consonnes et des voyelles (Hecker et al., 1968) vs. une diminution du débit de parole (Gorovoy et al., 2010 ; Bittner et al., 2013) ; une augmentation de la durée des communications (Congleton et al., 1997), des segments de parole (Boril et al., 2010), des mots (Rothkrantz et al., 2004) et du pourcentage de pause (Gorovoy et al., 2010) vs. aucun changement de la durée des segments de parole et de la durée moyenne des pauses (Wood et al., 2004) ;
- une augmentation de l'écart type ( $\sigma$ ) de la durée moyenne des voyelles (Tolkmitt & Scherer, 1986) vs. aucun changement de la variation ( $\sigma$ ) de la durée des segments de parole (Wood et al., 2004) ; une augmentation de l'écart type de la durée moyenne des pauses (Wood et al., 2004).

### 5.3.1.3 Discussion sur l'analyse du signal vocal

Le nombre de recherches qui traitent des modifications du signal vocal lors de la variation du niveau d'éveil ou de charge mentale est limité. De plus, les résultats apparaissent parfois contradictoires. Ceci s'explique en partie par les nombreuses différences méthodologiques entre les travaux telles que la taille de l'échantillon de locuteurs, le type de prononciation qu'effectue le locuteur (discours naturel, lecture de texte, énonciation de mots ou de voyelles), le type de vocabulaire analysé (énoncés, phrases, mots, consonnes ou voyelles), la taille des corpus de parole ou encore le degré de la somnolence ou de charge mentale qui dépend respectivement de la durée de la privation de sommeil et de la tâche mentale utilisée. Ces différences rendent les résultats des études difficilement comparables. En outre, le nombre et le type de descripteurs acoustiques potentiels sont souvent différents. Les paramètres analysés sont principalement liés à la hauteur, à l'intensité ou au débit phonatoire. Les paramètres



spectraux ou cepstraux (e. g., MFCC), bien connus pour la reconnaissance automatique de la parole et du locuteur, ont reçu peu d'attention (Nwe et al., 2006 ; Greeley et al., 2007 ; Krajewski & Kröger, 2007 ; Krajewski et al., 2009). Par ailleurs, très peu d'études ont utilisé une mesure de référence de la somnolence durant le protocole de privation de sommeil, par exemple comportementale (Greeley et al., 2006) ou physiologique (Dhupati et al., 2010), qui soit en capacité d'attester objectivement de l'état de somnolence de l'individu. Le même constat peut être fait pour la charge mentale : il n'apparaît pas de recherches dans lesquelles des mesures objectives du niveau de charge mentale ont été réalisées en parallèle de l'analyse du signal vocal. Ainsi, la littérature actuelle ne propose pas de paramètre(s) acoustique(s) fiable(s), c'est-à-dire avec des valeurs numériques seuils ou des gammes de variations spécifiques, pour la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale : la recherche a montré que le signal vocal était modifié lorsque le niveau d'éveil ou de charge mentale variait mais l'étape de la modélisation acoustique traduisant ces variations n'a pas été franchie (Ruiz, 2012).

### 5.3.2 Reconnaissance automatique

Nous assistons depuis une dizaine d'années à la multiplication des travaux de recherche sur les méthodes de reconnaissance automatique. L'approche « reconnaissance automatique » consiste à développer des systèmes informatisés qui ont pour objectif de détecter automatiquement et avec la plus grande précision (performance de bonne reconnaissance la plus élevée possible) l'état de somnolence ou le niveau de charge mentale d'un individu. Les principales étapes d'un système de reconnaissance automatique utilisant le signal vocal sont présentées dans la Figure 5.13.

Ces systèmes utilisent, comme données d'entrée, les valeurs numériques des descripteurs acoustiques (e. g., la fréquence fondamentale, l'intensité, etc.), généralement accompagnées de valeurs statistiques associées (moyenne, minimum, maximum, écart type, paramètres de distributions, etc.), regroupées en vecteurs. Sur ces vecteurs est effectuée une classification automatique supervisée ou non supervisée. La classification supervisée est une méthode dans laquelle des exemples fournis aux systèmes sont déjà classés en fonction de leur propriété. Le système compare les données entrantes aux exemples puis les distribue dans des classes (catégories) pré-définies. À l'inverse, la classification non supervisée (ou *clustering*) utilise des exemples sans étiquette. Les exemples qui ont des propriétés similaires sont placés dans la même classe via une mesure d'affinité (ou de similarité). Dans cette approche, le nombre de classes n'est pas défini à l'avance. L'apprentissage, qui est la procédure permettant de caractériser les propriétés acoustiques de chaque classe, peut être dépendant ou indépendant du locuteur. Il est dépendant lorsque la méthode de classification est entraînée et exécutée sur des données acoustiques qui proviennent du même locuteur et il est indépendant lorsqu'elles proviennent de différents locuteurs. Les algorithmes (i. e., modèles acoustiques) obtenus durant la session d'apprentissage sont ensuite testés sur des corpus de parole différents de ceux qui ont été utilisés lors de cette session. Il est ainsi obtenu un score (ou taux) de bonne reconnaissance. Dans certaines études, ce score représente le nombre d'éléments de parole prononcés dans une situation particulière et reconnus comme tels par le système par rapport au nombre total d'éléments (score *Recognition Rate* ou RR, en %). Or, lorsque le nombre d'éléments de parole est différent dans chaque classe (classes non équilibrées) et que des classes

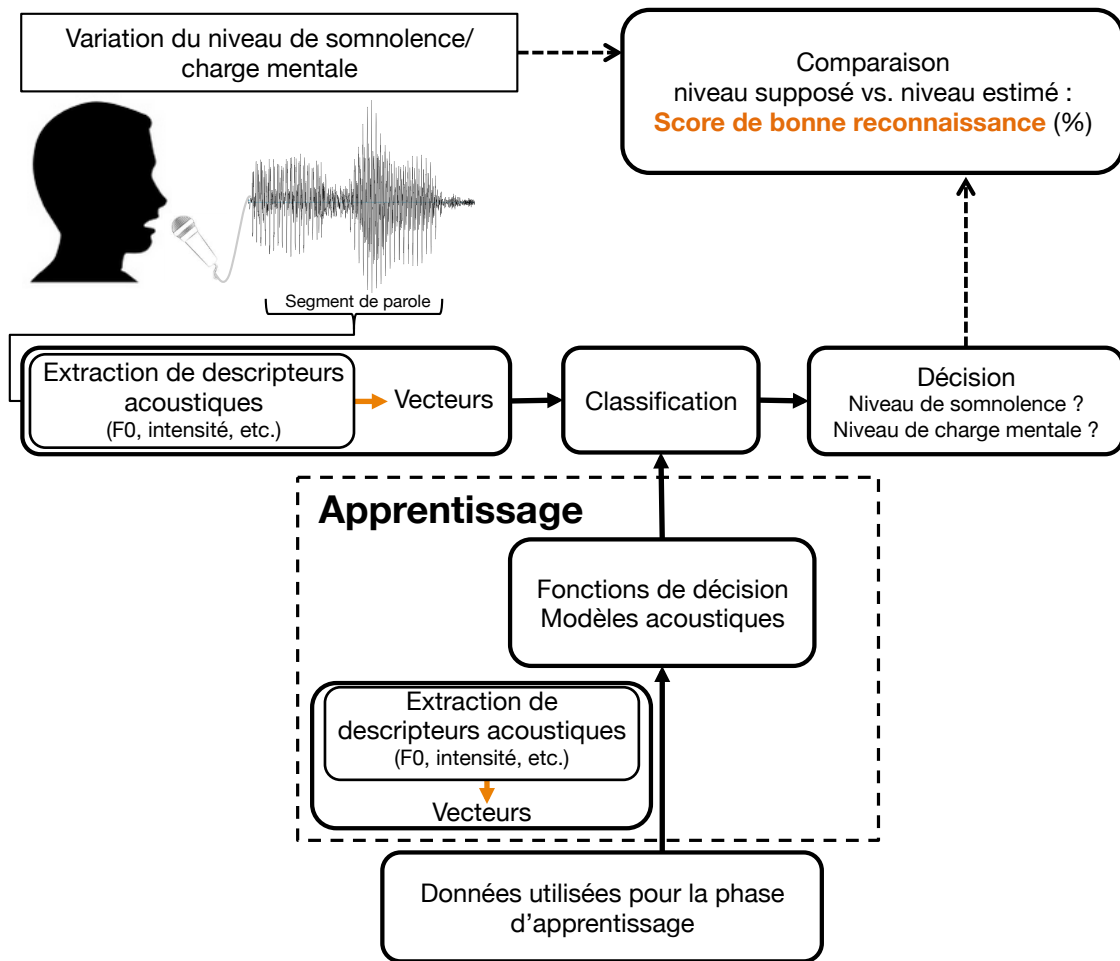


FIGURE 5.13: Principe d'un système de reconnaissance automatique de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal. Adaptée de Clavel and Richard (2010).

sont mieux reconnues que d'autres, le score RR n'est pas nécessairement un indicateur pertinent<sup>9</sup> de la performance de bonne reconnaissance d'un système (Vidrascu, 2007). Pour cette raison, certains auteurs préfèrent utiliser, comme indicateur de performance, la moyenne du pourcentage de bonne reconnaissance obtenu pour chaque classe (score *Class-Wise* ou CL, en %).

Bien que le cadre de la thèse s'inscrive dans le périmètre de l'analyse du signal vocal, les travaux sur les systèmes de reconnaissance automatique de la parole ne sauraient être ignorés. En effet, certains d'entre eux traitent de la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale. L'objet n'est pas de décrire le détail technique des systèmes automatiques mais de présenter un panorama des descripteurs et des méthodes de classification utilisés afin de nourrir l'approche « analyse » développée dans la thèse.

<sup>9</sup> Pour un ensemble de données composé à 80 % de segments de parole annotés « voix non somnolente » et 20 % « voix somnolente », un système qui classerait tout en « voix non somnolente » aurait un très bon score de reconnaissance RR (80 %) mais serait incapable d'identifier un état de somnolence.

### 5.3.2.1 Somnolence

Le travail de Nwe et al. (2006) apparaît comme précurseur en ce qui concerne l'utilisation du signal vocal pour la reconnaissance automatique de l'état de somnolence. Les auteurs ont développé un système de reconnaissance basé sur une classification par modèle de Markov caché (*Hidden Markov Models* ou HMM) qui utilise comme descripteurs du signal acoustique les coefficients cepstraux (MFCC), les coefficients cepstraux par prédiction linéaire (*Linear Prediction Cepstral Coefficients* ou LPCC) et des coefficients spectraux intégrant des informations sur les variations de Fo et de ses harmoniques (*Pitch and Harmonic frequency Spectral Coefficient* ou PHSC). En utilisant les PHSC, le score de bonne reconnaissance était de 86,5 % (vs. 82,3 % avec les MFCC et 85,4 % avec les LPCC). D'autres systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence ont par la suite été proposés<sup>10</sup>. Greeley et al. (2007) ont notamment utilisé une méthode de classification par modèle de mélanges gaussiens (*Gaussian Mixture Model* ou GMM) et les coefficients MFCC comme descripteurs acoustiques, sans préciser toutefois le score de bonne reconnaissance obtenu. En outre, Krajewski and Kröger (2007) ont comparé les performances de deux méthodes de classification : perceptron multicouche (*Multi-Layer Perceptron* ou MLP) – qui appartient à la catégorie des réseaux artificiels de neurones (*Artificial Neural Network* ou ANN) – et analyses discriminantes linéaires (*Linear Discriminant Analysis* ou LDA). En plus des coefficients MFCC, les auteurs ont extrait un grand nombre de caractéristiques spectrales et prosodiques. Ce sont essentiellement les différentes valeurs statistiques (moyenne, minimum, maximum, écart type, paramètres de distributions, etc.) de la fréquence fondamentale, de l'intensité, du jitter et du shimmer, les caractéristiques formantiques (fréquences, bandes passantes et amplitudes), les valeurs de distribution de l'énergie dans le spectre, le HNR et la pente spectrale (voir Krajewski & Kröger, 2007). Afin de réduire le nombre important de dimensions acoustiques, les caractéristiques les plus pertinentes ont été sélectionnées grâce à une méthode par régression linéaire mais également par une analyse en composantes principales (*Principal Component Analysis* ou PCA). En utilisant conjointement ces deux méthodes de sélection (caractéristiques sélectionnées non précisées par les auteurs) et la méthode de classification par LDA, le score de bonne reconnaissance était de 84,2 %. Krajewski et al. (2009) ont utilisé les coefficients MFCC, les coefficients LPCC, les coefficients cepstraux à échelle linéaire en fréquence (*Linear Frequency Cepstral Coefficients* ou LFCC) ainsi que de nombreux paramètres prosodiques (fréquence fondamentale, intensité, etc.), spectraux (formants, HNR, pente spectrale, etc.) et temporels (pauses, etc.) pour la détection de l'état de somnolence. Dans une première étape, les caractéristiques acoustiques ayant montré les plus fortes corrélations avec le score de somnolence subjectif mesuré par l'échelle de somnolence de Karolinska (KSS) ont été retenues pour la phase de classification. Ce filtrage par corrélation a conduit à la sélection de 230 paramètres : fréquence fondamentale (3), rapport entre la durée des parties voisées et la durée des parties non voisées (39), MFCC (19), LFCC (72), LPCC (67), HNR et intensité (20), formants (8) et caractéristiques dérivées du spectre moyen à long terme (*Long-Term Average Spectrum* ou LTAS). Dans une seconde étape, les auteurs ont comparé les performances d'un nombre important de méthodes de classification : MLP, machines à vecteurs de support (*Support Vector Machines* ou SVM),

<sup>10</sup> Une revue détaillée des travaux sur les systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence utilisant le signal vocal (nombre de locuteurs, langue, durée de l'éveil, tâche de parole, vocabulaire analysé, (in)dépendance du locuteur, descripteur(s) acoustique(s), méthode(s) de classification et score de bonne reconnaissance) est présentée dans la Table 10.5 (annexe 10.4).



méthode des  $k$  plus proches voisins (*k-Nearest-Neighbors* ou kNN), arbre de décision (*Decision Tree* ou DT), méthode bayésienne naïve (*Naive Bayes* ou NB), régression logistique (*Logistic Regression* ou LR), règle d'apprentissage (*Rule Learner* ou RL), réseau à fonction de base radiale (*Radial Basis Function* ou RBF), base logistique (*Logistic Base* ou LB) et réseau à logique floue (*Fuzzy Lattice Reasoning* ou FLR). Le meilleur score de bonne reconnaissance (82.8 %) était obtenu en utilisant une méthode de classification par SVM. Par ailleurs, les résultats ont mis en évidence l'importance des caractéristiques liées à la fréquence fondamentale, aux formants et à la durée du signal pour la reconnaissance automatique de l'état de somnolence. Dans une autre étude, [Krajewski et al. \(2012\)](#) ont également comparé le score de bonne reconnaissance de différentes méthodes de classification : MLP, SVM, kNN, DT, NB, LR, RL, RBF, LB, LDA et réseau bayésien (*Bayesian Network* ou BN). L'originalité de ce travail était double. D'une part, des caractéristiques dynamiques non-linéaires, notamment entropiques (e. g., exposant de Lyapunov) et fractales (dimensions fractales, dimension de corrélation, etc.) ont été utilisées en plus des coefficients MFCC et des caractéristiques prosodiques et spectrales. D'autre part, les modèles de classification ont été établis séparément entre les locuteurs de sexe masculin et féminin. Comme dans l'étude précédente, un filtrage par corrélation basé sur le score à l'échelle KSS a permis de réduire le nombre de dimensions acoustiques. Ainsi, l'utilisation conjointe des coefficients MFCC, des caractéristiques prosodiques et spectrales et des caractéristiques non-linéaires a conduit à un score de bonne reconnaissance de 79.6 % chez les hommes (classification NB) et 77.1 % chez les femmes (classification kNN).

### 5.3.2.2 Charge mentale

Un des premiers systèmes de classification entièrement automatisé de la charge mentale basé sur la voix a été proposé par [Yin, Chen, Ruiz, and Ambikairajah \(2008\)](#). Ce système effectue une classification par modèle de mélanges gaussiens (GMM) et utilise comme descripteurs les coefficients MFCC, la fréquence fondamentale et l'intensité concaténés avec leur *shift delta cepstral coefficients* (SDC). Le score de bonne reconnaissance de la charge mentale était de 71.1 % dans une tâche de lecture et de 77.5 % dans une tâche de Stroop. De nombreux systèmes de classification automatique ont été proposés par la suite<sup>11</sup>. [Le, Ambikairajah, Choi, and Epps \(2009\)](#) ont ainsi obtenu un score de bonne reconnaissance de 76.5 % avec un système basé sur une méthode de classification par GMM utilisant, comme descripteurs acoustiques, les coefficients MFCC ainsi que des caractéristiques cepstrales issues d'un banc de filtre non uniforme. [Boril et al. \(2010\)](#) ont atteint un score de bonne reconnaissance de 94.3 % en ayant recours à un classifieur par SVM qui permettait de fusionner les résultats obtenus par plusieurs systèmes utilisant une méthode de classification par GMM. Les descripteurs du signal vocal étaient les MFCC, des coefficients de prédiction linéaire perceptuelle (*Perceptual Linear Prediction Cepstral Coefficients* ou PLPCC), des coefficients cepstraux Expolog (*Expolog cepstral coefficients*) ainsi que des caractéristiques prosodiques et spectrales extraites au niveau suprasegmentale (i. e., des énoncés) tels que la  $F_0$ , la fréquence du 1er formant, le centre de gravité spectral et la durée des parties vocales. [Gorovoy et al. \(2010\)](#) ont comparé la perfor-

<sup>11</sup> Une revue détaillée des travaux sur les systèmes de reconnaissance automatique de la charge mentale utilisant le signal vocal (nombre de locuteurs, langue, tâche mentale, vocabulaire analysé, (in)dépendance du locuteur, descripteur(s) acoustique(s), méthode(s) de classification et score de bonne reconnaissance) est présentée dans la Table 10.6 (annexe 10.4).

mance de classification de la charge mentale de quatre classifieurs (DT, MLP, LR et BN) et ont utilisé comme descripteur acoustique le pourcentage de pause (pourcentage du temps total de parole), le taux de pause (pauses/min) et le débit phonatoire (syllabes/min). Le score le plus élevé de bonne reconnaissance (RR) obtenu par les auteurs était de 85.5 % (classification LR ou BN). Le système de [Le, Epps, Choi, and Ambikairajah \(2010\)](#), qui a montré un score de bonne reconnaissance de 80.8 % (type de score non précisé), effectuait une classification basée sur une méthode GMM utilisant conjointement des descripteurs cepstraux extraits d'un filtrage du conduit vocal et des paramètres issus du domaine spectral. Dans une autre étude, [Le, Epps, Ambikairajah, and Sethu \(2010\)](#) ont proposé une approche multi-bandes (i. e., caractéristiques cepstrales en sous-bandes pondérées) afin d'améliorer la robustesse de leur système de classification au bruit. Toujours en s'appuyant sur une méthode de classification par GMM, les mêmes auteurs ([Le, Ambikairajah, Epps, Sethu, & Choi, 2011](#)) ont obtenu un score de bonne reconnaissance de la charge mentale de 88.5 % dans une tâche de Stroop et de 72.5 % dans une tâche de lecture en utilisant – en plus des coefficients MFCC et de caractéristiques prosodiques (fréquence fondamentale et intensité) – les centroïdes spectraux (fréquence et amplitude). [Yap et al. \(2010\)](#), qui ont également eu recours à un classifieur GMM, se sont focalisés sur les fréquences formantiques et ont rapporté un score de bonne reconnaissance de 67.9 %. Très récemment, ces mêmes auteurs ([Yap, Epps, Ambikairajah, & Choi, 2015](#)) ont comparé les résultats obtenus dans différentes tâches mentales en utilisant séparément ou conjointement des descripteurs liés à l'excitation des cordes vocales (fréquence fondamentale et intensité), au filtrage du conduit vocal (i. e., formants et centroïdes spectraux) ou à l'enveloppe spectrale (i. e., MFCC) mais également des descripteurs glottiques originaux. L'association MFCC-descripteurs glottiques combinée à une méthode de classification par GMM a conduit à un score de bonne reconnaissance de 91.3 % dans une tâche de Stroop.

### 5.3.2.3 *Discussion sur les systèmes de reconnaissances automatiques*

Bien que plusieurs systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal aient été développés, leurs performances apparaissent variables. Une des raisons est l'existence de nombreuses différences méthodologiques entre les études : nombre de locuteurs, type de prononciation (production de voyelles, lecture, parole contrôlée ou spontanée), taille des corpus de parole, systèmes de reconnaissance (in)dépendant du locuteur, nombre de classes à reconnaître par le système ou type de score de bonne reconnaissance (RR ou CL). Le degré de la somnolence ou de la charge mentale – qui dépend respectivement de la durée de la privation de sommeil et de la tâche mentale utilisée – varie également selon les travaux. En ce sens, aucune étude n'a utilisé d'indicateurs objectifs (comportementaux ou physiologiques) du niveau d'éveil ou de charge mentale pour l'annotation des segments de parole afin d'optimiser la conception des modèles acoustiques durant la session d'apprentissage. En outre, le nombre et le type de descripteurs acoustiques utilisés par les systèmes de reconnaissance sont souvent différents. Les coefficients cepstraux – notamment les MFCC – apparaissent comme les descripteurs de référence pour la classification de l'état de somnolence ([Nwe et al., 2006](#) ; [Greeley et al., 2007](#) ; [Krajewski & Kröger, 2007](#) ; [Krajewski et al., 2009, 2012](#)) ou de la charge mentale ([Yin et al., 2008](#) ; [Le et al., 2009](#) ; [Boril et al., 2010](#) ; [Le et al., 2011](#) ; [Yap et al., 2015](#)). Ils offrent une représentation compacte et précise du signal de parole et, à ce titre, capturent très certainement les mo-

difications vocales associées à ces deux phénomènes psychophysiologiques. Les travaux antérieurs semblent toutefois montrer que d'autres caractéristiques acoustiques (prosodiques, spectrales, temporelles, dynamiques non-linéaires, glottiques, etc.) peuvent fournir des informations supplémentaires pour l'amélioration des performances de bonne reconnaissance, la plupart des études ayant comparé les performances des méthodes de classification lors de l'utilisation de « nouveaux » descripteurs acoustiques par rapport à la performance obtenue avec les seuls coefficients MFCC. Or, l'approche « reconnaissance automatique » n'a pas pour objectif de renseigner sur la façon dont la somnolence ou la charge mentale affecte le signal vocal : elle trouve ses limites dans l'identification des paramètres les plus pertinents pour la classification. En conséquence, la plupart des systèmes utilisent en entrée un nombre important de descripteurs acoustiques. Cependant, la multiplication des dimensions acoustiques peut entraver la performance de classification : augmenter le nombre de vecteurs n'est pas nécessairement la solution pour améliorer la performance, en raison de l'accroissement du temps de calcul mais également d'un surapprentissage des données (Krajewski et al., 2012). Il y a donc complémentarité entre l'approche « analyse » du signal vocal et l'approche « reconnaissance automatique », l'analyse permettant d'identifier et de sélectionner les paramètres acoustiques les plus utiles pour la reconnaissance automatique.



---

## OBJECTIFS

---

Ce travail de thèse s'intègre dans le contexte de la sécurité du transport aérien. La somnolence ainsi que des niveaux de charge mentale inadéquats (i. e., trop faible ou trop élevé) au cours des vols peuvent conduire à une dégradation des performances et à l'apparition d'erreurs de pilotage. La mise en œuvre de méthodes de détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale en temps quasi-réel est d'un intérêt majeur pour le suivi et le contrôle de l'activité de pilotage. Dans ce contexte, l'approche acoustique semble particulièrement adaptée aux professions qui requièrent une communication permanente via une chaîne électro-acoustique, comme c'est le cas du métier de pilote d'avion. Toutefois, le nombre de recherches qui traitent des modifications du signal vocal lors de la variation de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale est faible et les résultats sont parfois contradictoires. Par ailleurs, très peu d'études ont utilisé une mesure de référence qui soit en capacité d'attester objectivement de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale de l'individu. La littérature actuelle ne propose pas de paramètre(s) acoustique(s) efficient(s) pour la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale. L'objectif principal de la thèse est d'identifier un ensemble de paramètres acoustiques pertinents pour la détection d'une part, de l'état de somnolence et d'autre part, du niveau de charge mentale d'un individu.

### 6.1 OBJECTIFS ÉTUDE « VOIX ET SOMNOLENCE »

Les objectifs de la première étude de la thèse intitulée « Voix et Somnolence » (Chapitre 7) sont (1) d'évaluer les modifications du signal vocal à la suite d'une nuit de privation totale de sommeil et (2) d'étudier les relations entre les variations d'indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence et les variations des paramètres acoustiques.

#### 6.1.1 *Analyse du signal vocal*

La voix de participants est enregistrée lors d'une tâche de lecture avant et après une nuit de privation totale de sommeil. Les analyses acoustiques sont effectuées sur les signaux de voyelles. Les consonnes sont sujettes à une grande variabilité intra-locuteur et sont très influencées par les phonèmes voisins. Mis à part le temps d'établissement de voisement (*Voice Onset Time* ou VOT), il existe peu de caractéristiques acoustiques propres aux consonnes. Par ailleurs, si des applications temps réel devaient voir le jour, il semble plus facile de repérer

et d'identifier les structures quasi-stationnaires et voisées des voyelles dans le signal continu que celles des consonnes.

Pour chaque voyelle, 45 paramètres acoustiques sont estimés :

- caractéristiques prosodiques : fréquence fondamentale et son écart type, cinq jitters, six shimmers et fréquence de modulation des maxima d'amplitude ;
- caractéristiques de la forme du signal acoustique : nombre de périodes, longueur euclidienne du signal et ses caractéristiques associées ;
- caractéristiques spectrales : fréquences des quatre formants, centre de gravité spectral, fréquence d'équilibre énergétique, coefficient d'asymétrie, coefficient d'aplatissement, pente spectrale, trois différences d'énergie, rapport signal sur bruit et douze coefficients cepstraux à échelle Mel.

### 6.1.2 Évaluation de l'état de somnolence

L'état de somnolence des participants est évalué avant et après la privation totale de sommeil au moyen de mesures auto-évaluatives et électrophysiologiques. L'évaluation subjective de l'état de somnolence est réalisée grâce aux échelles de Karolinska (*Karolinska Sleepiness Scale* ; Akerstedt & Gillberg, 1990) et de Thayer (*Activation-Deactivation Adjective Check-List* ; Thayer, 1986). L'évaluation objective du niveau d'éveil s'appuie sur l'analyse de l'activité électroencéphalographique enregistrée dans une version modifiée du test de somnolence de Karolinska (*Karolinska Drowsiness Test* ; Akerstedt & Gillberg, 1990). Les indicateurs retenus sont les puissances spectrales relatives des ondes cérébrales alpha ( $\alpha$ , 7.9-12.6 Hz) et thêta ( $\theta$ , 3.9-7.8 hertz). Les potentiels évoqués P300 et MMN – qui reflètent respectivement le niveau d'allocation des ressources attentionnelles et le processus pré-attentionnel de détection automatique des stimuli – sont également enregistrés respectivement dans une tâche « *oddball* » visuelle active et dans une tâche « *oddball* » auditive passive. Les indicateurs retenus sont l'amplitude maximale (pic) et sa latence ainsi que l'aire sous la courbe de ces deux composantes. Le temps de réaction aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle est également mesuré et analysé. L'utilisation des composantes évoquées P300 et MMN dans cette étude part du principe que la somnolence est définie comme un état qui diminue la capacité de réponse aux stimuli de l'environnement. Ainsi, ces deux composantes représentent des indicateurs indirects de l'état de somnolence.

## 6.2 OBJECTIFS ÉTUDE « VOIX ET CHARGE MENTALE »

Les objectifs de la deuxième étude de la thèse intitulée « Voix et Charge Mentale » (Chapitre 8) sont (1) d'analyser les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale et (2) d'explorer les relations entre les variations d'un indicateur objectif du niveau de charge mentale et les variations des paramètres acoustiques.

### 6.2.1 *Analyse du signal vocal*

Le signal vocal des participants est enregistré durant une tâche de mémoire de rappel de listes de mots. La difficulté de la tâche est manipulée en faisant varier le nombre de mots dans chaque liste (i. e., entre un et sept, correspondant à sept conditions de charge mentale). Les analyses acoustiques sont effectuées sur les signaux de voyelles. Les paramètres acoustiques retenus dans les analyses sont identiques à ceux de l'étude « Voix et Somnolence ».

### 6.2.2 *Évaluation de la charge mentale*

Le diamètre pupillaire – qui représente un indicateur objectif pertinent du niveau de charge mentale – est mesuré simultanément à l'enregistrement de la voix. Il permet d'attester de la variation du niveau de charge mentale durant la tâche expérimentale.





---

 ÉTUDE « VOIX ET SOMNOLENCE »
 

---

## 7.1 MATÉRIEL ET MÉTHODE

7.1.1 *Participants*

22 participants (12 femmes, âge compris entre 19-42 ans) de nationalité et de langue maternelle française ont été recrutés au laboratoire du sommeil du Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse. Les participants étaient pris en charge par le laboratoire du sommeil dans le cadre d'un examen médical pour suspicion d'épilepsie. L'examen consistait à réaliser un électroencéphalogramme prolongé après une nuit de privation totale de sommeil (PTS) afin de détecter d'éventuelles anomalies électroencéphalographiques intercritiques associées à un trouble épileptique. L'expérimentation présentée dans ce chapitre s'est déroulée en parallèle de cet examen médical.

La qualité du sommeil a été évaluée avec l'index de qualité de sommeil de Pittsburg (*Pittsburg Sleep Quality Index* ou PSQI ; Buysse, Reynolds, Monk, Berman, & Kupfer, 1989). La somnolence diurne excessive a été évaluée avec l'échelle de somnolence d'Epworth (*Epworth Sleepiness Scale* ou ESS ; M. W. Johns, 1991). Les données démographiques et cliniques des participants sont disponibles dans la Table 7.1. Tous les participants ont signé une fiche de consentement éclairé et ont été informés qu'ils étaient libres de mettre fin à l'expérimentation à n'importe quel moment.

TABLE 7.1: Caractéristiques démographiques et cliniques du groupe de participants.

Variable	Moyenne	Écart Type
Âge	27.45	8.19
Éducation <sup>1</sup>	13.36	2.34
Somnolence diurne excessive (ESS)	7.24	4.25
Qualité du sommeil (PSQI)	6.73	3.44

---

<sup>1</sup> Un score de 12 correspond au niveau bac. La hausse d'une unité traduit l'augmentation d'une année d'étude (et inversement).

### 7.1.2 Procédure

L'expérimentation s'est déroulée au laboratoire du sommeil du Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse. Elle était composée de deux sessions expérimentales d'environ 1 h30, une qui précédait et une qui suivait la nuit de privation totale de sommeil (PTS). La session expérimentale avant la PTS débutait la veille à 18 h30 (pic circadien de l'éveil; [Van Dongen & Dinges, 2005](#)) et la session après la PTS débutait à 7 h30 le lendemain matin. Chaque session était composée des échelles de somnolence subjective de Karolinska et de Thayer, d'une version modifiée du test de somnolence de Karolinska, d'une tâche « *oddball* » visuelle active, d'une tâche « *oddball* » auditive passive et d'une tâche de lecture de texte. Les participants ont passé la nuit au centre du sommeil durant toute la PTS. Ils pouvaient regarder des films, écouter de la musique, jouer à des jeux vidéos, de carte ou de société ou interagir avec l'équipe médicale. Ils n'avaient pas le droit de pratiquer une activité physique, de prendre de la caféine ou tout autre stimulant. Tous les participants ont évalué leur niveau de somnolence en remplissant l'échelle de Karolinska et de Thayer au début de chaque session. Ces deux échelles étaient suivies du test de somnolence de Karolinska, des deux tâches « *oddball* » et de la tâche de lecture. Ces quatre dernières tâches étaient présentées dans un ordre aléatoire entre les sujets. Durant la PTS, une infirmière contrôlait toutes les heures que les participants ne se soient pas endormis.

### 7.1.3 Mesures subjectives de la somnolence

Les participants ont évalué leur état de somnolence avant et après la PTS grâce à la version française de l'échelle de Karolinska en 9-points ainsi que la version française courte de l'échelle de Thayer.

**Échelle de Karolinska** (*Karolinska Sleepiness Scale* ou KSS; [Akerstedt & Gillberg, 1990](#)). La KSS est une échelle en 9-points dans laquelle les participants évaluent leur état psychophysique sur les 10 dernières minutes : 1-Extrêmement alerte; 2-Très alerte; 3-Alerte; 4-Plutôt alerte; 5-Ni alerte, ni somnolent; 6-Quelques signes de somnolence; 7-Somnolent, mais aucune difficulté pour rester éveillé; 8-Somnolent, quelques efforts pour rester alerte; 9-Extrêmement somnolent, se bat pour rester éveillé.

**Échelle de Thayer** (*Activation-Deactivation Adjective Check-List*; [Thayer, 1986](#)). L'échelle de Thayer est destinée à évaluer le niveau d'« activation » d'une personne. Dans ce test, la notion d'activation désigne le degré d'activité de l'organisme selon un continuum allant de l'excitation totale au sommeil profond. La version courte de l'échelle de Thayer est composée de 20 adjectifs qui définissent quatre dimensions d'activation distinctes fonctionnant comme deux paires d'axes factoriels bipolaires : activation générale-tendance au sommeil (*General Activation* [GA] - *Deactivation-Sleep* [DS]) et hyperactivation-hypoactivation (*High Activation* [HA] - *General Deactivation* [GD]). Pour chacun des adjectifs, la personne doit associer une des quatre modalités suivantes : très, un peu, ne sait pas, pas du tout. Un score peut être calculé pour les quatre dimensions. Les scores GA, DS et le rapport GA/DS – qui détermine le niveau d'éveil – sont liés à la somnolence tandis que les scores HA et GD sont liés aux émotions (tension/stress vs. calme).

### 7.1.4 Électroencéphalographie

L'ÉlectroEncéphaloGramme (EEG) a été enregistré avec un système BioSemi ActiveTwo® (BioSemi Inc., Amsterdam, The Netherlands) à 34 électrodes présenté à la Figure 7.1.

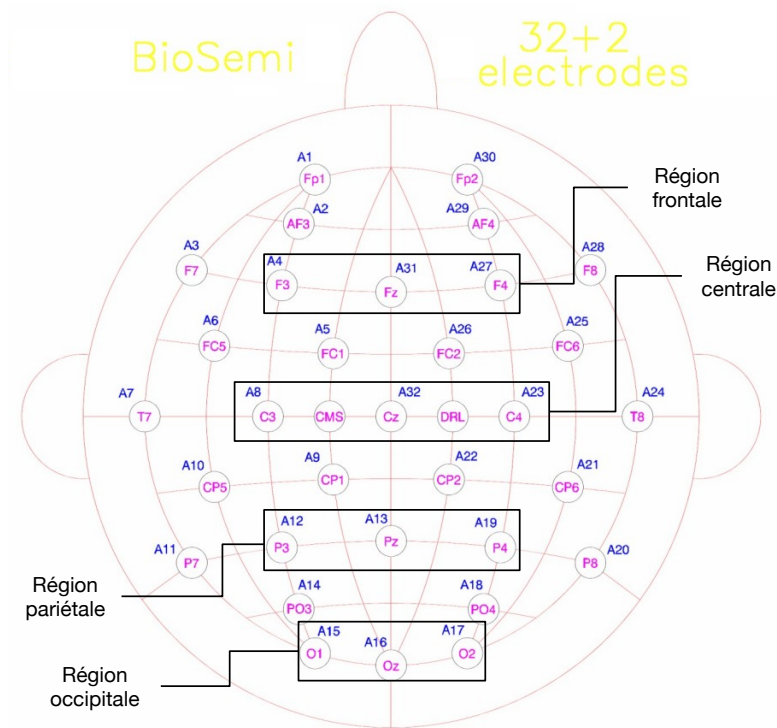


FIGURE 7.1: Système Biosemi 10-20 à 34 électrodes.

Les électrodes étaient positionnées sur un bonnet au-dessus des aires frontale, centrale, pariétale, occipitale et temporale. Elles étaient placées en image miroir sur chaque hémisphère de l'encéphale en accord avec le système de placement international 10-20 standard (cf. Figure 10.2, annexe 10.2) : Fp1/2, AF3/4, F7/8, F3/4, FT7/8, FC1/2, T7/8, C3/4, CP5/6, CP1/2, P7/8, P3/4, PO3/4, CMS/DRL, O1/2 et les quatre électrodes centrales Fz, Cz, Pz, Oz (*International 10/20 System*; Jasper, 1958). Deux électrodes de référence étaient placées au niveau de l'os mastoïde gauche et droit. Les données étaient référencées par rapport à la moyenne algébrique des deux mastoïdes. L'impédance des électrodes a été maintenue en dessous de 1 kΩ. Les données étaient transmises sans interruption par l'intermédiaire des électrodes actives (amplifiant le signal) reliées à un ordinateur d'acquisition équipé du logiciel ActiView® Version 6.0.2 (BioSemi Inc., Amsterdam, The Netherlands). Les mouvements oculaires verticaux (i. e., clignements) ont été détectés grâce à un Électro-OculoGramme (EOG) enregistré à l'aide de deux électrodes (montage bipolaire) placées en-dessous et au-dessus de l'œil gauche (*Vertical Electro-OculoGram* ou VEOG) et les mouvements oculaires horizontaux à l'aide de deux électrodes placées à 1 cm à droite et à gauche des canthi externes (*Horizontal Electro-OculoGram* ou HEOG). Les données de l'EEG et de l'EOG étaient enregistrées avec une fréquence d'échantillonnage de 1024 Hz.

## 7.1.5 Test de somnolence de Karolinska

La version modifiée du test de somnolence de Karolinska (*Karolinska Drowsiness Test* ou KDT ; Akerstedt & Gillberg, 1990) présentée Figure 7.2 consistait à enregistrer l'EEG du participant durant 9 minutes, alors qu'il était installé sur une chaise confortable, dans une pièce calme et à une distance de 2 mètres d'un mur sur lequel était placée à la hauteur de ses yeux, une croix rouge. Durant l'enregistrement, il était demandé au participant de se relaxer, de garder ses yeux ouverts et de fixer la croix rouge durant 3 minutes en évitant le plus possible le clignement des yeux afin de maximiser la qualité du signal. Les 3 minutes suivantes, il devait fermer les yeux avec la consigne de lutter contre le sommeil. Il devait les 3 dernières minutes garder les yeux ouverts et fixer de nouveau la croix rouge.

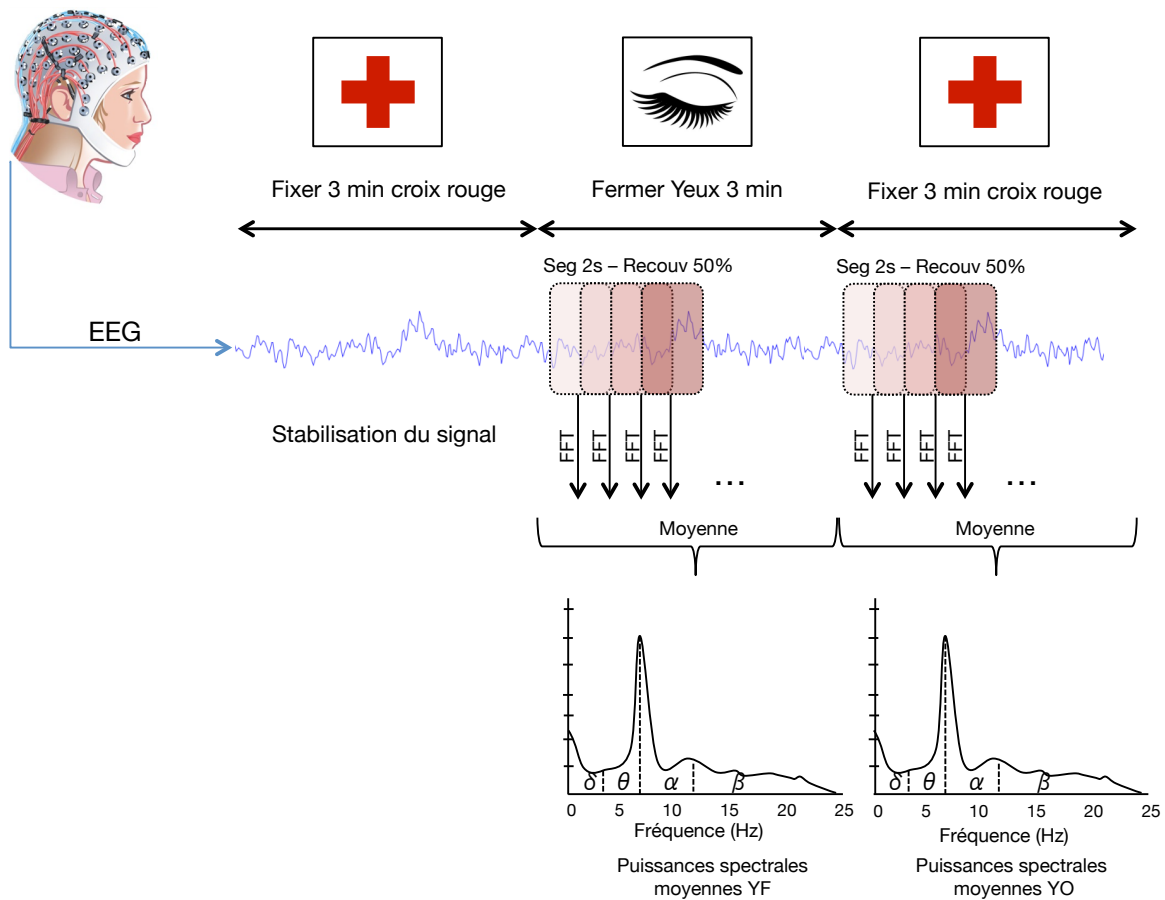


FIGURE 7.2: Version modifiée du test de somnolence de Karolinska (KDT). Seg : segment ; Recouv : recouvrement ; YF : phase « yeux fermés » ; YO : phase « yeux ouverts » ; FFT : transformée de Fourier rapide.

**Analyse des puissances spectrales relatives alpha et thêta.** Les puissances spectrales relatives des ondes cérébrales alpha ( $\alpha$ , 7.9-12.6 Hz, en %) et thêta ( $\theta$ , 3.9-7.8 Hz, en %) – qui reflètent l'état de somnolence d'une personne – ont été calculées par transformée de Fourier rapide (FFT) de tranches de signal pondérées par une fenêtre de *Hamming* (100 %) durant les 3 minutes du KDT avec les yeux fermés (phase « yeux fermés » ou YF) et durant les 3 dernières minutes du test avec les yeux ouverts (phase « yeux ouverts » ou YO). La première phase de 3 minutes du KDT avec les yeux ouverts permettait de stabiliser le signal EEG. Cette

phase est de ce fait exclue de l'analyse. Les phases YO et YF ont été divisées en segment de 2 secondes avec un taux de recouvrement de 50 % (i. e., chaque segment de 2 secondes recouvrait le précédent de 1 seconde), ce qui représentait 178 segments de 2 secondes par phase. Les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  ont été calculées sur chaque segment de 2 secondes du signal EEG sur 12 électrodes : F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4, O1, Oz et O2. Le filtre passe-haut avait une fréquence de coupure de 0.5 Hz et le filtre passe-bas de 30 Hz. Les segments de 2 secondes avec des amplitudes supérieures à 75  $\mu$ V ont été rejetés de l'analyse et les clignements des yeux ont été corrigés pour l'analyse statistique en accord avec la procédure de [Gratton, Coles, and Donchin \(1983\)](#). Les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  obtenues pour chaque segment de 2 secondes ont été moyennées afin d'obtenir la puissance spectrale relative moyenne  $\alpha$  et  $\theta$  de chaque phase (YF et YO). La dernière étape a consisté à regrouper les douze électrodes en 4 aires : frontale (F3, Fz, F4), centrale (C3, Cz, C4), pariétale (P3, Pz, P4) et occipitale (O2, Oz, O1), puis à calculer les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  pour chaque aire (moyenne des 3 électrodes) et pour chaque phase (YF et YO).

#### 7.1.6 Allocation des ressources attentionnelles : tâche « oddball » visuelle et composante P300

La composante P300 – qui reflète le niveau d'allocation des ressources attentionnelles – a été évoquée dans une tâche « oddball » visuelle active à deux stimuli. Dans cette tâche, des stimuli visuels « déviants » occasionnels (stimuli « cibles ») étaient présentés aléatoirement parmi des stimuli répétitifs (stimuli « fréquents ») au centre d'un écran d'ordinateur positionné à 80 cm du nasion et à hauteur des yeux du participant. La consigne était de détecter le plus rapidement possible l'apparition des stimuli « cibles » sur l'écran d'ordinateur en cliquant sur le bouton gauche de la souris. Afin de vérifier que les réponses électrophysiologiques observées reflétaient bien un processus attentionnel et non pas un processus spécifique au traitement du type de stimulation, les stimuli « fréquents » étaient des carrés blancs sur fond noir et les stimuli « cibles » des cercles blancs sur fond noir pour la moitié des participants. Pour l'autre moitié, les carrés étaient les stimuli « cibles » et les ronds les stimuli « fréquents ». La tâche « oddball » visuelle active utilisée (cf. Figure 7.3) a été développée grâce au logiciel E-prime® (Psychology Software Tools Inc., Pittsburg, PA, USA).

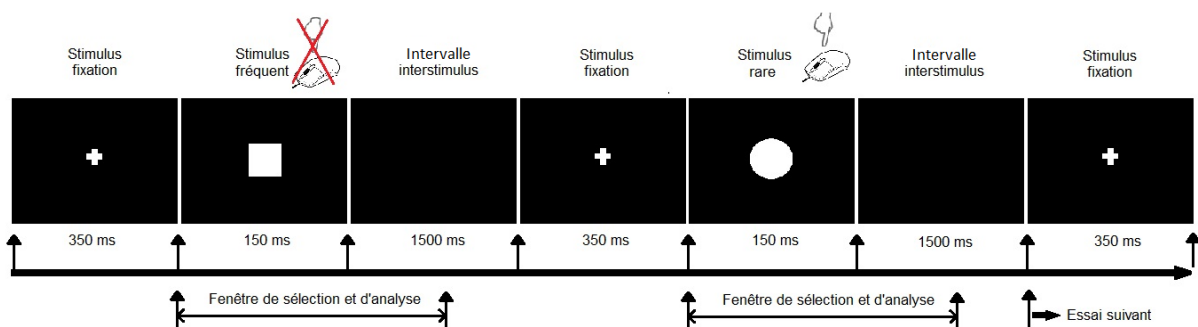


FIGURE 7.3: Illustration schématique de la tâche « oddball » visuelle à deux stimuli utilisée pour l'enregistrement de la P300.

Chaque essai débutait par un stimulus « fixation » (croix blanche positionnée au centre de l'écran que le participant devait fixer) d'une durée de 350 ms. Le stimulus « fréquent » ou

« cible » apparaissait après le stimulus « fixation » et restait présent à l'écran pendant 150 ms. Un intervalle interstimulus (écran noir) d'une durée de 1500 ms succédait au stimulus « fréquent » ou « cible ». Chaque essai avait donc une durée totale de 2 s. La tâche était composée au total de 300 stimuli (« fréquents » et « cibles »). Le rapport stimulus fréquent/cible était de 80/20 %. Les stimuli « fréquents » et « cibles » ont été répartis dans 3 blocs et apparaissaient de manière pseudo-aléatoire. Une courte pause était proposée entre chaque bloc.

**Temps de réaction.** Le temps de réaction (TR, en ms) aux stimuli « cibles » a été enregistré sur un ordinateur grâce au logiciel E-prime®.

**Analyse de la P300.** Pour chaque stimulus, une époque (ou segment) EEG de 1 seconde – qui correspond à la fenêtre d'analyse – était synchronisée grâce à une ligne de base pré-stimulus de 200 ms et une période de 800 ms après l'apparition du stimulus. Le filtre passe-haut avait une fréquence de coupure de 0.5 Hz et le filtre passe-bas de 30 Hz. Les segments de 1 seconde avec des amplitudes supérieures à 75 µV ont été rejetés de l'analyse et les clignements des yeux ont été corrigés pour l'analyse statistique en accord avec la procédure de [Gratton et al. \(1983\)](#). Afin de mettre en évidence la P300, les époques EEG ont été moyennées lors de la répétition d'un même stimulus « fréquent » ou « cible » afin d'augmenter le rapport signal/bruit. La P300 a été identifiée comme présentant une amplitude positive maximale après la composante N200 (déflexion négative avec une latence comprise entre 180-350 ms) et de latence comprise entre 250 ms et 500 ms. La valeur maximale d'amplitude (ou « pic », en µV) de la P300 et sa latence (en ms) en réponse aux stimulations « cibles » ont été mesurées sur les électrodes Fz, Cz et Pz. La fenêtre d'analyse retenue pour le calcul du pic et de sa latence couvrait l'intervalle temporel de 300-500 ms. Il a également été décidé de calculer et d'analyser l'aire sous la courbe (*Area Under the Curve* ou AUC, en µV/ms) de la P300. Cet indicateur est en relation avec l'amplitude de la composante mais également sa forme. La fenêtre d'analyse retenue pour le calcul de l'AUC couvrait l'intervalle temporel 300-500 ms.

#### 7.1.7 Détection automatique des stimuli : tâche « oddball » auditive et composante MMN

La composante MMN – qui reflète la détection automatique d'un stimulus déviant – a été générée dans une tâche « oddball » auditive passive à trois stimuli. Dans cette tâche, le participant est confortablement assis devant un écran d'ordinateur sur lequel est présenté un film muet. L'écran était placé au niveau de ses yeux à 80 cm du nasion. En parallèle, un casque audio était positionné sur les oreilles et trois types de stimuli auditifs (bips sonores d'une fréquence pure) lui étaient présentés aléatoirement : (1) des stimuli « fréquents » (délivrés dans 80 % des essais, fréquence de 261.5 Hz), (2) des stimuli largement « déviants » (délivrés dans 10 % des essais, 304.5 Hz) et (3) des stimuli faiblement « déviants » (délivrés dans 10 % des essais, 267.5 Hz). Au total, 1650 stimuli ont été proposés aux auditeurs. La durée de chaque stimulus était de 75 ms. L'intervalle de temps entre les stimulations auditives (intervalle interstimulus) était de 525 ms. Les stimuli étaient présentés de telle sorte qu'un stimulus « fréquent » précédait toujours un stimulus largement ou faiblement « déviant ». Ces derniers sont donc qualifiés et ressentis en terme de fréquence sonore comme faiblement ou largement déviants par rapport aux stimuli « fréquents ». Le participant avait pour consigne de se relaxer, d'éviter tout mouvement brusque et de regarder le film muet pendant 20 minutes. La tâche « oddball » auditive passive utilisée (cf. Figure 7.4) a été développée avec le logiciel E-prime®.



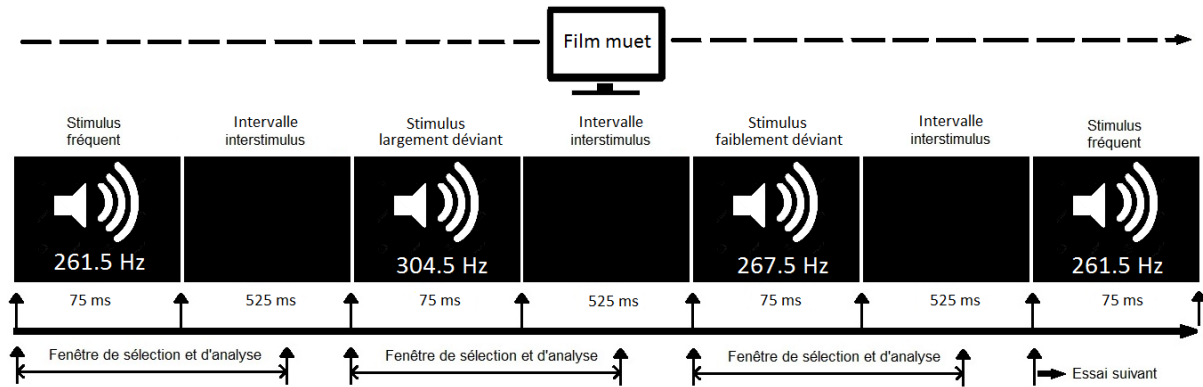


FIGURE 7.4: Illustration schématique de la tâche « *oddball* » auditive à trois stimuli utilisée pour l'enregistrement de la MMN.

**Analyse de la MMN.** Pour chaque stimulus, une époque EEG de 500 ms était synchronisée grâce à une ligne de base pré-stimulus de 50 ms et une période de 450 ms après l'apparition du stimulus. Le filtre passe-haut avait une fréquence de coupure de 0.5 Hz et le filtre passe-bas de 30 Hz. Les segments de 0.5 s avec des amplitudes supérieures à  $75 \mu\text{V}$  ont été rejetés de l'analyse et les clignements des yeux ont été corrigés pour l'analyse statistique en accord avec la procédure de Gratton et al. (1983). Les données d'un participant ont dû être retirées des analyses à cause d'un problème technique lors de l'enregistrement de l'EEG. Comme pour la P300, les époques EEG ont été moyennées lors de la répétition d'un même stimulus « fréquent », largement « déviant » ou faiblement « déviant » afin d'augmenter le rapport signal/bruit. La composante MMN a été obtenue en soustrayant le signal EEG moyen provoqué par les sons largement ou faiblement « déviants » de celui provoqué par les sons « fréquents ». Cette composante est connue comme possédant le pic négatif le plus élevé environ 100-250 ms après la présentation des stimuli, avec une localisation topographique fronto-centrale (Duncan et al., 2009). Par conséquent, dans cette étude, la valeur maximale d'amplitude (pic, en  $\mu\text{V}$ ) et sa latence (en ms) ainsi que l'aire sous la courbe (AUC, en  $\mu\text{V}/\text{ms}$ ) de la MMN ont été calculées sur l'électrode Fz – la MMN était la plus importante sur cette électrode frontale. La fenêtre d'analyse retenue pour le calcul du pic, de sa latence et de l'AUC de la MMN couvrait l'intervalle temporel 150-300 ms.

#### 7.1.8 Tâche de lecture et analyse du signal vocal

La tâche verbale consistait à lire un texte. Deux textes sans valence émotionnelle (i. e., extraits des notices d'utilisation des logiciels PowerPoint et Excel) ont été sélectionnés. Afin d'éviter les effets d'apprentissage, les extraits utilisés avant et après la PTS étaient différents. Durant la tâche de lecture, la voix des participants a été enregistrée avec un microphone de proximité monté sur un serre-tête (AKG C555L; Harman International Industries Inc., Stamford, CT, USA) pour maintenir une distance constante entre les lèvres et le transducteur (i. e., prise de son indépendante des mouvements de la tête). La position du microphone est restée la même tout au long de l'expérimentation. L'enregistreur numérique était un Fostex FR-2 (Fostex America, Foster Electric Inc., Gardena, CA, USA) avec une fréquence d'échantillonnage de 44.1 kHz et une résolution de 16-bits. Les voyelles ont été étiquetées et délimitées manuelle-

ment avec le logiciel PRAAT (Boersma & Weenink, 2001), en ne conservant que la partie quasi-stationnaire du signal. Un contrôle auditif a également été réalisé. L'attaque, l'extinction et la partie de transition vers les phonèmes adjacents ont été supprimées. Les monophongues ont donc été analysées durant leur période quasi-stationnaire. Un « script » PRAAT – disponible en annexe 10.6.1 – a été développé pour extraire du signal les segments de voyelles repérés et les sauvegarder individuellement sous forme de fichier (i. e., un fichier .wav par voyelle). Pour chaque participant, environ 200 voyelles de douze types (i. e., [a], [ə], [ɪ], [e], [ɛ], [œ], [o], [ɔ], [u], [y], [ã] et [ẽ]) ont été extraites pour chaque session de la tâche expérimentale. Pour chaque voyelle, 45 paramètres acoustiques ont été mesurés. Les caractéristiques spectrales dépendent du type de voyelle. Les analyses spectrales ont concerné les voyelles [a], [ə], [ɪ] et [e] car elles étaient les plus représentées à l'issue de la segmentation. Leur nombre (> 20) était suffisant pour réaliser des analyses statistiques – ce qui n'était pas le cas pour les autres types de voyelles. Un script PRAAT – disponible en annexe 10.6.3 – a été développé pour automatiser les analyses des paramètres prosodiques (excepté la fréquence de modulation d'amplitude) et des paramètres spectraux (excepté la pente spectrale et la fréquence d'équilibre énergétique) des voyelles segmentées. Ces paramètres sont désignés par leur appellation dans le manuel du logiciel PRAAT. Dans ce qui suit, leur description respective provient pour l'essentiel de ce même logiciel. Des programmes MATLAB® (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) ont été développés pour mesurer et automatiser le traitement des paramètres qui concernent la forme du signal acoustique, la fréquence de modulation d'amplitude, la pente spectrale et la fréquence d'équilibre énergétique. Des études passées ont exploré le signal vocal afin d'analyser les effets de diverses perturbations psychophysiologiques (Ruiz et al., 1996, 2010, 2012; Ruiz, 2012); ces dernières caractéristiques (excepté la pente spectrale) sont issues de ces travaux.

#### 7.1.8.1 *Caractéristiques prosodiques (14)*

Le logiciel PRAAT fournit la fréquence fondamentale ( $F_0$ ) moyenne de chaque segment sélectionné (i. e., pour chaque voyelle) et l'écart type associé (*Standard Deviation of  $F_0$*  ou  $SD_{F_0}$ ). Les calculs sont effectués par tranche d'analyses successives dans le segment considéré. Les jitters ont été calculés afin d'estimer la variabilité à court-terme de  $F_0$  et les shimmers afin d'estimer la variabilité à court-terme de l'amplitude des pulses glottiques, avec un effet de lissage plus ou moins important selon le nombre de valeurs voisines prises en compte dans le calcul. Cinq jitters (Jitter 1, Jitter 2, RAP, PPQ5 et DDP) et six shimmers (Shimmer 1, Shimmer 2, APQ3, APQ5, APQ11 et DDA) ont été sélectionnés dans l'analyse. Comme pour les shimmers, la fréquence de modulation d'amplitude (*Frequency modulation amplitude* ou  $F_{mod}$ ) est liée aux variations d'amplitude au sein du signal de la voyelle.

#### **Descriptifs des paramètres prosodiques :**

- L'estimation de la fréquence fondamentale moyenne ( $F_0$ , en Hz) est basée sur une méthode d'intercorrélation ("To pitch (cc)" avec les valeurs standards du logiciel), suivie du calcul de la valeur moyenne pour le signal entier de la voyelle.
- L'écart type de  $F_0$  ( $SD_{F_0}$ , en Hz) correspond à la dispersion (i. e., écart quadratique moyen à la moyenne) de  $F_0$  pour chaque voyelle segmentée.



- Le Jitter 1 (en secondes) est la différence moyenne (en valeur absolue) entre deux périodes glottales consécutives ("Get jitter (local, absolute)", avec les valeurs standards du logiciel à l'exception de la plus grande différence possible entre les périodes consécutives, qui était ici de 2 au lieu de 1.3. Cette exception est aussi valable pour les autres jitters).
- Le Jitter 2 (sans dimension) est égal au Jitter 1 divisé par la période moyenne.
- La perturbation relative moyenne (*Relative Average Perturbation* ou RAP, sans dimension) est un jitter calculé sur trois périodes consécutives de la voyelle, divisé par le période moyenne ("Get jitter (rap)").
- Le quotient de perturbation en cinq points (*Five-point Period Perturbation Quotien* ou PPQ5, sans dimension) est un jitter calculé sur cinq périodes consécutives de la voyelle, divisé par la période moyenne ("Get jitter (ppq5)").
- La différence des différences entre les périodes (*Difference of Differences of Periods* ou DDP, sans dimension) est la différence moyenne (en valeur absolue) entre les différences consécutives des périodes consécutives, divisée par la période moyenne ("Get jitter (ddp)").
- Le Shimmer 1 (sans dimension) est la différence moyenne (en valeur absolue) entre l'amplitude maximale des périodes consécutives, divisée par l'amplitude moyenne ("Get shimmer (local)" avec les valeurs standards du logiciel, comme pour les autres shimmers).
- Le Shimmer 2 (en dB) est la moyenne (en valeur absolue) du logarithme de la différence d'amplitude maximale entre les périodes consécutives, multipliée par 20 ("Get shimmer (local, dB)").
- Le quotient de perturbation de l'amplitude (*Amplitude Perturbation Quotient* ou APQ3, sans dimension) est la différence moyenne (en valeur absolue) entre l'amplitude de la période et l'amplitude moyenne de ses deux périodes voisines, divisée par l'amplitude moyenne ("Get shimmer (apq3)").
- APQ5 (sans dimension) est le même shimmer qu'APQ3, mais calculé avec les quatre périodes voisines ("Get shimmer (apq5)").
- APQ11 (sans dimension) est le même shimmer qu'APQ3, mais calculé avec les dix périodes voisines ("Get shimmer (apq11)").
- La différence des différences d'amplitudes (*Difference of Difference Amplitude* ou DDA, en ua) est la différence moyenne (en valeur absolue) entre les différences consécutives entre les amplitudes maximales des périodes consécutives ("Get shimmer (dda)").
- La fréquence de modulation d'amplitude (*Frequency amplitude modulation* ou Fmod, en Hz) est la fréquence de modulation des maxima d'amplitude des impulsions glottiques de la voyelle. Elle résulte d'une régression sinusoïdale sur l'amplitude des pics. Sa validité est évaluée en calculant le coefficient de détermination  $R^2$  entre les valeurs de la régression et les valeurs brutes (Ruiz et al., 2012).

### 7.1.8.2 Caractéristiques de la forme du signal acoustique (5)

$N$  est le nombre de périodes d'une voyelle après la segmentation du signal. La procédure consiste à retenir le plus grand nombre de périodes après avoir enlevé l'attaque et l'extinction de la voyelle.  $N$  peut s'apparenter à un indicateur de la durée de la voyelle. La longueur numérique de l'amplitude (*Digital Amplitude Length* ou DAL) est une estimation de la longueur euclidienne du signal, obtenue par le calcul de la somme des différences (en valeur absolue) de l'amplitude entre les échantillons successifs (Ruiz et al., 2010). Lorsque cette somme est calculée entre deux pulses glottiques,  $DAL_{T_0}$  (en unité d'amplitude ou ua) devient une estimation de la longueur d'un cycle vibratoire et  $DAL_{T_0}/T_0$  (en unité d'amplitude par seconde ou ua/s) une estimation de cette longueur par unité de temps.  $\overline{DAL_{T_0}}$  et  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  sont les valeurs moyennes de ces deux grandeurs calculées sur l'ensemble des périodes de la voyelle. Les variations à court-terme de  $DAL_{T_0}$  et  $DAL_{T_0}/T_0$  sont obtenues par le calcul du jitter de  $DAL_{T_0}$  ( $jitt(DAL_{T_0})$ , en ua) et de celui de  $DAL_{T_0}/T_0$  ( $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ , en ua/s). L'hypothèse est que les variations du signal dues à des perturbations de la parole vont modifier le contour de la forme du signal acoustique sur le chronogramme et donc sa longueur.

### 7.1.8.3 Caractéristiques spectrales (26)

Les paramètres spectraux ont été choisis pour étudier principalement les mouvements d'énergie dans le spectre – on s'intéresse ici à la forme du spectre. Ces mouvements peuvent être observés par (1) les variations des fréquences des quatre formants ( $F_i$ ), le centre de gravité spectral (*Spectral Center of Gravity* ou SCG) et la fréquence d'équilibre énergétique (*Energy Balance Frequency* ou EBF), (2) les caractéristiques de la forme spectrale avec le coefficient d'asymétrie (*SKEwness* ou SKE), d'aplatissement (*KURtosis* ou KUR) et la pente spectrale (*Spectral Tilt* ou ST), et (3) par comparaison avec trois différences d'énergie (*Energy Differences* ou EDi). Un autre paramètre, le rapport signal sur bruit (*Harmonic-to-Noise Ratio* ou HNR), joue un rôle important dans l'étude de la qualité de la voix et de ses pathologies. Très sensible à la présence de bruit dans la voix, il a semblé pertinent de le tester en émettant l'hypothèse que la voix pourrait être plus bruitée chez un individu somnolent. Douze coefficients cepstraux (*Mel-Frequency Cepstral Coefficients* ou MFCC) ont également été sélectionnés et mesurés en raison de leur importance dans la reconnaissance vocale et la classification automatique.

#### Descriptifs des paramètres spectraux :

- Le rapport harmonique sur bruit moyen (*Harmonic-to-Noise Ratio* ou HNR, en dB) est calculé sur l'ensemble des tranches du signal de voyelle (une tranche toutes les 0.01 s) ("To harmonicity (cc)").
- L'écart type du HNR (*Standard Deviation of HNR* ou  $SD_{HNR}$ , en dB) correspond à la dispersion (i. e., écart quadratique moyen à la moyenne) du HNR pour chaque voyelle segmentée.
- $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$ , et  $F_4$  sont les fréquences des quatre premiers formants (en Hz). Le logiciel calcule les fréquences des formants à partir d'une estimation LPC du spectre (méthode

d'autocorrelation ; ordre 12, durée des tranches analysées 0.025 seconde, décalage entre deux tranches consécutives de 0.005 seconde, fréquence du filtre du premier ordre pour la préaccentuation 50 Hz) ("To LPC (autocorrelation)").

- Le centre de gravité spectral (*Spectral Center of Gravity* ou SCG, en Hz) est calculé sur le spectre 0-5000 Hz issu de la transformée de Fourier rapide (FFT) du signal temporel.
- Le coefficient d'asymétrie (*SkEwness* ou SKE, sans dimension) et le coefficient d'aplatissement (*KURtosis* ou KUR, sans dimension) normalisés.
- Douze coefficients cepstraux (*Mel-Frequency Cepstral Coefficients* ou MFCC, sans unité) compris entre 150 et 5000 Hz ("To MFCC... 12 0.0015 0.005 218.813 164.973 2363.466").
- Trois différences d'énergie (*Energy Difference* ou ED<sub>i</sub>, sans dimension) entre deux bandes du spectre FFT des voyelles (0-5000 Hz). Si  $b_1 = (F_1 + F_2)/2$ ,  $b_2 = (F_2 + F_3)/2$ , et  $b_3 = (F_3 + F_4)/2$ , alors ED<sub>1</sub> est la différence d'énergie entre 0- $b_1$  et  $b_1$ -5000 Hz (idem pour ED<sub>2</sub> et ED<sub>3</sub> avec respectivement  $b_2$  et  $b_3$ ) ("Get band energy difference").
- Pour la fréquence d'équilibre énergétique (*Energy Balance Frequency* ou EBF, en Hz), l'énergie entre 0 Hz et EBF est égale à l'énergie entre EBF et 5000 Hz. Les calculs sont effectués sur un spectre LPC déterminé à partir d'un programme MATLAB®.
- La pente spectrale (*Spectral Tilt* ou ST, en dB/Hz) est obtenue à partir d'une régression linéaire sur ce spectre LPC entre 0-5000 Hz.

#### 7.1.9 Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été conduites avec le logiciel SPSS® Version 18 (IMB Corp., Armonk, NY, USA). Des tests de Kolmogorov-Smirnov ont montré que la plupart des variables subjectives/objectives de l'état de somnolence et les distributions des paramètres acoustiques suivaient la loi normale. Pour cette raison, des tests statistiques paramétriques ont été effectués : analyses de variance (ANOVAs) et tests de comparaison par paire de Student (tests-t).

##### 7.1.9.1 Échelles de Karolinska et de Thayer

Les scores obtenus à l'échelle de Karolinska et de Thayer ont été comparés avant et après la PTS au moyen de tests-t. Pour l'échelle de Thayer, les analyses statistiques ont porté sur les scores d'éveil (GA/DS), d'hyperactivation (HA) et d'hypoactivation (GD).

##### 7.1.9.2 Puissances spectrales relatives $\alpha$ et $\theta$

Des ANOVAs à mesures répétées avec un risque d'erreur de 5 % ont été effectuées afin de comparer les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  avant et après la PTS lors des phases « yeux fermés » (YF) et « yeux ouverts » (YO) du KDT. Le modèle statistique comprenait deux facteurs à mesures répétées : région (frontale, centrale, pariétale et occipitale) et PTS (avant et après). Des tests-t ont été utilisés comme tests post-hoc.

### 7.1.9.3 Temps de réaction et composante P<sub>300</sub>

Le temps de réaction (TR) aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle a été comparé avant et après la PTS au moyen d'un test-t. Des ANOVAs à mesures répétées avec un risque d'erreur de 5 % ont été effectuées afin de comparer le pic et sa latence, ainsi que l'aire sous la courbe (AUC) de la P<sub>300</sub> avant et après la PTS. Le modèle statistique comprenait deux facteurs à mesures répétées : électrode (Fz, Cz et Pz) et PTS (avant et après). Des tests-t ont été utilisés comme tests post-hoc.

### 7.1.9.4 Composante MMN

Des ANOVAs à mesures répétées avec un risque d'erreur de 5 % ont été effectuées afin de comparer le pic et sa latence, ainsi que l'aire sous la courbe (AUC) de la MMN sur l'électrode Fz avant et après la PTS. Le modèle statistique comprenait deux facteurs à mesures répétées : degré de déviance des stimuli (largement et faiblement) et PTS (avant et après). Des tests-t ont été utilisés comme tests post-hoc.

### 7.1.9.5 Paramètres acoustiques

Des tests-t ont été effectués afin de comparer les paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique avant et après la PTS. Les caractéristiques spectrales dépendant du type de voyelle, chaque paramètre spectral a été analysé au moyen d'une ANOVA à mesures répétées avec un risque d'erreur de 5 %. Le modèle statistique comprenait deux facteurs à mesures répétées : voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) et PTS (avant et après). Des tests-t ont été utilisés comme tests post-hoc.

### 7.1.9.6 Analyses corrélationnelles

#### **Relations entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence**

Des corrélations de Pearson ont été effectuées afin d'examiner les relations entre les variations des différents indicateurs subjectifs (i. e., scores aux échelles de Karolinska et de Thayer) et objectifs (i. e., puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  dans le test de somnolence de Karolinska [KDT], temps de réaction [TR] aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle, pic et sa latence ainsi que l'aire sous la courbe [AUC] des composantes P<sub>300</sub> et MMN) de l'état de somnolence à la suite de la PTS.

#### **Relations entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques**

Des corrélations de Pearson ont été réalisées afin d'examiner les relations entre (1) les variations des indicateurs subjectifs (i. e., scores aux échelles de Karolinska et de Thayer) ou objectifs (i. e., puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  dans le test de somnolence de Karolinska [KDT], temps de réaction [TR] aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle, pic et sa latence ainsi que l'aire sous la courbe [AUC] des composantes P<sub>300</sub> et MMN) de l'état de somnolence et (2) les variations des paramètres acoustiques à la suite de la PTS.

## 7.2 RÉSULTATS

## 7.2.1 Échelles de Karolinska et de Thayer

Les résultats des tests de comparaison (tests-t) des scores obtenus aux échelles de Karolinska et de Thayer avant et après la PTS sont présentés dans le Table 7.2. Le score de somnolence subjective mesuré par l'échelle de Karolinska était significativement plus élevé à la suite de la PTS. Le niveau d'éveil (rapport GA/DS dans l'échelle de Thayer) a également diminué significativement à la suite de la PTS. En revanche, aucune variation significative du score d'hyperactivation (HA, dimension stress) et d'hypoactivation (GD, dimension calme) n'a été observée.

TABLE 7.2: Résultats des tests de comparaison (tests-t) des scores obtenus aux échelles de Karolinska et de Thayer avant et après la privation totale de sommeil (PTS). Sont présentés pour l'échelle de Thayer les scores du niveau d'éveil (GA/DS), d'hyperactivation (*High Activation* ou HA) et d'hypoactivation (*General Deactivation* ou GD). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	$d_z$	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
KSS	3.76	1.55	6.64	1.82	-7.89	****	-1.72	<b>113.66</b>	138.07
Thayer GA/DS	1.96	0.64	0.77	0.31	9.75	****	2.19	<b>-58.68</b>	14.41
Thayer HA	6.23	2.43	6.23	1.77	0.00	1.00	0.08	6.21	35.76
Thayer GD	13.91	2.91	14.18	2.48	-0.47	0.64	-0.02	5.60	24.91

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

7.2.2 KDT : puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$ 

Les ANOVAs à mesures répétées conduites sur les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors des phases « yeux fermés » (YF) et « yeux ouverts » (YO) du test de somnolence de Karolinska (KDT) ont montré un effet principal de la région (cf. Table 7.3) : la puissance spectrale relative  $\alpha$  était significativement plus élevée sur les régions pariétale et occipitale que sur les régions frontale et centrale durant la phase YF (cf. Table 10.8, annexe 10.8). En outre, la puissance spectrale relative  $\alpha$  était significativement plus élevée sur la région pariétale que sur les régions frontale, centrale et occipitale durant la phase YO. À l'inverse, la puissance spectrale relative  $\theta$  était significativement plus élevée sur la région frontale que sur les régions centrale, pariétale et occipitale durant les phases YF et YO. Les ANOVAs ont également mis en évidence un effet principal de la PTS sur les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors de la phase YF : la puissance spectrale relative  $\alpha$  a diminué significativement et celle des ondes  $\theta$  a augmenté significativement à la suite de la PTS lors de la phase YF (cf. Table 7.4). La diminution de la puissance spectrale relative  $\alpha$  était de 17.03 % ( $\sigma = 19.14$ ) et l'augmentation de la puissance relative  $\theta$  était de 39.33 % ( $\sigma = 52.56$ ). En revanche, aucune variation signifi-

cative des puissances spectrales relatives  $\theta$  et  $\alpha$  n'a été observée à la suite de la PTS lors de la phase YO.

TABLE 7.3: Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : région (frontale, centrale, pariétale et occipitale) et privation totale de sommeil (PTS : avant et après) pour les puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors des phases « yeux fermés » (YF) et « yeux ouverts » (YO) du KDT. La valeur du  $p$  et les tailles d'effet ( $\eta_p^2$ ) de l'effet principal de la région, de l'effet principal de la PTS et de l'interaction région\*PTS sont indiquées.

Condition	Région			PTS			Région*PTS		
	F (22,3)	$p$	$\eta_p^2$	F (22,1)	$p$	$\eta_p^2$	F (22,3)	$p$	$\eta_p^2$
Alpha YF	29.52	****	0.58	15.43	***	0.42	1.89	0.14	0.08
Alpha YO	15.44	****	0.42	0.21	0.65	0.01	3.20	*	0.13
Thêta YF	23.62	****	0.53	16.96	****	0.45	1.51	0.22	0.07
Thêta YO	18.35	****	0.47	0.25	0.62	0.01	1.60	0.20	0.07

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

TABLE 7.4: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) des puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  avant et après la privation totale de sommeil (PTS) lors des phases « yeux fermés » (YF) et « yeux ouverts » (YO) du KDT. La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	$p$	$d_z$	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
Alpha YF	34.36	13.66	27.35	10.79	3.93	***	0.84	<b>-17.03</b>	19.14
Alpha YO	17.52	7.19	17.80	6.87	-0.46	0.65	-0.10	9.98	47.24
Thêta YF	13.84	4.26	18.23	5.73	-4.12	****	-0.87	<b>39.33</b>	52.56
Thêta YO	16.38	3.84	16.65	4.06	-0.50	0.62	-0.11	4.63	26.10

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

### 7.2.3 Tâche « oddball » visuelle : temps de réaction et composante P300

#### 7.2.3.1 Résultats comportementaux

Le temps de réaction (TR) aux stimuli « cible » était significativement plus élevé à la suite de la PTS,  $t(21) = -3.748$ ,  $p = .001$ ,  $d_z = -0.80$  (avant PTS = 224.62 ms,  $\sigma = 38.78$ ; après PTS = 249.48 ms,  $\sigma = 43.11$ ). L'augmentation moyenne du TR était de 12.12 % ( $\sigma = 14.15$ ).

## 7.2.3.2 Composante P300

La composante P300 suscitée par les stimuli « cibles » avant et après la PTS dans la tâche « oddball » visuelle est présentée dans la Figure 7.5.

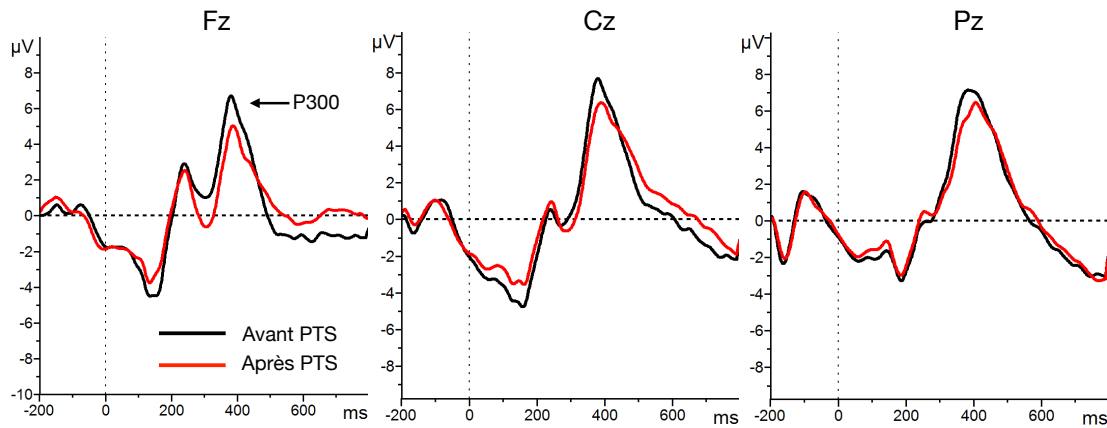


FIGURE 7.5: Potentiels évoqués sur les électrodes Fz, Cz et Pz obtenus dans la tâche « oddball » visuelle en réponse aux stimulations « cibles » avant et après la privation totale de sommeil (PTS). La composante P300 est indiquée par une flèche.

Les ANOVAs à mesures répétées conduites sur le pic, sa latence et l'aire sous la courbe (AUC) de la P300 (cf. Table 7.5) ont montré un effet principal de l'électrode : le pic et l'AUC de la P300 étaient significativement plus élevés sur les électrodes Cz et Pz que sur l'électrode Fz (cf. Table 10.10, annexe 10.8). À l'inverse, la latence de la P300 était significativement plus précoce sur l'électrode Fz que sur les électrodes Cz et Pz. De plus, les ANOVAs ont mis en évidence un effet principal de la PTS sur le pic et l'AUC de la P300 : ces deux paramètres ont diminué significativement à la suite de la PTS (cf. Table 7.6). La diminution du pic était de 5.08 % ( $\sigma = 40.80$ )<sup>1</sup> et de l'AUC de 13.52 % ( $\sigma = 19.76$ ). Aucune variation significative de la latence de la P300 n'a été observée à la suite de la PTS.

TABLE 7.5: Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : électrode (Fz, Cz et Pz) et privation totale de sommeil (PTS : avant et après) pour le pic, sa latence et l'aire sous la courbe (AUC) de la P300. La valeur du  $p$  et les tailles d'effet ( $\eta_p^2$ ) de l'effet principal de l'électrode, de l'effet principal de la PTS et de l'interaction électrode\*PTS sont indiquées.

Condition	Électrode			PTS			Électrode*PTS		
	F (22,2)	$p$	$\eta_p^2$	F (22,1)	$p$	$\eta_p^2$	F (22,2)	$p$	$\eta_p^2$
Pic	3.36	*	0.14	8.83	**	0.30	0.33	0.72	0.02
Latence	4.92	*	0.19	1.18	0.29	0.05	0.06	0.94	0.00
AUC	5.33	**	0.20	10.30	**	0.33	2.50	0.09	0.11

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

<sup>1</sup> Deux participants ont montré une augmentation extrême du pic de la P300 sur l'électrode Fz à la suite de la PTS (i. e., 289.85 % et 849.94 %), ce qui explique sa hausse moyenne de 34.27 % ( $\sigma = 195.45$ ) sur cette électrode (cf. Table 10.11, annexe 10.8) alors que sa diminution globale (moyenne des électrodes Fz, Cz et Pz) était de 5.08 % ( $\sigma = 40.80$ ) (cf. Table 7.6). En retirant ces deux participants des analyses, la diminution du pic de la P300 sur l'électrode Fz était de 19.29 % ( $\sigma = 27.36$ ) et la diminution globale était de 16.15 % ( $\sigma = 14.00$ ).

TABLE 7.6: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe de la P300 avant et après la privation totale de sommeil (PTS). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	$d_z$	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
Pic	8.23	2.80	7.15	2.31	2.97	**	0.63	<b>-5.08</b>	40.80
Latence	392.25	24.48	397.99	25.95	-1.08	0.29	-0.23	1.63	6.21
AUC	972.09	289.13	830.74	292.68	3.21	**	0.69	<b>-13.52</b>	19.76

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

#### 7.2.4 Tâche « oddball » auditive : composante MMN

La composante MMN suscitée par les stimuli largement et faiblement « déviants » avant et après la PTS dans la tâche « oddball » auditive est présentée dans la Figure 7.6.

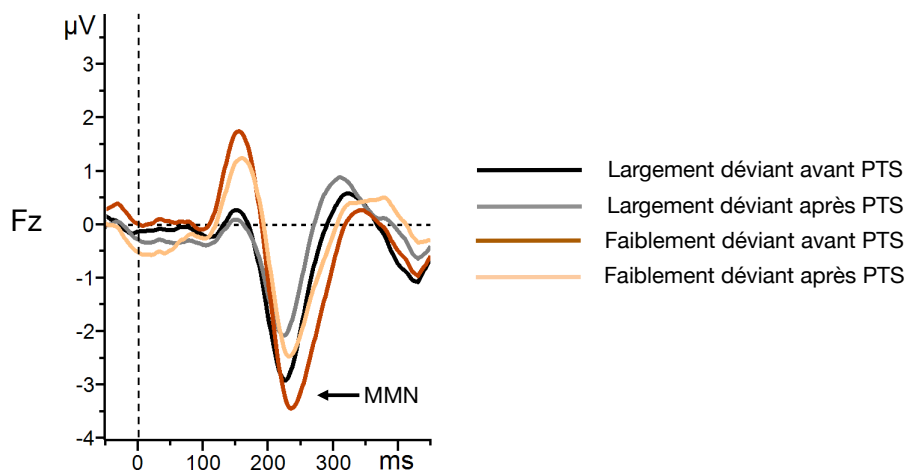


FIGURE 7.6: Potentiels évoqués sur l'électrode Fz obtenus avant et après la privation totale de sommeil (PTS) dans la tâche « oddball » auditive à trois stimuli par soustraction de la courbe moyenne provoquée par les sons largement ou faiblement « déviants » de la courbe moyenne suscitée par les sons « fréquents ». La composante MMN est indiquée par une flèche.

Les ANOVAs à mesures répétées conduites sur le pic, sa latence et l'aire sous la courbe (AUC) de la MMN (cf. Table 7.7) ont montré un effet principal du degré de déviance des stimuli : la latence de la MMN étaient significativement plus tardive lors de la présentation des stimuli faiblement « déviants » que lors de la présentation des stimuli largement « déviants » (cf. Table 10.12, annexe 10.8). En revanche, aucune variation significative du pic et de l'AUC de la MMN n'a été observée entre les stimuli largement « déviants » et les stimuli faiblement « déviants ». En outre, les ANOVAs ont mis en évidence un effet principal de la PTS sur le pic et l'AUC de la MMN : ces deux paramètres ont diminué significativement à la suite de la PTS



(cf. Table 7.8). La diminution du pic était de 7.64 % ( $\sigma = 57.49$ ) et de l'AUC de 13.44 % ( $\sigma = 21.68$ ). Aucune variation significative de la latence de la MMN n'a été observée à la suite de la PTS.

TABLE 7.7: Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : degré de déviance des stimuli (largement et faiblement) et privation totale de sommeil (PTS : avant et après) pour le pic, sa latence et l'aire sous la courbe (AUC) de la MMN sur l'électrode Fz. La valeur du  $p$  et les tailles d'effet ( $\eta_p^2$ ) de l'effet principal du degré de déviance, de l'effet principal de la PTS et de l'interaction degré de déviance\*PTS sont indiquées.

Condition	Degré de déviance			PTS			Degré de déviance*PTS		
	F (20,1)	$p$	$\eta_p^2$	F (20,1)	$p$	$\eta_p^2$	F (20,1)	$\eta_p^2$	$\eta_p^2$
Pic (Fz)	2.24	0.15	0.10	5.89	*	0.23	0.11	0.75	0.01
Latence (Fz)	12.60	**	0.39	2.65	0.12	0.12	0.07	0.79	0.00
AUC (Fz)	2.63	0.12	0.12	7.66	*	0.28	1.70	0.21	0.08

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

TABLE 7.8: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe (AUC) de la MMN sur l'électrode Fz avant et après la privation totale de sommeil (PTS). La valeur du  $p$ , la taille d'effet  $d_z$  et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (20)	$p$	$d_z$	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
Pic (Fz)	-3.80	1.32	-3.04	1.24	-2.43	*	-0.52	<b>-7.64</b>	57.49
Latence (Fz)	229.66	17.94	225.29	11.92	1.63	0.12	0.35	-1.48	4.69
AUC (Fz)	309.26	80.85	263.87	91.99	2.77	*	0.60	<b>-13.44</b>	21.68

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

## 7.2.5 Paramètres acoustiques

### 7.2.5.1 Caractéristiques prosodiques et de la forme du signal acoustique

Les résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres acoustiques prosodiques et de la forme du signal acoustique avant et après la PTS sont présentés dans la Table 7.9. La fréquence de modulation d'amplitude (Fmod), le  $\overline{DAL_{T_0}}$ , le  $jitt(DAL_{T_0})$ , le  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  et le  $jitt(\overline{DAL_{T_0}/T_0})$  ont diminué significativement à la suite de la PTS. Leur diminution était respectivement de 4.92 % ( $\sigma = 6.46$ ), 9.88 % ( $\sigma = 27.37$ ), 8.20 % ( $\sigma = 30.44$ ), 9.89 % ( $\sigma = 27.23$ ) et 5.84 % ( $\sigma = 34.73$ ). Un jitter (PPQ5) et trois shimmers (Shimmer 1, Shimmer 2 et APQ11) ont également eu tendance à augmenter à la suite de la PTS. L'augmentation de PPQ5, du Shimmer 1, du Shimmer 2 et de APQ11 était respectivement de 15.62 % ( $\sigma = 31.27$ ), 7.40 % ( $\sigma = 16.83$ ), 7.52 % ( $\sigma = 16.77$ ) et 18.70 % ( $\sigma = 44.36$ ). Les autres paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique n'ont pas varié significativement à la suite de la PTS.

TABLE 7.9: Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres acoustiques prosodiques et de la forme du signal acoustique avant et après la privation totale de sommeil (PTS). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS					Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	t (21)	$p$	$d_z$	Moy	$\sigma$
<b>Caractéristiques prosodiques</b>									
F <sub>0</sub>	169.69	44.31	169.45	44.99	0.15	0.89	0.03	-0.25	4.19
SD <sub>F<sub>0</sub></sub>	1.55	0.57	1.56	0.52	-0.15	0.88	-0.03	2.56	16.79
Jitter 1	9.21E-03	3.05E-03	9.65E-03	3.39E-03	-1.05	0.30	-0.22	5.61	21.92
Jitter 2	6.27E-05	3.55E-05	6.75E-05	4.07E-05	-1.26	0.22	-0.27	8.28	29.85
RAP	3.04E-03	8.09E-04	3.53E-03	1.57E-03	-1.72	0.10	-0.37	17.04	43.42
PPQ <sub>5</sub>	3.20E-03	9.48E-04	3.67E-03	1.34E-03	-2.03	0.06	-0.43	15.62	31.27
DDP	9.15E-03	2.43E-03	1.06E-02	4.70E-03	-1.73	0.10	-0.37	17.23	43.80
Shimmer 1	3.59E-02	9.13E-03	3.81E-02	8.96E-03	-1.88	0.07	-0.40	7.40	16.83
Shimmer 2	3.17E-01	8.13E-02	3.37E-01	8.04E-02	-1.95	0.07	-0.41	7.52	16.77
APQ <sub>3</sub>	1.31E-02	3.82E-03	1.40E-02	4.71E-03	-1.07	0.29	-0.23	8.52	32.81
APQ <sub>5</sub>	1.69E-02	4.96E-03	1.72E-02	4.79E-03	-0.43	0.67	-0.09	4.55	23.45
APQ <sub>11</sub>	2.45E-02	7.75E-03	2.85E-02	1.69E-02	-1.83	0.08	-0.41	18.70	44.36
DDA	3.93E-02	1.15E-02	4.19E-02	1.41E-02	-1.07	0.30	-0.29	8.52	32.81
Fmod	22.64	3.19	21.47	2.97	3.64	**	0.77	<b>-4.92</b>	6.46
<b>Caractéristiques forme du signal acoustique</b>									
$N$	5.57	1.40	5.69	1.29	-1.26	0.22	-0.27	2.82	7.63
$\overline{DAL_{T_0}}$	1.79	0.44	1.55	0.37	2.80	*	0.60	<b>-9.88</b>	27.37
jitt( $\overline{DAL_{T_0}}$ )	0.13	0.05	0.11	0.05	2.21	*	0.47	<b>-8.20</b>	30.44
$\overline{DAL_{T_0}/T_0}$	6.51	1.96	5.62	1.67	2.64	*	0.56	<b>-9.89</b>	27.23
jitt( $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$ )	0.45	0.12	0.40	0.09	2.23	*	0.48	<b>-5.84</b>	34.73

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

### 7.2.5.2 Caractéristiques spectrales

Les résultats des ANOVAs à mesures répétées conduites sur les paramètres spectraux sont présentés dans la Table 7.10. Les analyses post-hoc (tests-t) associées sont présentées dans la Table 7.11 et la Table 10.14 (annexe 10.8).

Comme attendu, les ANOVAs réalisées sur les paramètres spectraux ont montré un effet principal de la voyelle (excepté sur le  $SD_{HNR}$  et le coefficient MFCC<sub>9</sub>). Ce résultat confirme la grande variabilité des paramètres spectraux en fonction du type de voyelle. Ces différences ne sont pas détaillées dans cette partie. Les valeurs moyennes des paramètres spectraux pour chaque type de voyelles et les résultats des tests de comparaison (tests-t) sont en annexe 10.8 (cf. Table 10.13).

Les analyses factorielles à mesures répétées ont montré un effet principal de la PTS et une interaction voyelle\*PTS sur de nombreux paramètres spectraux :

- **HNR.** Effet principal de la PTS : le HNR a diminué significativement à la suite de la PTS. La diminution de ce paramètre était de 1.88 % ( $\sigma = 3.54$ ).
- **Formant 2.** Interaction voyelle\*PTS : le formant 2 a augmenté significativement pour la voyelle [i] à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 12.55 % ( $\sigma = 23.94$ ). Aucune variation significative du formant 2 n'a été observée pour les voyelles [a], [ə] et [e] à la suite de la PTS.
- **SCG.** Interaction voyelle\*PTS : le SCG a augmenté significativement pour la voyelle [a] à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 7.30 % ( $\sigma = 12.88$ ). Aucune variation significative du SCG n'a été observée pour les voyelles [i], [ə] et [e] à la suite de la PTS.
- **SKE.** Interaction voyelle\*PTS : le SKE a diminué significativement pour la voyelle [a] à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 12.31 % ( $\sigma = 17.25$ ). Aucune variation significative du SKE n'a été observée pour les voyelles [i], [ə] et [e] à la suite de la PTS.
- **MFCC<sub>3</sub>.** Effet principal de la PTS et interaction voyelle\*PTS : le MFCC<sub>3</sub> a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 1.88 % ( $\sigma = 3.54$ ). En outre, la hausse du MFCC<sub>3</sub> était plus élevée pour les voyelles [a] et [i] que pour les voyelles [ə] et [e]. L'augmentation de ce paramètre était de 3.23 % ( $\sigma = 3.82$ ) pour la voyelle [i], 2.54 % ( $\sigma = 4.20$ ) pour la voyelle [a], 1.64 % ( $\sigma = 3.63$ ) pour la voyelle [ə] et 1.55 % ( $\sigma = 3.44$ ) pour la voyelle [e].
- **MFCC<sub>5</sub>.** Interaction voyelle\*PTS : le MFCC<sub>5</sub> a augmenté significativement pour la voyelle [a] à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 1.91 % ( $\sigma = 4.69$ ). Aucune variation significative du MFCC<sub>5</sub> n'a été observée pour les voyelles [i], [ə] et [e] à la suite de la PTS.
- **MFCC<sub>6</sub>.** Effet principal de la PTS et interaction voyelle\*PTS : le MFCC<sub>6</sub> a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 1.95 % ( $\sigma = 3.69$ ). En outre, la hausse du MFCC<sub>6</sub> était plus élevée pour la voyelle [i] que pour les voyelles [a],[ə] et [e]. L'augmentation de ce paramètre était de 3.13 % ( $\sigma = 3.08$ ) pour

la voyelle [i], 1.62 % ( $\sigma = 3.09$ ) pour la voyelle [e], 1.52 % ( $\sigma = 3.38$ ) pour la voyelle [a] et 1.42 % ( $\sigma = 2.88$ ) pour la voyelle [ə].

- **MFCC7.** Effet principal de la PTS et interaction voyelle\*PTS : le MFCC7 a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 1.64 % ( $\sigma = 3.40$ ). La hausse du MFCC7 n'était toutefois significative que pour la voyelle [a]. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 2.63 % ( $\sigma = 3.63$ ). Aucune variation significative du MFCC7 n'a été observée pour les voyelles [ə], [i] et [e] à la suite de la PTS.
- **MFCC8.** Interaction voyelle\*PTS : le MFCC8 a augmenté significativement pour les voyelles [ə] et [i]. L'augmentation de ce paramètre pour la voyelle [i] était de 1.68 % ( $\sigma = 2.95$ ) et de 1.11 % ( $\sigma = 2.34$ ) pour la voyelle [ə]. Aucune variation significative du MFCC n'a été observée pour les voyelles [a] et [e] à la suite de la PTS.
- **MFCC9.** Effet principal de la PTS et interaction voyelle\*PTS : le MFCC9 a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 1.99 % ( $\sigma = 3.66$ ). En outre, la hausse du MFCC9 était plus élevée pour la voyelle [i] que pour les voyelles [a] et [e]. L'augmentation de ce paramètre était de 2.93 % ( $\sigma = 3.92$ ) pour la voyelle [i], 1.89 % ( $\sigma = 3.83$ ) pour la voyelle [a] et de 1.60 % ( $\sigma = 3.78$ ) pour la voyelle [e]. Aucune variation significative du MFCC9 n'a été observée pour la voyelle [ə] à la suite de la PTS.
- **MFCC10.** Effet principal de la PTS : le MFCC10 a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 1.07 % ( $\sigma = 1.91$ ).
- **MFCC11.** Effet principal de la PTS : le MFCC11 a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 0.90 % ( $\sigma = 1.95$ ).
- **MFCC12.** Effet principal de la PTS et interaction voyelle\*PTS : le MFCC12 a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 1.14 % ( $\sigma = 2.28$ ). La hausse du MFCC12 n'était toutefois significative que pour la voyelle [i]. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 2.68 % ( $\sigma = 3.01$ ). Aucune variation significative du MFCC12 n'a été observée pour les voyelles [a], [ə] et [e] à la suite de la PTS.
- **ED2.** Effet principal de la PTS : ED2 a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 2.14 % ( $\sigma = 3.81$ ).
- **EBF.** Effet principal de la PTS et interaction voyelle\*PTS : EBF a augmenté significativement à la suite de la PTS. L'augmentation de ce paramètre était de 3.90 % ( $\sigma = 8.17$ ). La hausse d'EBF n'était toutefois significative que pour la voyelle [a]. L'augmentation de ce paramètre pour cette voyelle était de 10.31 % ( $\sigma = 16.69$ ). Aucune variation significative d'EBF n'a été observée pour les voyelles [i], [ə] et [e] à la suite de la PTS.
- **ST.** Interaction voyelle\*PTS : ST a diminué significativement pour la voyelle [a] à la suite de la PTS. La diminution de ce paramètre pour cette voyelle était de 4.17 % ( $\sigma = 7.18$ ). Aucune variation significative de ST n'a été observée pour les voyelles [ə], [i] et [e] à la suite de la PTS.

TABLE 7.10: Résultats des ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs : voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) et privation totale de sommeil (PTS : avant et après) pour l'ensemble des paramètres spectraux. La valeur du  $p$  et les tailles d'effet ( $\eta_p^2$ ) de l'effet principal du type de voyelle, de l'effet principal de la PTS et de l'interaction voyelle\*PTS sont indiquées.

Condition	Voyelles			PTS			PTS*Voyelles		
	F (22,3)	$p$	$\eta_p^2$	F (22,3)	$p$	$\eta_p^2$	F (22,3)	$p$	$\eta_p^2$
HNR	25.45	****	0.55	6.19	*	0.23	1.12	0.35	0.05
$SD_{\text{HNR}}$	1.62	0.19	0.07	0.00	1.00	0.00	0.62	0.61	0.03
Formant 1	103.19	****	0.83	1.96	0.18	0.09	0.99	0.40	0.05
Formant 2	22.88	****	0.52	0.53	0.48	0.02	3.05	*	0.13
Formant 3	132.38	****	0.86	0.25	0.62	0.01	1.41	0.25	0.06
Formant 4	57.86	****	0.73	0.16	0.69	0.01	1.51	0.22	0.07
SCG	33.91	****	0.62	2.13	0.16	0.09	9.65	****	0.31
SKE	132.02	****	0.86	0.98	0.33	0.04	3.39	*	0.14
KUR	51.50	****	0.71	0.23	0.63	0.01	0.36	0.78	0.02
MFCC 1	34.18	****	0.62	1.06	0.32	0.05	0.92	0.44	0.04
MFCC 2	232.13	****	0.92	1.70	0.21	0.07	1.73	0.17	0.08
MFCC 3	78.36	****	0.79	11.26	**	0.35	4.13	**	0.16
MFCC 4	28.38	****	0.57	2.98	0.10	0.12	1.95	0.13	0.08
MFCC 5	64.75	****	0.76	1.80	0.19	0.08	4.92	**	0.19
MFCC 6	29.94	****	0.59	11.71	**	0.36	5.26	**	0.20
MFCC 7	13.95	****	0.40	5.94	*	0.22	2.75	*	0.12
MFCC 8	39.26	****	0.65	1.98	0.17	0.09	7.05	****	0.25
MFCC 9	1.86	0.14	0.08	7.22	*	0.26	3.40	*	0.14
MFCC 10	16.74	****	0.44	7.06	*	0.25	1.43	0.24	0.06
MFCC 11	15.63	****	0.43	5.26	*	0.20	2.45	0.07	0.10
MFCC 12	10.41	****	0.33	5.61	*	0.21	7.25	****	0.26
ED1	91.03	****	0.81	0.59	0.45	0.03	5.37	**	0.20
ED2	32.49	****	0.61	6.72	*	0.24	1.99	0.13	0.09
ED3	17.80	****	0.46	3.72	0.07	0.15	0.28	0.84	0.01
EBF	59.43	****	0.74	4.87	*	0.19	9.62	****	0.31
ST	400.81	****	0.95	1.58	0.22	0.07	2.88	*	0.12

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

TABLE 7.11: Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil (PTS). Les valeurs du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	$d_z$	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
HNR	23.97	2.18	23.51	2.23	2.49	*	0.53	<b>-1.88</b>	3.54
SD <sub>HNR</sub>	2.32	0.33	2.32	0.31	0.00	1.00	0.00	0.61	10.89
Formant 1	350.56	24.88	357.22	29.65	-1.40	0.18	-0.30	2.00	6.26
Formant 2	1300.81	289.72	1325.98	253.75	-0.73	0.48	-0.15	3.68	14.51
Formant 3	2335.18	165.56	2323.58	142.97	0.50	0.62	0.11	-0.32	4.73
Formant 4	3203.20	189.27	3211.84	156.59	-0.40	0.69	-0.09	0.37	3.19
SCG	239.17	42.29	244.49	44.86	-1.46	0.16	-0.31	2.32	6.73
SKE	10.74	1.48	10.51	2.00	0.99	0.33	0.21	-2.43	9.92
KUR	280.67	84.98	272.64	125.15	0.48	0.64	0.10	-4.44	23.29
MFCC 1	53.05	12.54	51.84	13.61	1.03	0.32	0.22	-2.19	11.11
MFCC 2	-97.08	5.88	-95.89	6.53	-1.30	0.21	-0.28	1.17	4.43
MFCC 3	-97.65	4.70	-95.37	4.21	-3.36	**	-0.71	<b>2.27</b>	3.25
MFCC 4	-79.48	3.15	-78.63	3.04	-1.73	0.10	-0.37	1.03	2.93
MFCC 5	-64.09	3.10	-63.37	2.39	-1.34	0.19	-0.28	1.02	4.04
MFCC 6	-71.98	2.67	-70.57	3.22	-3.42	**	-0.73	<b>1.95</b>	2.69
MFCC 7	-60.63	2.55	-59.59	2.32	-2.44	*	-0.52	<b>1.64</b>	3.40
MFCC 8	-47.69	1.45	-47.33	1.50	-1.41	0.17	-0.30	0.72	2.49
MFCC 9	-42.84	2.02	-41.95	1.71	-2.69	*	-0.58	<b>1.99</b>	3.66
MFCC 10	-39.78	0.93	-39.35	0.99	-2.66	*	-0.57	<b>1.07</b>	1.91
MFCC 11	-30.03	0.88	-29.75	0.70	-2.29	*	-0.49	<b>0.90</b>	1.95
MFCC 12	-18.20	0.56	-17.99	0.62	-2.37	*	-0.50	<b>1.14</b>	2.28
ED1	-21.15	4.35	-20.79	4.04	-0.77	0.45	-0.16	-0.80	11.06
ED2	-29.91	2.14	-29.27	2.42	-2.59	*	-0.55	<b>2.14</b>	3.81
ED3	-34.55	1.82	-34.10	2.07	-1.93	0.07	-0.41	1.30	3.14
EBF	346.89	60.61	360.27	67.62	-2.21	*	-0.47	<b>3.90</b>	8.17
ST	-3.77E-03	7.05E-04	-3.85E-03	7.31E-04	1.26	0.22	0.27	-2.26	7.83

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

### 7.2.6 Relations entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence

Des corrélations de Pearson ont été effectuées entre la variation (différence « après-avant » PTS) des différents indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence ayant été sensibles à la PTS : score à l'échelle de Karolinska, score GA/DS à l'échelle de Thayer, puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors de la phase « yeux fermés » (YF) du test de somnolence de Karolinska (KDT), temps de réaction (TR) aux stimuli « cibles » dans la tâche « oddball » visuelle ainsi que le pic et l'aire sous la courbe (AUC) des composantes P300 et MMN. Les résultats de ces corrélations sont présentés dans la Table 10.15 (annexe 10.8) et les nuages de points associés aux corrélations significatives dans la Figure 7.7.

Les analyses ont montré que le TR aux stimuli « cibles » dans la tâche « oddball » visuelle était négativement corrélé avec l'AUC de la P300. En outre, la puissance spectrale relative  $\alpha$  était positivement corrélée avec le pic de la MMN.

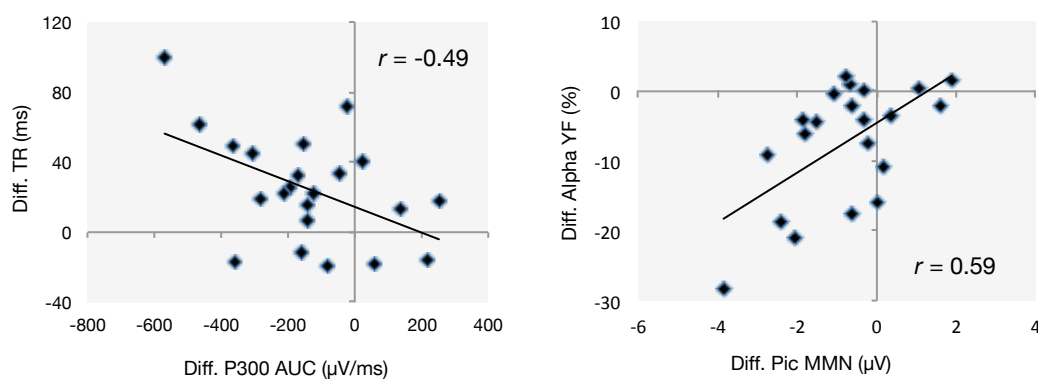


FIGURE 7.7: Nuages de points des corrélations significatives entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence. La valeur du coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) est indiquée sur chaque graphique.

### 7.2.7 Relations entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques

Des corrélations de Pearson ont été effectuées entre la variation (différence « après-avant » PTS) des indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence ayant varié significativement à la suite de la PTS (i. e., score à l'échelle de Karolinska, score GA/DS à l'échelle de Thayer, puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors de la phase « yeux fermés » [YF] du test de somnolence de Karolinska, temps de réaction [TR] aux stimuli « cibles » dans la tâche « oddball » visuelle ainsi que le pic et l'aire sous la courbe [AUC] des composantes P300 et MMN) et les paramètres acoustiques ayant montré une sensibilité générale (i. e., indépendamment du type de voyelle) à la PTS (i. e.,  $F_{mod}$ ,  $\overline{DAL_{T_0}}$ ,  $jitt(DAL_{T_0})$ ,  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$ ,  $jitt(\overline{DAL_{T_0}/T_0})$ , HNR, MFCC<sub>3</sub>, MFCC<sub>6</sub>, MFCC<sub>7</sub>, MFCC<sub>9</sub>, MFCC<sub>10</sub>, MFCC<sub>11</sub>, MFCC<sub>12</sub>, ED<sub>2</sub> et EBF). Les résultats des corrélations sont présentés dans la Table 10.16 (annexe 10.8) et les nuages de points associés aux corrélations significatives dans la Figure 7.8.

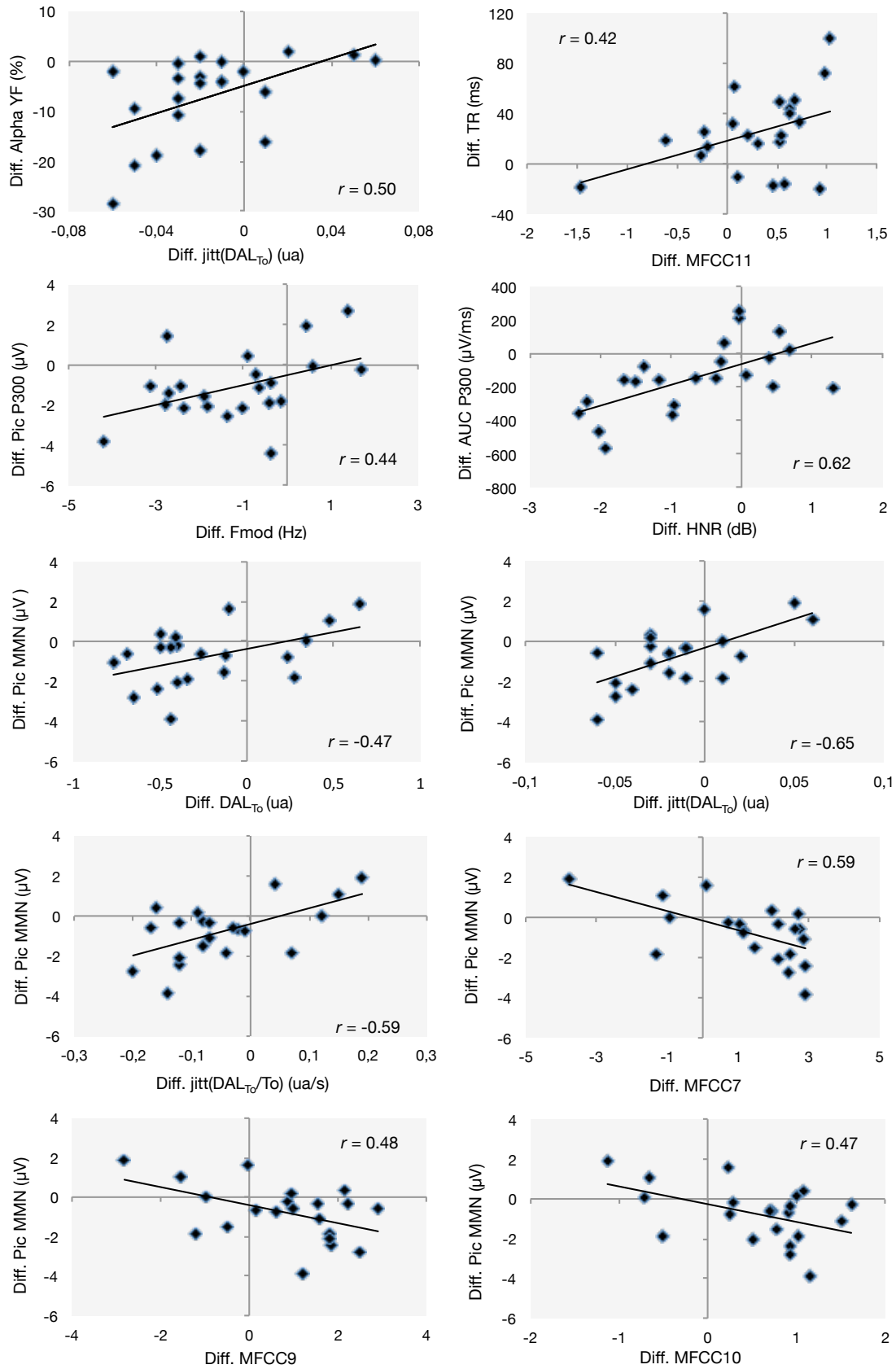


FIGURE 7.8: Nuages de points des corrélations significatives entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques. La valeur du coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) est indiquée sur chaque graphique.



Les analyses corrélationnelles ont mis en évidence une corrélation positive entre :

- le TR aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle et le MFCC<sub>11</sub> ;
- la puissance spectrale relative  $\alpha$  et le  $jitt(DAL_{T_0})$  ;
- le pic de la P<sub>300</sub> et Fmod ;
- l'AUC de la P<sub>300</sub> et le HNR ;
- le pic de la MMN et le MFCC<sub>7</sub> ;
- le pic de la MMN et le MFCC<sub>9</sub> ;
- le pic de la MMN et le MFCC<sub>10</sub>.

Une corrélation négative a également été observée entre :

- le pic de la MMN et le  $\overline{DAL_{T_0}}$  ;
- le pic de la MMN et le  $jitt(DAL_{T_0})$  ;
- le pic de la MMN et le  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ .

## 7.3 DISCUSSION

### 7.3.1 État de somnolence

Comme attendu, le niveau de somnolence subjectif évalué par les échelles de Karolinska et de Thayer (rapport GA/DS) a augmenté à la suite de la privation totale de sommeil (PTS). Le score d'hyperactivation (HA) mesuré par l'échelle de Thayer n'a pas varié significativement, indiquant que les participants n'ont pas rapporté être plus tendus et/ou stressés. Par ailleurs, la PTS a conduit à une diminution de la puissance spectrale relative  $\alpha$  et à une augmentation de la puissance spectrale relative  $\theta$  dans le test de somnolence de Karolinska (KDT) lorsque les participants devaient fermer les yeux (phase « Yeux Fermés »). Cette réduction marquée du niveau d'éveil physiologique indique que les participants étaient plus somnolents le matin après la nuit de PTS que la veille. Une diminution de l'amplitude maximale (pic) ainsi que de l'aire sous la courbe (AUC) des composantes P<sub>300</sub> et MMN a également été observée à la suite de la PTS. Ces résultats sont en accord avec les études qui ont rapporté une réduction de l'amplitude de la P<sub>300</sub> (Sallinen & Lyytinen, 1997 ; Nashida et al., 2000 ; Sabri et al., 2000 ; Nittono et al., 2001 ; Campbell & Colrain, 2002 ; Sabri et al., 2003) ou de la MMN (Raz et al., 2001 ; Sallinen & Lyytinen, 1997) lors de la suppression de la période de sommeil. Ainsi, la privation de sommeil a conduit à une altération des processus pré-attentionnels de détection automatique d'un stimulus et de ceux d'allocation des ressources attentionnelles pour traiter le stimulus. Il est à noter que le temps de réaction (TR) aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle a augmenté significativement à la suite de la PTS alors que la latence de la P<sub>300</sub> n'a pas varié. Ceci peut s'expliquer par le fait que le TR et la latence de la P<sub>300</sub> ne mesurent pas les mêmes processus cognitifs : la latence mesure le temps nécessaire à la classification des stimuli (i. e., « fréquents » ou « cibles ») tandis que le TR mesure conjointement les processus de traitement du stimulus et de réponse (Gosselin et al., 2005). Pour cette

étude, le temps de classification des stimuli apparaît peu affecté par la PTS, contrairement au processus de réponse.

### 7.3.2 Paramètres acoustiques

#### 7.3.2.1 Caractéristiques prosodiques

Contrairement à de nombreux travaux (G. O. Morris et al., 1960; Johannes et al., 2000; Nwe et al., 2006; Ruiz et al., 2009; Krajewski et al., 2009; McGlinchey et al., 2011), aucun changement significatif de la plupart des paramètres prosodiques n'a été observé à la suite de la PTS, notamment de la fréquence fondamentale ( $F_0$ ) et de son écart type ( $SD_{F_0}$ ). Cette absence de variation de  $F_0$  a déjà été rapportée par Vogel et al. (2010) et celle de  $SD_{F_0}$  par McGlinchey et al. (2011). Les résultats des autres études relatives aux effets de la privation de sommeil sur ces deux caractéristiques sont très contrastés, ce qui s'explique en partie par les nombreuses différences méthodologiques entre les travaux : taille de l'échantillon de locuteurs, type de prononciation qu'effectue le locuteur (discours naturel, lecture de texte, énonciation de mots ou de voyelles), type de vocabulaire analysé (énoncés, phrases, mots, consonnes ou voyelles) ou durée de la privation de sommeil. Certains auteurs (G. O. Morris et al., 1960; Johannes et al., 2000; Nwe et al., 2006; Krajewski et al., 2009; McGlinchey et al., 2011) ont ainsi rapporté une diminution de  $F_0$  après privation de sommeil tandis que Ruiz et al. (2009) ont observé une augmentation; G. O. Morris et al. (1960); Nwe et al. (2006) ont montré une diminution de  $SD_{F_0}$  alors qu'une augmentation a été rapportée par Vogel et al. (2010). Par ailleurs, la réduction de la période consacrée au sommeil ou sa suppression totale a conduit dans quelques travaux à une augmentation du jitter (Ruiz et al., 2009; McGlinchey et al., 2011) et du shimmer (McGlinchey et al., 2011). Dans cette étude, un jitter (PPQ<sub>5</sub>) et trois shimmers (Shimmer 1, Shimmer 2 et APQ<sub>11</sub>) ont eu tendance à augmenter à la suite de la PTS. Les autres jitters et shimmers (Jitter 1, Jitter 2, RAP, DDP, APQ<sub>3</sub> et APQ<sub>5</sub>) n'ont pas varié significativement – leurs valeurs étaient toutefois plus élevées le matin à la suite de la PTS que la veille. En conséquence, la privation de sommeil pourrait conduire à une légère hausse des perturbations à court-terme de  $F_0$  et de celles de l'amplitude des impulsions glottiques. La fréquence de modulation d'amplitude (Fmod), également reliée aux pics d'amplitude de la voyelle, est la seule caractéristique prosodique ayant varié significativement à la suite de la PTS. Sa réduction, bien que limitée ( $-4.92\% \pm 6.46$ ), indique une diminution de la fréquence de modulation des maxima d'amplitude des impulsions glottiques de la voyelle. Excepté Fmod, les paramètres prosodiques apparaissent peu sensibles à la privation de sommeil.

#### 7.3.2.2 Caractéristiques de la forme du signal acoustique

Les paramètres acoustiques relatifs à la forme du chronogramme ont été affectés par la suppression de la période de sommeil. Ainsi, les valeurs du  $\overline{DAL_{T_0}}$ , du  $jitt(DAL_{T_0})$ , du  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  et du  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$  ont diminué à la suite de la PTS, indiquant une diminution de la longueur euclidienne du signal de voyelle et de son instabilité à court-terme, et ce indépendamment de la durée de la période  $T_0$ . La variation des caractéristiques de la forme du signal acoustique à la suite de la PTS était comprise entre 5.84% ( $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ )

et 9.89 % ( $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$ ). Ainsi, l'amplitude des variations des caractéristiques de la forme du signal acoustique à la suite de la suppression de la période de sommeil était la plus élevée comparée aux autres paramètres acoustiques.

### 7.3.2.3 *Caractéristiques spectrales*

Le rapport harmonique sur bruit (HNR), qui est une mesure sensible au niveau de bruit présent dans le signal de parole, a diminué à la suite de la PTS. Cette variation indique que la voix des participants pourrait être plus bruitée, avec une plus grande présence de souffle et/ou un niveau plus élevé des composantes harmoniques. Une interprétation possible serait que la privation de sommeil engendrerait une diminution du tonus des muscles impliqués dans la tension des cordes vocales. Ce relâchement musculaire pourrait provoquer des fuites d'air à travers la glotte lors de la phonation, conduisant à une diminution des valeurs du HNR. Bien que significative, la diminution du HNR à la suite de la PTS était faible ( $-1.88\% \pm 3.54$ ).

Les analyses effectuées sur les paramètres spectraux ont également mis en évidence une modification de la répartition de l'énergie dans le spectre à la suite de la PTS. L'augmentation significative de la fréquence d'équilibre énergétique (EBF) de 3.90 % ( $\sigma = 8.17$ ) va dans le sens d'une diminution de l'énergie dans les basses fréquences et/ou d'une augmentation dans les hautes fréquences. Ce résultat n'est pas en accord avec celui de [McGlinchey et al. \(2011\)](#), les auteurs ayant observé une réduction de l'énergie dans les hautes fréquences chez des sujets privés de sommeil. L'analyse des différences d'énergie entre deux bandes du spectre (paramètres ED) a également montré une augmentation significative de 2.14 % ( $\sigma = 3.81$ ) de la deuxième différence d'énergie (ED<sub>2</sub>). Ce résultat appuie l'hypothèse d'une réorganisation de l'énergie spectrale à la suite de la PTS. L'examen des différences d'énergie n'a toutefois pas permis de localiser avec précision les modifications énergétiques.

Les coefficients cepstraux à échelle Mel (MFCC) ont été sensibles à la privation de sommeil. La plupart d'entre eux (i. e., MFCC<sub>3</sub>, MFCC<sub>6</sub>, MFCC<sub>7</sub>, MFCC<sub>9</sub>, MFCC<sub>10</sub>, MFCC<sub>11</sub> et 12) ont augmenté significativement à la suite de la PTS. Leurs augmentations étaient néanmoins faibles (< 3 %). Les autres coefficients (i. e., MFCC<sub>1</sub>, MFCC<sub>2</sub>, MFCC<sub>4</sub>, MFCC<sub>5</sub> et MFCC<sub>8</sub>) n'ont pas varié significativement – leurs valeurs étaient toutefois plus élevées le matin après la nuit de PTS que la veille (excepté pour le MFCC<sub>1</sub> qui a diminué). Les coefficients MFCC offrent une représentation compacte et compressée mais abstraite du processus de production de la parole humaine. Par conséquent, l'interprétation de leur variation d'un point de vue physiologique n'est pas possible.

Des caractéristiques spectrales ont montré une sensibilité différente à la privation de sommeil en fonction du type de voyelle ([a], [ə], [ɪ] ou [e]). Certains paramètres spectraux ont varié significativement à la suite de la PTS mais pour un seul type de voyelle. C'est le cas de la fréquence du formant 2 qui a augmenté significativement pour la voyelle [i]. En outre, le centre de gravité spectral (SCG) et la première différence d'énergie (ED<sub>1</sub>) ont augmenté tandis que la pente spectrale (ST) et le coefficient d'asymétrie (SKE) ont diminué significativement pour la voyelle [a], suggérant des modifications de la distribution de l'énergie dans le spectre pour ce type de voyelle. Concernant les coefficients MFCC, différents schémas ont été mis en évidence. Leur augmentation était significative soit :

- pour un seul type de voyelle : [a] pour le MFCC7, [i] pour le MFCC5 et MFCC12 ;
- pour plusieurs types de voyelle : [ə] et [i] pour le MFCC8 ;
- pour plusieurs types de voyelle, avec une hausse significativement plus élevée pour un type de voyelle : augmentation du MFCC9 pour les voyelles [i], [a] et [e], avec une hausse significativement plus élevée pour [i] ;
- pour tous les types de voyelle, avec une hausse significativement plus élevée pour un ou plusieurs types de voyelle : [a] et [i] pour le MFCC3, [i] pour le MFCC6.

L'hétérogénéité des variations des caractéristiques spectrales en fonction du type de voyelle rend leur interprétation psychophysologique – type de voyelle par type de voyelle – impossible. Toutefois, les résultats font ressortir une plus grande variation des paramètres spectraux pour les voyelles [a] et [i] comparées aux voyelles [ə] et [e].

En résumé, les caractéristiques spectrales liées au niveau du bruit (HNR), à la répartition de l'énergie dans le spectre (SCG, ED, Formants, ST, SKE) ou à la représentation cepstrale du signal vocal (coefficients MFCC) semblent être sensibles à la privation de sommeil. Les variations de ces paramètres à la suite de la PTS sont toutefois assez faibles, le plus souvent inférieur à 5 %. Par ailleurs, certaines de ces caractéristiques spectrales ont montré des amplitudes de variation dépendantes du type de voyelle. Les paramètres spectraux sont apparus particulièrement sensibles à la PTS pour les voyelles [a] et [i] alors qu'ils ont peu varié pour les voyelles [ə] et [e]<sup>2</sup>.

### 7.3.3 Relations entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence

Seulement deux corrélations significatives ont été observées entre les différents indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence. La puissance spectrale relative  $\alpha$  était positivement corrélée avec le pic de la MMN, indiquant que plus le niveau d'éveil physiologique diminuait et plus l'altération des processus pré-attentionnels de détection automatique d'un stimulus était élevée. De plus, l'aire sous la courbe (AUC) de la P300 était négativement corrélée avec le temps de réaction (TR) aux stimuli cibles dans la tâche « *oddball* » visuelle, suggérant que plus le niveau d'allocation des ressources attentionnelles diminuait et plus le temps pour détecter les stimuli cibles était élevé.

### 7.3.4 Relations entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques

Les variations de plusieurs indicateurs objectifs de la somnolence étaient corrélées avec celles de plusieurs paramètres acoustiques. Plus précisément, le temps de réaction (TR) aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle était positivement corrélé avec le MFCC11, indiquant que ce coefficient cepstral augmentait simultanément avec la hausse du TR. La puissance spectrale relative  $\alpha$  lors de la phase « yeux fermés » du test de somnolence de Karolinska (KDT) était positivement corrélée avec le jitt(DAL<sub>T0</sub>) : plus le niveau d'éveil physiolo-

<sup>2</sup> Le faible nombre de voyelles [ɛ], [œ], [o], [ɔ], [u], [y], [ã] et [ê] dans les textes à lire et donc dans le corpus des phonèmes segmentés n'a pas permis de quantifier les effets de la PTS pour ces autres types de voyelles

gique diminuait, plus l'instabilité à court-terme des longueurs euclidiennes diminuait.  $F_{mod}$  était positivement corrélée avec le pic de la  $P_{300}$ ; le HNR était également positivement corrélé avec l'aire sous la courbe (AUC) de cette même composante. Ces corrélations suggèrent que plus le niveau d'allocation des ressources attentionnelles diminuait à la suite de la PTS, plus la fréquence de modulation des maxima d'amplitude des impulsions glottiques de la voyelle diminuait aussi et plus le niveau de bruit dans le signal vocal augmentait. Enfin, le pic de la MMN était négativement corrélé avec le  $\overline{DAL}_{T_0}$ , le  $jitt(DAL_{T_0})$  et le  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$  et positivement corrélé avec le MFCC<sub>7</sub>, le MFCC<sub>9</sub> et le MFCC<sub>10</sub>. Ces résultats évoquent le fait que plus l'altération de la capacité de détection automatique des stimuli était élevée, plus la longueur d'amplitude numérique et ses variations à court-terme diminuait alors que les coefficients cepstraux augmentaient.

Ces considérations sur les corrélations doivent toutefois être pondérées. La force des relations entre les indicateurs de l'état de somnolence et certains paramètres acoustiques était modérée (coefficient de corrélation compris entre 0.3 et 0.5). Ces corrélations modérées – voire l'absence de corrélation – peuvent s'expliquer par l'existence de réponses individuelles différentes à la privation de sommeil sur le plan de la vigilance ou du signal vocal. Certains participants ont montré un niveau de vigilance et/ou un signal vocal extrêmement dégradé alors que d'autres ont été peu affectés par la privation de sommeil – ou en mesure de compenser ses effets – sur le plan de la vigilance et/ou du signal vocal. Par ailleurs, les mesures EEG de l'état de somnolence n'ont pas été réalisées simultanément avec la prise de son du signal vocal. Un enregistrement de l'activité corticale a été effectué durant la tâche de lecture de texte mais l'analyse simultanée des puissances spectrales n'a pas été possible en raison de la forte perturbation du tracé EEG (i. e., signal très bruité) provoquée par la phonation. En outre, les tâches utilisées dans le protocole expérimental (i. e., KDT, tâches « *oddball* » et tâche de lecture) ont été distribuées aléatoirement entre les participants. Or, certaines tâches impliquaient un engagement « actif » du participant (i. e., tâche de parole et paradigme « *oddball* » visuel) alors que d'autres étaient « passives », c'est-à-dire (très) monotones (i. e., KDT et paradigme « *oddball* » auditif). Les tâches « actives », plutôt stimulantes, ont pu favoriser l'éveil et augmenter la vigilance des participants lors des tâches qui suivaient. Cette hypothèse est renforcée par le faible nombre de corrélations significatives entre les différents indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence. La production de la parole est elle-même une activité stimulante qui a pu conduire à une hausse temporaire du niveau d'excitation/éveil cortical.

Enfin, les deux sessions expérimentales n'ont pas été réalisées au même moment de la journée. Quelques auteurs (Bouhuys et al., 1990; Whitmore & Fisher, 1996; Artkoski, Tommila, & Laukkanen, 2002) ont rapporté des variations circadiennes de certaines caractéristiques acoustiques, notamment de la  $F_0$ . Ici, la session de référence avant la PTS débutait à 18 h30 tandis que la session réalisée à la suite de la PTS commençait à 7 h30. Dès lors, il n'a pas été possible d'identifier de potentielles variations circadiennes des caractéristiques acoustiques et de les dissocier de celles qui sont consécutives à la privation de sommeil.

#### 7.4 CONCLUSION

Des caractéristiques acoustiques liées à l'amplitude des impulsions glottiques ( $F_{\text{mod}}$ ), à la forme du signal acoustique ( $\overline{DAL_{T_0}}$ ,  $\text{jitt}(DAL_{T_0})$ ,  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  et  $\text{jitt}(DAL_{T_0}/T_0)$ ) et au spectre du signal des voyelles (HNR, Formant 2, SKE, SCG, ED, ST et coefficients MFCC) ont varié significativement à la suite de la privation totale de sommeil (PTS). Les caractéristiques spectrales ont toutefois montré une sensibilité différente à la PTS en fonction du type de voyelles : la plupart des paramètres spectraux ont varié significativement seulement pour certains types de voyelles, notamment les voyelles [a] et [i]. Par ailleurs, plusieurs paramètres acoustiques identifiés comme sensibles à la PTS (i. e.,  $F_{\text{mod}}$ ,  $\overline{DAL_{T_0}}$ ,  $\text{jitt}(DAL_{T_0})$ ,  $\text{jitt}(DAL_{T_0}/T_0)$ , HNR, MFCC<sub>7</sub>, MFCC<sub>9</sub>, MFCC<sub>10</sub> et MFCC<sub>11</sub>) se sont révélés être corrélés avec plusieurs indicateurs objectifs de l'état de somnolence (i. e., puissance spectrale relative  $\alpha$  lors de la phase « yeux fermés » du test de somnolence de Karolinska, temps de réaction aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle, pic et aire sous la courbe de la P300 et pic de la MMN). Ces résultats suggèrent que la fréquence de modulation des maxima d'amplitude des impulsions glottiques, la longueur euclidienne du signal de voyelle et ses perturbations à court-terme, le rapport harmonique sur bruit et les coefficients cepstraux à échelle Mel pourraient représenter un ensemble de paramètres acoustiques pertinents pour la détection de l'état de somnolence. Le rapport harmonique sur bruit et les coefficients cepstraux dépendent du type de voyelle, ce qui impliquerait pour leur utilisation d'opérer une catégorisation préalable aux analyses. Ce n'est pas le cas pour les paramètres de longueur du signal qui, dès lors, sont d'une mise en œuvre plus simple.

---

## ÉTUDE « VOIX ET CHARGE MENTALE »

---

### 8.1 MATÉRIEL ET MÉTHODES

#### 8.1.1 *Participants*

32 participants (17 femmes, âge compris entre 19-48 ans) de nationalité et de langue maternelle française ont été recrutés sur le site de l'Université de Toulouse II - Jean Jaurès et ont participé de manière volontaire à l'expérimentation. Tous les participants ont rapporté ne pas souffrir de troubles médicaux ou psychiatriques et ne pas prendre de traitements pharmacologiques. Ils ont signé une fiche de consentement éclairé et ont été informés qu'ils étaient libres de mettre fin à l'expérimentation à n'importe quel moment. Les données démographiques des participants sont disponibles dans la Table 8.1

TABLE 8.1: Caractéristiques démographiques du groupe de participants.

Variable	Moyenne	Écart Type
Âge	27.55	6.21
Éducation <sup>1</sup>	17.45	2.36

#### 8.1.2 *Procédure*

L'expérimentation s'est déroulée à la Maison de la Recherche (MDR) de l'Université de Toulouse II - Jean Jaurès. Elle était composée d'une session expérimentale d'environ 1 h durant laquelle les participants ont été invités à réaliser une tâche mentale de rappel de listes de mots. Toutes les passations se sont déroulées entre 9 h et 18 h.

---

<sup>1</sup> Un score de 12 correspond au niveau bac. La hausse d'une unité traduit l'augmentation d'une année d'étude (et inversement).



## 8.1.3 Tâche mentale

Les participants ont été invités à écouter, mémoriser et rappeler oralement des listes de mots. La difficulté de la tâche a été manipulée en faisant varier le nombre de mots dans chaque liste (i. e., entre un et sept mots, ce qui correspond à sept conditions de charge mentale). Ce choix a été fait sur la base de travaux antérieurs qui postulent que la mémoire de travail a une capacité de  $7 \pm 2$  items (G. A. Miller, 1956). Chaque participant a écouté 69 listes de mots : 25 listes contenant un seul mot, 14 listes de deux mots, 9 listes de trois mots, 7 listes de quatre mots, 5 listes de cinq mots, 5 listes de six mots et 4 listes de sept mots. Ce choix est justifié par l'utilisation de mots monosyllabiques, dans lesquels il n'est possible d'extraire qu'une seule voyelle – chaque mot est assimilé à une voyelle. Chaque condition de charge mentale comporte donc au moins 20 voyelles. Des études antérieures ont rapporté des effets de la longueur des mots ainsi que des caractéristiques lexicales et sémantiques des mots (i. e., fréquence d'occurrence dans une langue et degré de familiarité) sur les performances mnésiques (Baddeley, Chincotta, Stafford, & Turk, 2002 ; Thorn, Gathercole, & Frankish, 2002). Afin de contrôler ces effets, 191 mots monosyllabiques avec une fréquence d'occurrence élevée ( $> 1.9$  par million) et un degré de familiarité élevé ( $> 1.2$ ) dans la langue française ont été sélectionnés (cf. Table 10.7, annexe 10.7). Ces mots provenaient de deux bases de données informatisées (« French Lexicon Project 1Syll » et « Fréq Sub & Imagerie 1916 » ; voir Desrochers & Bergeron, 2000 ; Ferrand, 2011). Les mots ont été enregistrés individuellement (i. e., un fichier son .wav par mot) par un locuteur masculin francophone/de nationalité française dans un studio d'enregistrement garantissant l'absence de réverbération et un rapport signal sur bruit élevé. Ils ont été présentés de manière aléatoire à la fois à l'intérieur des listes, et à la fois entre les listes de mots de longueur variable. Les mots n'ont pas été utilisés plusieurs fois dans les listes pour un même participant afin de pallier toute éventualité de mémorisation entre les listes.

La Figure 8.1 présente la tâche de mémoire utilisée. Les participants ont été invités à fixer une croix blanche se trouvant au centre d'un écran d'ordinateur placé à 50 cm de leurs yeux. Les listes de mots diffusées simultanément par deux haut-parleurs de part et d'autre de l'écran étaient parfaitement intelligibles, c'est-à-dire avec un niveau sonore confortable, constant

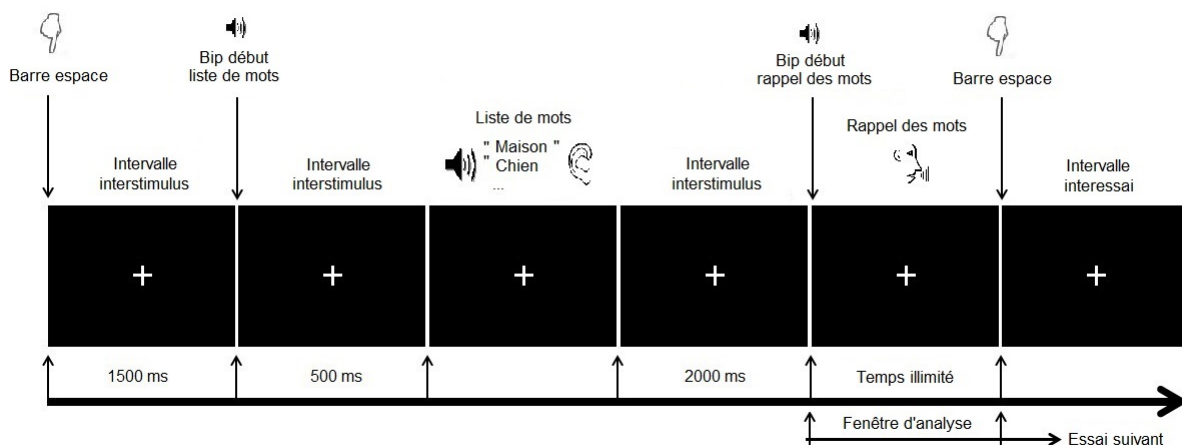


FIGURE 8.1: Illustration schématique de la tâche de mémoire avec rappel de listes de mots.



tout au long de la tâche et sans présence de bruit de fond gênant dans le local d'écoute (très faible réverbération et rapport signal sur bruit élevé). Chaque liste de mots débutait par une pression sur la barre espace du clavier de l'ordinateur. 1500 ms plus tard, un bip indiquait aux participants que la liste de mots allait commencer. La liste de mots apparaissait 500 ms après le bip. Un autre bip apparaissait 2000 ms après la fin de la présentation orale de la liste de mots et indiquait aux participants qu'ils devaient rappeler le plus de mots possible, sans porter attention à l'ordre de rappel. Le temps de rappel était illimité et les participants indiquaient qu'ils avaient terminé le rappel en pressant sur la barre espace. Les 69 listes de mots ont été divisées de manière aléatoire dans quatre blocs (3 blocs de 17 listes et 1 bloc de 18 listes). Une courte pause était proposée aux participants entre chaque bloc. La tâche était précédée d'une phase de familiarisation. La performance de rappel correspondait à la proportion de mots correctement rappelés (en %) dans chaque condition de charge mentale. Les mots partiellement reconnus (e.g., « ion » du mot « lion ») ou remplacés par d'autres (e.g., « pion » à la place de « lion ») n'ont pas été considérés comme des mots correctement rappelés.

#### 8.1.4 *Enregistrement et analyse de la taille de la pupille*

La taille de la pupille a été enregistrée avec un oculomètre EyeLink® 1000 (SR Research Ltd., Mississauga, ON, Canada) disposant d'une précision spatiale supérieure à  $0.5^\circ$  et une résolution spatiale supérieure à  $0.01^\circ$ . La fréquence d'échantillonnage était de 1000 Hz. La caméra était placée à 20 cm de l'écran d'ordinateur et la distance caméra-yeux était de 60 cm. L'écran d'ordinateur avait une diagonale de 19 pouces avec un taux de rafraîchissement de 75 Hz et une résolution de 1024 x 768 pixels. Une mentonnière était utilisée afin de maintenir la distance caméra-yeux constante et éviter les mouvements de tête. Toutes les données pupillométriques (en unité arbitraire) ont été extraites avec l'algorithme centroïde utilisé par défaut par SR Research. La luminosité de la salle d'expérimentation, qui était la même pour tous les participants, a été maintenue constante durant la tâche. La taille de la pupille moyenne de toutes les fixations durant la phase de rappel de la tâche de mémoire a été calculée et retenue pour les analyses. Aucune donnée acoustique n'a été enregistrée durant l'intervalle de temps de 2 s avant la période de rappel. Par conséquent, les données pupillaires collectées durant cet intervalle de temps ont été exclues des analyses.

#### 8.1.5 *Enregistrement et analyse du signal vocal*

Durant la tâche, la voix des participants a été enregistrée avec un microphone de proximité (AKG C555L) afin de maintenir une distance constante entre les lèvres et l'enregistreur numérique (i.e., indépendamment des mouvements de tête). La position du microphone est restée la même tout au long de l'expérimentation. L'enregistreur numérique était un Fostex FR-2 avec une fréquence d'échantillonnage de 44.1 kHz et une résolution de 16-bits. Les voyelles ont été étiquetées et segmentées avec le logiciel PRAAT afin de ne garder que la partie quasi-stationnaire du signal. Un contrôle auditif a également été réalisé. L'attaque, l'extinction et la partie de transition vers les phonèmes adjacents ont été supprimées. Les monophthongues ont

été analysées durant leur période de stabilité. Un script PRAAT – disponible en annexe 10.6.2 – a été développé afin d’extraire les voyelles étiquetées (i. e., un fichier .wav par voyelle). Pour chaque participant, environ 200 voyelles de douze types ([a], [ə], [ɪ], [e], [ɛ], [œ], [o], [ɔ], [u], [y], [ã] et [ɛ̃]) ont été extraites de la tâche expérimentale. Pour chaque voyelle, 45 paramètres acoustiques articulatoires et phonatoires ont été mesurés. Les paramètres prosodiques, ceux de la forme du signal acoustique et les paramètres spectraux retenus pour l’analyse acoustique sont identiques à ceux de l’étude « Voix et Somnolence » (cf. Chapitre 7). Leur description et leur méthode de calcul sont disponibles respectivement dans les parties 7.1.8.1, 7.1.8.2 et 7.1.8.3. Les caractéristiques spectrales dépendent du type de voyelle. Dans beaucoup de langues, la voyelle [a] est l’une des voyelles les plus courantes. Le nombre de voyelles [a] segmentées était suffisant dans chaque condition (> 20) pour réaliser des analyses statistiques. Pour les autres types de voyelles, leur nombre n’était pas suffisant pour réaliser des analyses statistiques. Ceci s’explique par la nature de la tâche expérimentale qui ne contenait que des mots monosyllabiques (i. e., une voyelle extraite par mot), mais également par le fait que les participants n’ont pas eu la même performance de rappel (nombre de mots rappelés différent) et/ou n’ont pas rappelé correctement les mêmes mots. En conséquence, les analyses spectrales se sont focalisées sur la voyelle [a]. Un script PRAAT – disponible en annexe 10.6.3 – a été développé et utilisé pour l’analyse automatique des paramètres prosodiques (excepté Fmod) et spectraux (excepté ST et EBF) des voyelles segmentées. Des programmes MATLAB® ont été utilisés pour l’analyse des paramètres de la forme du signal acoustique, Fmod, ST et EBF.

#### 8.1.6 *Analyses statistiques*

Les analyses statistiques ont été conduites avec le logiciel SPSS® Version 18. Des tests de Kolmogorov-Smirnov ont montré que les variables de performance de mémoire, de la taille de la pupille et de certains paramètres acoustiques ne suivaient pas la loi normale. Pour cette raison, des tests de variance de Friedman à mesures répétées ont été réalisés sur la variable qui correspondait au nombre de mots à répéter (sept conditions) afin de comparer l’effet de sept niveaux de charge mentale sur la performance de mémoire, sur la taille de la pupille et sur les paramètres acoustiques. Lorsque les résultats des tests de Friedman indiquaient des différences significatives, des tests de rang de Wilcoxon ont été réalisés pour toutes les comparaisons intra-individuelles. Afin d’examiner les relations entre les variations de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques, les coefficients de corrélations de Pearson ont été calculés.

## 8.2 RÉSULTATS

### 8.2.1 *Performance de rappel*

Un effet principal du nombre de mots à rappeler a été observé,  $\chi^2(6) = 142.35$ ,  $p < .0001$  (cf. Figure 8.2). La proportion de mots correctement rappelés diminue lorsque le nombre de mots à rappeler augmente. Les tests post-hoc de Wilcoxon (cf. Table 8.2) ont montré que

la proportion de mots correctement rappelés était significativement différente entre toutes les conditions (excepté entre deux vs. trois et trois vs. quatre mots à rappeler). La chute du nombre de mots correctement rappelés était particulièrement importante lorsque le nombre de mots à rappeler dépassait quatre (la proportion de mots correctement rappelés chute de 35.03 % entre quatre et sept mots à rappeler, alors qu'elle n'est que de 6.19 % entre un et quatre mots).

TABLE 8.2: Résultats des tests de comparaison post-hoc de Wilcoxon (statistique z) de la performance de rappel en fonction du nombre de mots à rappeler. Les valeurs du  $p$  sont montrées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Nb. mots à rappeler			vs. 2		3		4		5		6		7	
	Moy	$\sigma$	Z (31)	$p$	Z (31)	$p$	Z (31)	$p$	Z (31)	$p$	Z (31)	$p$	Z (31)	$p$
1	98.71	1.90	-2.43	*	-2.24	*	-4.19	****	-4.55	****	-4.86	****	-4.86	****
2	95.74	5.08	-	-	-0.44	0.66	-1.97	*	-4.14	****	-4.86	****	-4.86	****
3	95.94	4.72	-	-	-	-	-1.92	0.05	-4.35	****	-4.86	****	-4.86	****
4	92.51	6.21	-	-	-	-	-	-	-3.51	****	-4.81	****	-4.86	****
5	84.13	11.10	-	-	-	-	-	-	-	-	-4.75	****	-4.86	****
6	69.78	9.39	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-4.28	****
7	57.49	13.05	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

\*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ . \*\*\*\*  $p < 0.0001$

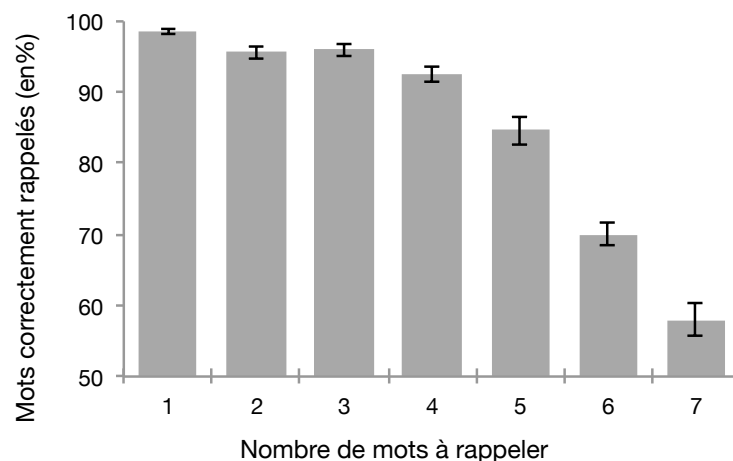


FIGURE 8.2: Performances sur la tâche de mémoire avec rappel libre : pourcentage moyen (32 participants) des mots correctement rappelés vs. le nombre de mots à rappeler. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne ( $ES(M) = \frac{\sigma}{\sqrt{N}}$ , dans laquelle  $\sigma$  désigne l'écart type et  $N$  l'effectif de l'échantillon).

8.2.2 Taille de la pupille

Comme attendu, la taille de la pupille augmentait lorsque le nombre de mots à rappeler augmentait,  $\chi^2(6) = 112.08, p < .0001$  (cf. Figure 8.3). Les tests post-hoc de Wilcoxon (cf. Table 8.3) ont montré que la taille de la pupille était significativement différente entre toutes les conditions (excepté entre deux vs. trois, cinq vs. six, et six vs. sept mots à rappeler). La taille de la pupille a augmenté de 6.26 % ( $\sigma = 5.44$ ) entre un et sept mots à rappeler.

TABLE 8.3: Résultats des tests de comparaison post-hoc de Wilcoxon (statistique z) de la taille de la pupille en fonction du nombre de mots à rappeler. Les valeurs du  $p$  sont montrées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Nb. mots à rappeler			vs. 2		3		4		5		6		7	
	Moy	$\sigma$	Z (31)	p	Z (31)	p	Z (31)	p	Z (31)	p	Z (31)	p	Z (31)	p
1	7921.22	1247.4	-2.09	*	-4.04	****	-4.19	****	-4.64	****	-4.82	****	-4.58	****
2	7973.05	1247.95	-	-	-1.74	0.08	-4.06	****	-4.36	****	-4.43	****	-4.34	****
3	8036.32	1279.56	-	-	-	-	-3.03	**	-4.39	****	-4.58	****	-4.53	****
4	8168.61	1193.65	-	-	-	-	-	-	-3.22	***	-3.31	***	-3.70	****
5	8289.09	1262.49	-	-	-	-	-	-	-	-	-1.35	0.18	-2.37	*
6	8363.13	1289.74	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0.99	0.32
7	8403.11	1259.64	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

\*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ . \*\*\*\*  $p < 0.0001$

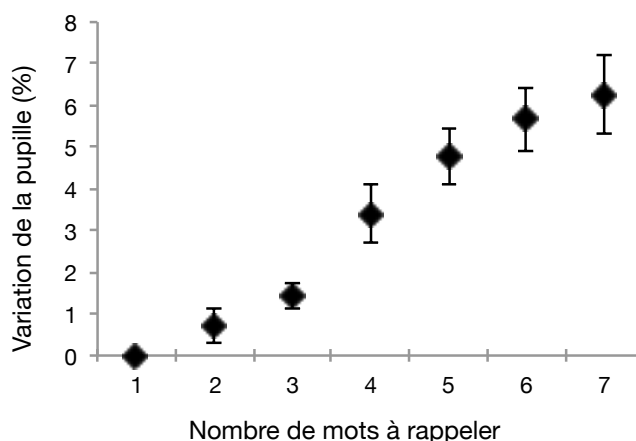


FIGURE 8.3: Variation moyenne (32 participants) de la taille de la pupille (%) en fonction du nombre de mots à rappeler. Les barres d’erreur représentent l’erreur standard de la moyenne. Afin de souligner les variations de la taille de la pupille en fonction du nombre de mots à rappeler, une mesure de référence a été établie pour chaque participant en calculant la taille de la pupille moyenne dans la condition de la tâche la plus simple (1 mot à rappeler). Toutes les mesures pupillaires de chaque participant sont ensuite exprimées en pourcentage de variation par rapport à cette référence. Les barres d’erreur représentent l’erreur standard de la moyenne ( $ES(M) = \frac{\sigma}{\sqrt{N}}$ , dans laquelle  $\sigma$  désigne l’écart type et N l’effectif de l’échantillon).

### 8.2.3 Paramètres acoustiques

Les résultats des tests de Friedman pour les paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique sont visibles dans la Table 8.4 et pour les paramètres spectraux dans la Table 8.5. Les tests de Wilcoxon effectués pour les paramètres acoustiques significatifs sont présentés dans la Table 8.6. Les figures correspondantes sont visibles sur la Figure 8.4 (seulement pour les paramètres significatifs,  $p < .05$ ).

#### 8.2.3.1 Caractéristiques prosodiques

Les résultats ont montré que la fréquence fondamentale ( $F_0$ ) et son écart type ( $SD_{F_0}$ ) ont augmenté significativement avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler. Les tests post-hoc de Wilcoxon ont montré que les valeurs de  $F_0$  et  $SD_{F_0}$  étaient plus élevées dans les conditions avec cinq, six ou sept mots à rappeler par rapport aux quatre autres conditions (i. e., un, deux, trois et quatre mots à rappeler). Lorsqu'il y avait plus de quatre mots à rappeler,  $SD_{F_0}$  augmentait significativement seulement entre cinq et sept mots à rappeler.  $F_0$  et  $SD_{F_0}$  ont augmenté respectivement de 4.16 % ( $\sigma = 6.63$ ) et 47.95 % ( $\sigma = 65.34$ ) entre un et sept mots à rappeler.

Le Shimmer 1 et Fmod ont diminué lorsque le nombre de mots à rappeler augmentait (cf. Figure 8.4, axe des ordonnées y renversé). Les tests post-hoc de Wilcoxon ont révélé l'existence de deux paliers de variation dans la diminution du Shimmer 1, avec une première diminution significative lorsqu'il y avait plus d'un mot à rappeler, et une deuxième diminution lorsqu'il y avait plus de cinq mots à rappeler. Fmod a diminué significativement lorsqu'il y avait plus de trois mots à rappeler. Le Shimmer 1 a varié de 22.66 % ( $\sigma = 28.58$ ), mais 15.85 % de cette variation ont été observés entre un et deux mots à rappeler (cf. Figure 8.4). Fmod a varié de 15.98 % ( $\sigma = 22.54$ ). Les autres shimmers (Shimmer 2, APQ3, APQ5, APQ11 et DDA) ont également diminué significativement avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler. Cependant, les tests post-hoc de Wilcoxon ont montré que cette diminution était seulement significative entre un vs. deux mots à rappeler. Il n'y avait pas d'effet du nombre de mots à rappeler sur les jitters.

#### 8.2.3.2 Caractéristiques de la forme du signal acoustique

$N$  a augmenté avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler. Les tests post-hoc Wilcoxon ont montré que le nombre de périodes augmentait significativement entre chaque condition de mots à rappeler (excepté comme pour la taille de la pupille entre deux vs. trois, cinq vs. six et six vs. sept mots à rappeler).  $N$  a augmenté de 52.53 % ( $\sigma = 28.00$ ) entre un et sept mots à rappeler.  $\overline{DAL_{T_0}}$  a diminué significativement lorsque le nombre de mots à rappeler a augmenté, mais cette diminution était seulement significative entre un et deux mots à rappeler. Aucun changement significatif de  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  n'a été observé alors que le  $jitt(\overline{DAL_{T_0}})$  et le  $jitt(\overline{DAL_{T_0}/T_0})$  ont diminué significativement entre un et deux mots à rappeler. Ces deux paramètres ont aussi diminué lorsque le nombre de mots à rappeler a continué d'augmenter, bien que les différences entre toutes les conditions n'étaient pas significatives. La diminution

TABLE 8.4: Résultats des tests de Friedman pour les paramètres acoustiques prosodiques et de la forme du signal acoustique. Les valeurs de  $p$  sont montrées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Caractéristiques prosodiques	1		2		3		4		5		6		7		$\chi^2$ (32,6)	$p$
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$		
Fo	160.19	39.32	162.71	42.22	162.67	41.75	162.70	42.31	165.48	43.40	165.64	43.71	167.54	45.20	29.34	****
SD <sub>Fo</sub>	3.28	1.86	3.42	1.84	3.46	1.71	3.64	2.04	4.13	2.49	4.19	2.24	4.53	2.57	24.34	****
Jitter 1	1.05E-02	4.78E-03	9.54E-03	3.05E-03	9.03E-03	2.36E-03	9.07E-03	3.12E-03	1.02E-02	5.85E-03	8.93E-03	2.87E-03	9.18E-03	4.46E-03	8.47	0.21
Jitter 2	7.37E-05	4.21E-05	6.71E-05	3.44E-05	6.23E-05	2.67E-05	6.39E-05	3.15E-05	7.12E-05	5.37E-05	6.27E-05	3.10E-05	6.29E-05	4.35E-05	7.80	0.25
RAP	3.72E-03	2.64E-03	3.32E-03	1.44E-03	3.06E-03	1.02E-03	3.15E-03	1.26E-03	3.96E-03	3.90E-03	3.21E-03	1.34E-03	3.52E-03	2.60E-03	5.73	0.45
PPQ5	4.15E-03	1.84E-03	3.84E-03	1.58E-03	3.66E-03	1.21E-03	3.42E-03	1.33E-03	4.16E-03	2.81E-03	3.39E-03	9.86E-04	3.66E-03	2.31E-03	16.30	*
DDP	1.12E-02	7.88E-03	9.96E-03	4.25E-03	9.24E-03	3.02E-03	9.47E-03	3.77E-03	1.20E-02	1.16E-02	9.67E-03	3.94E-03	1.06E-02	7.76E-03	5.16	0.52
Shimmer 1	4.55E-02	1.37E-02	3.77E-02	1.12E-02	3.67E-02	9.55E-03	3.57E-02	9.39E-03	3.94E-02	1.96E-02	3.40E-02	9.45E-03	3.40E-02	1.18E-02	63.95	****
Shimmer 2	4.17E-01	1.29E-01	3.40E-01	1.01E-01	3.33E-01	8.86E-02	3.25E-01	8.63E-02	3.57E-01	1.78E-01	3.08E-01	8.68E-02	3.08E-01	1.06E-01	59.20	****
APQ3	1.32E-02	6.75E-03	1.09E-02	3.92E-03	1.08E-02	2.94E-03	1.04E-02	3.61E-03	1.29E-02	1.23E-02	1.06E-02	3.59E-03	1.15E-02	5.13E-03	16.37	*
APQ5	1.68E-02	5.85E-03	1.38E-02	3.93E-03	1.45E-02	4.78E-03	1.37E-02	5.37E-03	1.45E-02	6.63E-03	1.35E-02	3.85E-03	1.39E-02	4.77E-03	26.42	****
APQ11	2.91E-02	1.52E-02	2.51E-02	1.69E-02	2.56E-02	1.74E-02	2.77E-02	2.77E-02	2.40E-02	1.40E-02	2.38E-02	1.45E-02	2.27E-02	9.60E-03	17.23	**
DDA	3.95E-02	2.03E-02	3.27E-02	1.18E-02	3.23E-02	8.75E-03	3.12E-02	1.09E-02	3.88E-02	3.70E-02	3.18E-02	1.08E-02	3.45E-02	1.54E-02	16.69	*
Fmod	12.30	4.21	12.00	3.38	11.54	3.43	10.71	3.72	10.90	3.32	9.60	2.99	9.96	3.22	29.76	****
<b>Caractéristiques forme du signal acoustique</b>																
N	11.49	5.11	12.53	4.82	13.18	5.67	14.62	6.73	15.47	6.86	16.76	7.36	17.75	8.93	109.81	****
$\overline{DAL_{T_0}}$	1.48	0.47	1.41	0.45	1.37	0.43	1.33	0.42	1.33	0.39	1.35	0.43	1.35	0.45	19.46	**
jitt( $\overline{DAL_{T_0}}$ )	0.11	0.05	0.09	0.04	0.08	0.04	0.08	0.04	0.08	0.04	0.07	0.04	0.07	0.03	65.22	****
$\overline{DAL_{T_0}/T_0}$	5.22	1.99	5.08	2.07	4.99	2.03	4.84	1.83	4.90	1.88	5.01	1.94	4.97	2.06	10.80	0.09
jitt( $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$ )	0.37	0.12	0.31	0.11	0.30	0.11	0.29	0.11	0.28	0.10	0.27	0.12	0.26	0.12	67.29	****

\*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ . \*\*\*\*  $p < 0.0001$

TABLE 8.5: Résultats des tests de Friedman pour les paramètres acoustiques spectraux (voyelle [a]). Les valeurs du  $p$  sont montrées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

	1		2		3		4		5		6		7		$\chi^2$ (32.6)	$p$
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$		
<b>Caractéristiques spectrales (voyelle /a/)</b>																
HNR	21.09	3.04	21.07	3.42	21.33	3.42	22.46	2.74	21.93	3.24	22.62	3.36	22.16	2.90	23.45	***
SD <sub>HNR</sub>	3.06	0.75	2.95	0.62	2.93	0.62	2.92	0.77	2.94	0.72	2.93	0.64	3.11	0.81	3.82	0.70
Formant 1	486.34	128.02	514.61	97.00	503.43	117.40	514.47	118.86	492.49	111.41	495.65	110.94	513.72	110.16	2.34	0.89
Formant 2	1082.01	182.04	1109.35	151.78	1098.35	168.10	1071.74	162.82	1056.35	138.87	1059.25	167.63	1083.90	156.67	11.73	0.07
Formant 3	1931.98	371.41	1981.53	295.32	2003.56	351.95	1968.57	361.72	1929.38	329.09	1945.63	358.28	1964.50	352.05	5.59	0.47
Formant 4	2981.42	306.10	3011.36	263.78	3031.87	347.83	3049.71	310.82	3007.36	289.32	3020.02	305.19	3018.63	272.68	9.00	0.17
SCG	331.61	81.86	332.90	84.51	337.62	78.95	338.95	85.15	342.01	86.29	343.73	79.00	347.42	86.19	10.49	0.11
SKE	3.57	2.14	3.44	1.71	3.38	2.02	3.22	1.75	3.35	1.98	3.20	1.67	3.00	1.68	9.52	0.15
KUR	37.07	44.59	34.35	36.87	36.58	50.94	31.20	34.19	34.09	41.55	29.16	29.38	26.17	31.58	9.20	0.16
MFCC 1	43.32	15.40	41.16	13.22	40.93	12.66	41.77	14.89	42.43	13.38	40.17	13.11	43.54	14.00	4.47	0.61
MFCC 2	-110.05	10.00	-109.68	9.23	-110.29	9.70	-110.13	9.53	-111.15	11.00	-109.84	9.30	-111.96	9.30	8.18	0.23
MFCC 3	-81.21	6.20	-80.09	5.90	-81.81	6.44	-81.76	6.86	-81.00	6.68	-81.90	6.69	-81.26	6.29	10.47	0.11
MFCC 4	-75.50	5.34	-75.23	5.16	-73.88	5.26	-73.02	5.11	-73.48	6.37	-73.99	5.55	-73.92	5.21	17.37	**
MFCC 5	-67.15	4.18	-66.10	4.54	-66.10	4.07	-67.29	4.53	-66.92	4.05	-67.34	4.82	-66.49	4.89	12.88	*
MFCC 6	-65.69	3.68	-64.82	3.39	-65.16	3.22	-64.93	3.68	-64.90	3.88	-65.67	3.18	-65.34	3.60	6.05	0.42
MFCC 7	-55.96	2.94	-55.41	2.60	-55.44	2.57	-55.13	3.08	-54.94	2.65	-55.29	3.02	-55.12	3.61	6.48	0.37
MFCC 8	-48.56	2.69	-48.13	2.51	-47.90	2.44	-48.70	2.86	-48.45	2.34	-48.77	2.50	-48.32	2.62	10.19	0.12
MFCC 9	-41.34	1.39	-40.93	1.35	-41.25	1.54	-40.88	1.41	-40.85	1.36	-41.25	1.41	-41.11	1.50	6.07	0.42
MFCC 10	-37.82	1.61	-37.80	1.47	-37.94	1.42	-37.82	1.46	-37.88	1.52	-37.93	1.55	-38.02	1.55	3.13	0.79
MFCC 11	-29.46	0.73	-29.09	0.76	-29.10	0.76	-29.11	0.95	-29.26	0.74	-29.27	0.78	-29.09	0.76	13.05	*
MFCC 12	-17.35	0.51	-17.34	0.51	-17.18	0.55	-17.10	0.85	-17.08	0.68	-17.22	0.47	-17.30	0.65	11.17	0.08
ED1	-12.31	5.46	-13.18	5.14	-13.02	5.69	-12.45	4.75	-11.95	4.97	-11.98	5.07	-12.58	5.32	12.22	0.06
ED2	-23.78	5.68	-24.16	5.00	-24.72	5.41	-24.87	5.92	-23.80	5.58	-23.90	5.42	-24.62	5.66	8.93	0.18
ED3	-32.20	3.33	-32.51	3.59	-32.59	3.33	-33.00	3.73	-32.60	3.38	-32.29	3.27	-33.06	3.76	6.01	0.42
EBF	643.25	185.92	635.19	159.45	637.13	150.87	649.62	172.41	640.79	163.75	641.75	150.07	644.71	159.80	1.87	0.93
ST	-5.88E-03	1.10E-03	-5.85E-03	1.00E-03	-5.79E-03	1.03E-03	-5.85E-03	9.67E-04	-5.90E-03	9.52E-04	-5.88E-03	9.89E-04	-5.99E-03	8.54E-04	5.00	0.54

\*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ . \*\*\*\*  $p < 0.0001$

TABLE 8.6: Résultats des tests de comparaison post-hoc de Wilcoxon (statistique z) des paramètres acoustiques significatifs en fonction du nombre de mots à rappeler. Les valeurs de p sont montrées.

	1 Vs			2 Vs			3 Vs			4 Vs			5 Vs		6 Vs						
	2	3	4	5	6	7	3	4	5	6	7	4	5	6	7						
<b>Caractéristiques prosodiques</b>																					
F <sub>0</sub>	-1.93	-1.91	-1.85	-3.44****	-2.52*	-3.35****	-0.17	-0.62	-2.62**	-2.09*	-3.14**	-0.47	-2.23*	-1.66	-2.75**	-3.12**	-2.49*	-3.61****	-0.04	-0.99	-1.35
SD <sub>F<sub>0</sub></sub>	-0.69	-0.79	-1.18	-3.05**	-2.47*	-3.65****	-0.60	-1.22	-3.22****	-2.67**	-3.20****	-0.22	-2.77**	-3.09**	3.70****	-2.15*	-2.15*	-3.22****	-0.28	-2.02*	-1.12
Shimmer <sub>1</sub>	-4.69****	-4.06****	-4.60****	-3.37****	-4.84****	-4.11****	-0.82	-1.37	-0.50	-2.75**	-2.92**	-0.90	-0.22	-1.94*	-2.69**	-1.12	-1.23	-1.87	-2.77**	-2.97**	-0.92
F <sub>mod</sub>	-0.33	0.96	-2.72**	-2.39*	-3.29***	-3.49****	-0.69	-2.94**	-2.47*	-3.41****	-3.37****	-2.59*	-1.55	-2.63**	2.94**	-1.20	-1.08	-1.04	-1.67	-1.86	-0.39
<b>Caractéristiques forme du signal acoustique</b>																					
N	-3.33****	-3.03**	-4.69****	-4.58****	-4.72****	-4.90****	-1.65	-3.87****	-4.56****	-4.77****	-4.86****	-2.97**	-4.19****	-4.79****	-4.77****	-2.71**	-3.76****	-4.34****	-1.92	-2.97**	-1.65
jitt(DAL-T <sub>0</sub> )	-3.10**	-4.00****	-4.32****	-4.30****	-4.84****	-4.66****	-1.83	-2.19*	-2.23*	-3.89****	-3.50****	-0.36	-0.82	-2.64**	-2.24*	-0.58	-2.73**	-2.17*	-1.76	-2.52*	-0.21
jitt(DAL-T <sub>0</sub> /T <sub>0</sub> )	-3.78****	-3.96****	-4.41****	-4.43****	-4.94****	-4.45****	-1.20	-1.85	-1.78	-3.07****	-3.33****	-0.93	-1.03	-2.58**	-2.41*	-0.22	-1.57	-1.80	-1.10	-1.89	-0.41
<b>Caractéristiques spectrales (voyelle [a])</b>																					
HNR	-0.39	-0.84	-2.86**	-1.70	-3.20****	-2.54*	-0.28	-2.71**	-1.61	-2.88**	-1.91	-1.98*	-1.38	-2.77**	-1.91	-1.38	-0.30	-0.73	-2.15*	-0.93	-1.38

\* p < 0.05, \*\* p < 0.01, \*\*\* p < 0.001, \*\*\*\* p < 0.0001.



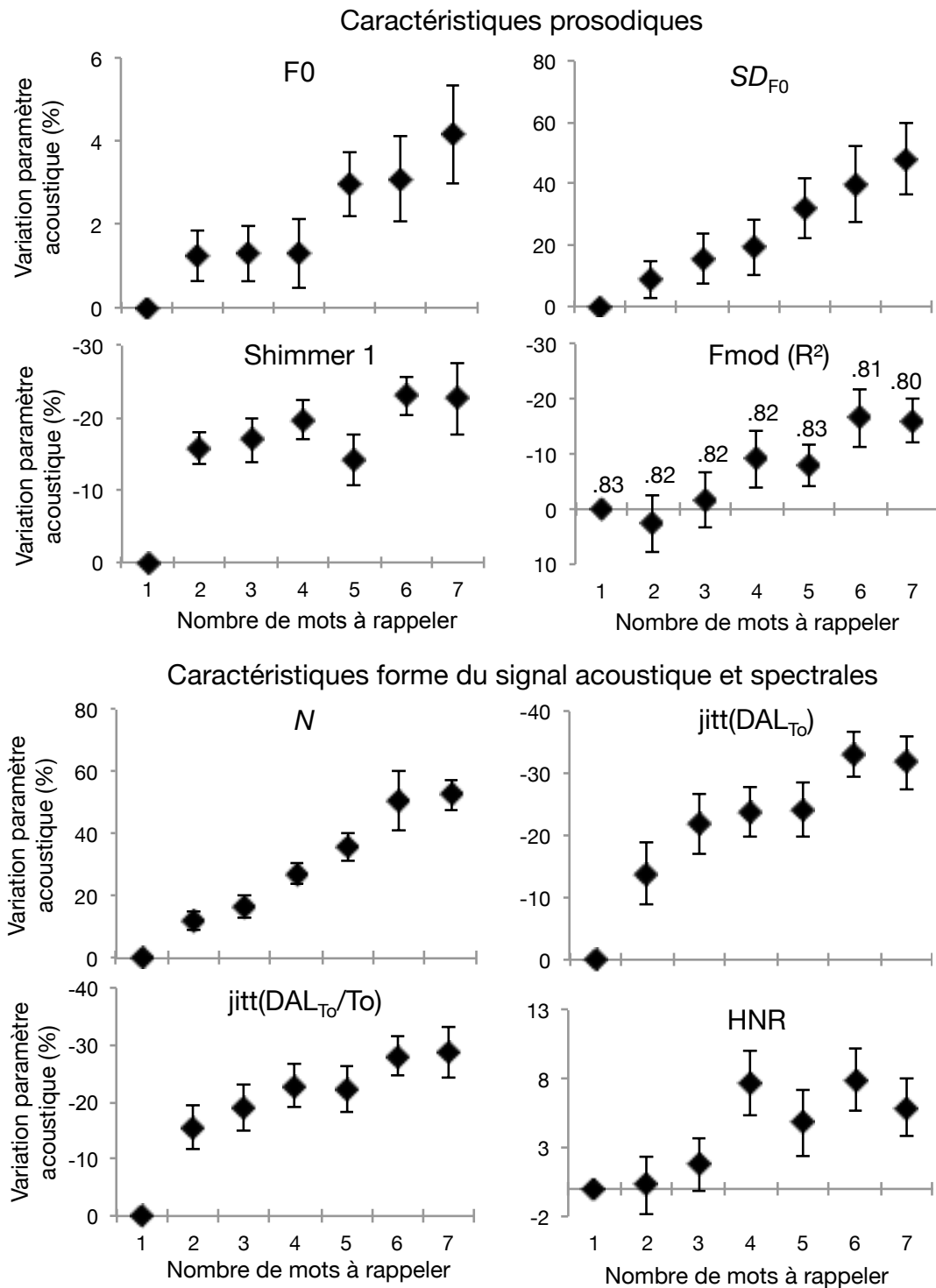


FIGURE 8.4: Variation moyenne (%) des paramètres acoustiques significatifs en fonction du nombre de mots à rappeler (32 participants). Afin de souligner les variations des paramètres acoustiques en fonction du nombre de mots à rappeler, une mesure de référence a été établie pour chaque participant en calculant la moyenne de chaque paramètre acoustique dans la condition de la tâche la plus simple (1 mot à rappeler). Les mesures acoustiques de chaque participant pour les autres conditions sont ensuite exprimées en pourcentage de variation par rapport à cette référence. Pour faciliter la lecture, l'axe-y des ordonnées est inversé pour le Shimmer 1, Fmod, le  $jitt(DAL_{T_0})$  et le  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ . Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne ( $ES(M) = \frac{\sigma}{\sqrt{N}}$ , dans laquelle  $\sigma$  désigne l'écart type et N l'effectif de l'échantillon).

du  $\text{jitt}(\text{DAL}_{T_0})$  était de 31.74 % ( $\sigma = 21.11$ ) et celle du  $\text{jitt}(\text{DAL}_{T_0}/T_0)$  de 28.78 % ( $\sigma = 20.62$ ) entre les conditions un et sept mots à rappeler.

### 8.2.3.3 *Caractéristiques spectrales*

Seul le HNR a augmenté avec le nombre de mots à rappeler. Les tests post-hoc de Wilcoxon ont montré que le HNR a augmenté lorsque qu'il y avait plus de trois mots à rappeler. Cependant, ces résultats doivent être nuancés car le HNR n'était pas significativement différent entre un vs. trois et cinq vs. sept mots à rappeler. Le HNR a varié de 5.93 % ( $\sigma = 11.75$ ) entre un et sept mots à rappeler. Tous les autres paramètres spectraux étaient relativement peu affectés par l'augmentation du nombre de mots à rappeler. Seulement trois des douze coefficients cepstraux (MFCC<sub>4</sub>, MFCC<sub>5</sub> et MFCC<sub>11</sub>) ont diminué significativement avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler. Cependant, ces trois paramètres ont montré des variations erratiques (évolution non constante) avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler.

### 8.2.4 *Relations entre la taille de la pupille et les paramètres acoustiques*

La taille de la pupille et les paramètres acoustiques ont été standardisés pour chaque participant en scores Z ( $Z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}$ , dans laquelle  $x_i$  désigne la valeur du participant observée pour  $i$  mots à rappeler,  $\bar{x}$  la valeur moyenne du participant et  $\sigma$  la valeur de l'écart type du participant ; sans dimension). L'utilisation du score Z permet de s'affranchir de la variabilité naturelle inter-individuelle des niveaux de base de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques, liée respectivement à la morphologie de l'œil et aux dimensions des organes/structures impliqués dans la production de la voix (e. g., épaisseur des cordes vocales, taille des résonateurs, etc.). Un autre avantage du score Z est son indépendance de l'unité de mesure. Il permet d'évaluer les relations entre la taille de la pupille et les paramètres acoustiques qui ne s'expriment pas sur la même échelle de mesures.

Les relations entre la taille de la pupille standardisée (scores Z) et les paramètres acoustiques standardisés (scores Z) identifiés comme variant avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler ont été explorées au moyen de corrélations de Pearson. Les résultats des corrélations sont présentés dans la Table 8.7 et les nuages de points dans la Figure 8.5. La taille de la pupille était corrélée positivement à la  $F_0$ , à  $SD_{F_0}$ , à  $N$  et au paramètre HNR et négativement au Shimmer<sub>1</sub>, à la Fmod, au  $\text{jitt}(\text{DAL}_{T_0})$  et au  $\text{jitt}(\text{DAL}_{T_0}/T_0)$ .

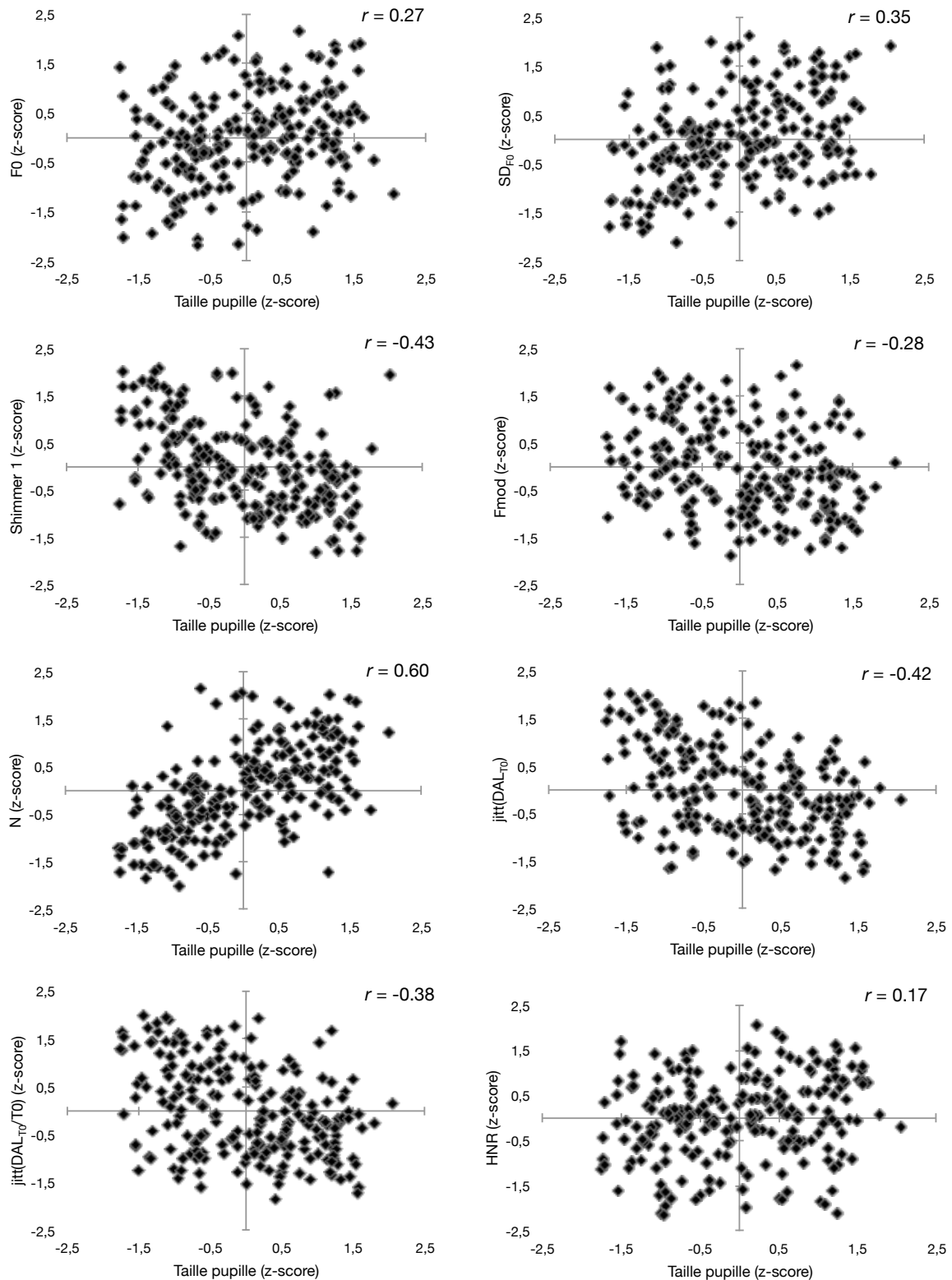


FIGURE 8.5: Nuages de points pour chaque paramètre acoustique significatif et la taille de la pupille, avec la valeur du coefficient de corrélation associée ( $r$ ). Les données pupillaires et les données acoustiques sont exprimées en scores Z ( $Z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}$ , dans laquelle  $x_i$  désigne la valeur du participant observée pour  $i$  mots à rappeler,  $\bar{x}$  la valeur moyenne du participant et  $\sigma$  la valeur de l'écart type du participant ; sans dimension).

TABLE 8.7: Coefficients de corrélations de Pearson ( $r$ ) et valeur du  $p$  entre la taille de la pupille standardisée (scores Z) et les paramètres acoustiques significatifs standardisés (scores Z) pour 32 participants.

	Taille de la pupille	
	$r$	$p$
<b>Caractéristiques prosodiques</b>		
F <sub>0</sub>	0.27	****
SD <sub>F<sub>0</sub></sub>	0.35	****
Shimmer 1	-0.43	****
F <sub>mod</sub>	-0.28	****
<b>Caractéristiques forme du signal acoustique</b>		
$N$	0.60	****
jitt(DAL <sub>T<sub>0</sub></sub> )	-0.42	****
jitt(DAL <sub>T<sub>0</sub></sub> /T <sub>0</sub> )	-0.38	****
<b>Caractéristiques spectrales (voyelle [a])</b>		
HNR	0.17	*

\*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ . \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

### 8.3 DISCUSSION

#### 8.3.1 Performance de rappel et taille de la pupille

Les résultats comportementaux indiquent que les performances de rappel libre se sont le plus détériorées lorsque le participant devait rappeler plus de quatre mots. Ces résultats confirment l'existence d'une « limite de la composante centrale de la mémoire de travail, étant de manière typique comprise entre 3 et 5 unités » (Cowan, 2000, 2010). En ce qui concerne la pupillométrie, la taille de la pupille a augmenté avec le nombre de mots à rappeler. Ces résultats similaires à ceux de Kahneman and Beatty (1966) et Piquado et al. (2010) confirment l'étroite relation entre la taille de la pupille et les exigences mentale de la tâche à réaliser. Le diamètre pupillaire apparaît comme un indicateur pertinent pour la détection du niveau de charge mentale. Il est néanmoins très sensible aux changements d'intensité lumineuse et semble donc peu adapté à des environnements dans lesquels le niveau de luminosité varie continuellement (i. e., dans un cockpit d'avion).

### 8.3.2 Paramètres acoustiques

#### 8.3.2.1 Caractéristiques prosodiques

F<sub>0</sub> et SD<sub>F<sub>0</sub></sub> ont augmenté significativement lorsque les participants devaient rappeler plus de quatre mots (i. e., lorsque les performances mnésiques déclinaient fortement). Si on s'intéresse à F<sub>0</sub>, les résultats sont en accord avec les études qui ont traité des perturbations acoustiques de la voix durant une tâche cognitive (Lively et al., 1993; Mendoza & Carballo, 1998; Rothkrantz et al., 2004; Scherer & Grandjean, 2002). Les modifications de F<sub>0</sub> peuvent être reliées à une augmentation de la tension des muscles crico-thyroïdiens (cf. Figure 10.4) avec l'augmentation de la charge mentale, comme l'ont suggéré certains auteurs (e. g., Giddens, Barron, Byrd-Craven, Clark, & Winter, 2013). SD<sub>F<sub>0</sub></sub> représente la dispersion de F<sub>0</sub> autour de la moyenne pour chaque phonème segmenté. Les résultats montrent que la distribution de F<sub>0</sub> devenait plus large avec l'augmentation de la charge mentale. Aucun autre paramètre de dispersion (jitters, RAP, PPQ<sub>5</sub>, et DDP) n'a été modifié. En résumé, une augmentation de la charge mentale a induit une augmentation de la hauteur de la voix, accompagnée d'une plus grande dispersion de F<sub>0</sub> autour de la moyenne. Par conséquent, F<sub>0</sub> et SD<sub>F<sub>0</sub></sub> pourraient être deux paramètres acoustiques pertinents pour la détection du niveau de charge mentale.

L'amplitude des impulsions glottiques a été affectée par la charge mentale. Le Shimmer<sub>1</sub> exprimait la variation successive de l'amplitude des impulsions glottiques et F<sub>mod</sub> celle de leur modulation d'amplitude. En accord avec les observations de Mendoza and Carballo (1998), les résultats montrent une diminution du Shimmer<sub>1</sub> avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler. L'augmentation de la charge mentale conduirait donc à une diminution de la fluctuation à court-terme des maxima des impulsions glottiques. Cette diminution de l'instabilité de l'amplitude des impulsions glottiques pourrait s'expliquer par la hausse de la tension musculaire laryngée et supra-laryngée, potentiellement associée à l'augmentation de la charge mentale. En outre, F<sub>mod</sub> a diminué avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler, indiquant une diminution de la fréquence de modulation des maxima d'amplitude. Le Shimmer<sub>1</sub> et F<sub>mod</sub> apparaissent donc comme deux paramètres acoustiques – reliés aux pics d'amplitude de la voyelle – potentiellement adaptés à la détection du niveau de charge mentale.

#### 8.3.2.2 Caractéristiques de la forme du signal acoustique

*N* a été particulièrement affecté par le nombre de mots à rappeler, et semble par conséquent très sensible aux variations de la charge mentale. Il différait significativement entre toutes les conditions. Cette augmentation de *N* avec l'augmentation du nombre de mots à rappeler reflétait un allongement des voyelles, indiquant une diminution du débit de parole. Ce résultat, qui en accord avec ceux de Gorovoy et al. (2010); Bittner et al. (2013), est néanmoins à prendre avec prudence. Le sens de variation du débit de parole (i. e., augmentation ou diminution) avec la hausse de la charge mentale semble dépendre du type de prononciation qu'effectue le locuteur (i. e., discours naturel, lecture de texte, énonciation de phrases, de mots ou de voyelles) mais également de la tâche mentale utilisée. L'augmentation du *N* avec celle de la charge mentale devra être validée dans d'autres tâches expérimentales plus écologiques.

Les valeurs du  $jitt(DAL_{T_0})$  et du  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$  ont diminué avec l'augmentation de la charge mentale, signifiant que l'instabilité à court-terme des longueurs euclidiennes diminuait. Les variations des caractéristiques de la forme du signal acoustique étaient importantes (> 28 %) et suggèrent que ces paramètres peuvent être adaptés à la détection du niveau de charge mentale.

### 8.3.2.3 *Caractéristiques spectrales*

Le HNR est une mesure qui prend en compte le niveau de bruit présent dans la parole. Une augmentation du HNR a été observée, mais seulement au-dessus d'un seuil correspondant à quatre mots à rappeler. Cela signifie que la voix devient moins bruitée lorsque la charge mentale augmente, avec une moins grande présence de souffle et/ou un niveau plus élevé des composantes harmoniques. [Mendoza and Carballo \(1998\)](#) ont observé une diminution de l'index de phonation (*Soft Phonation Index* ou SPI) et une augmentation de l'index de turbulence de la voix (*Voice Turbulent Index* ou VTI) lors d'une tâche expérimentale qui consistait à réciter l'alphabet à l'envers. Ces résultats indiquaient une présence plus importante de l'énergie harmonique et moins de bruit de turbulence dans la bande de fréquence 1600-4500 Hz, pouvant refléter une augmentation du HNR. Ainsi, l'augmentation de la charge mentale pourrait conduire à une diminution des fuites d'air à travers la glotte et donc du bruit de turbulence, provoquant une augmentation des valeurs du HNR. Le HNR étant dépendant du type de voyelles, les résultats présentés portent sur la voyelle [a]. Même si des variations comparables du HNR ont été mesurées pour les autres types de voyelles avec l'augmentation de la charge mentale, leur nombre est insuffisant pour généraliser statistiquement le résultat aux voyelles autres que les [a].

### 8.3.3 *Relation entre la taille de la pupille et les paramètres acoustiques*

Les variations de la taille de la pupille étaient significativement corrélées à celles des paramètres acoustiques. La taille de la pupille était corrélée positivement à la  $F_0$ , à  $SD_{F_0}$ , à  $N$  et au paramètre HNR et négativement au Shimmer  $_1$ , à la  $F_{mod}$ , au  $jitt(DAL_{T_0})$  et au  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ . Ces corrélations indiquaient que plus le niveau de charge mentale augmentait, plus la fréquence fondamentale (i. e., hauteur de la voix) et son instabilité à court-terme augmentaient tandis que le débit de parole, le niveau de bruit dans le signal vocal, la fréquence de modulation des maxima d'amplitude ainsi que les fluctuations à court-terme (1) de l'amplitude des impulsions glottiques et (2) des longueurs euclidiennes diminuaient. Ainsi, les variations de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques pourraient être médiées par la même source physiologique (i. e., le système nerveux sympathique). La charge mentale est connue pour provoquer une augmentation de la taille de la pupille, de la pression artérielle, mais également de la fréquence cardiaque, du calibre des bronches (bronchodilatation) et de la tension musculaire; ces trois dernières manifestations sont associées à des modifications des paramètres d'ajustements des cordes vocales ([Orlikoff, 1990](#); [Orlikoff & Baken, 1989](#)).

Seul le paramètre  $N$  était fortement corrélé avec la taille de la pupille. Les corrélations entre la taille de la pupille et les autres paramètres acoustiques étaient modérées ou faibles. Ces corrélations modérées ou faibles peuvent s'expliquer par la grande variabilité des réponses

individuelles à la charge mentale sur le plan pupillaire ou du signal vocal<sup>1</sup>. Ainsi, certains participants ont montré d'importantes variations du diamètre pupillaire et/ou des caractéristiques acoustiques alors que d'autres ont été peu sensibles à l'augmentation du niveau de charge mentale sur le plan du diamètre pupillaire et/ou du signal vocal. Par ailleurs, la taille de la pupille était significativement différente entre la plupart des sept conditions de charge mentale dans la tâche mnésique et son augmentation était quasi-linéaire avec la hausse de la charge mentale. Or, les paramètres acoustiques n'ont pas varié significativement entre toutes les conditions de charge mentale et, le plus souvent, par palier(s). Dès lors, il devenait plus difficile d'aboutir à une forte corrélation entre les deux familles de mesures. Seul le paramètre  $N$  différait significativement entre la plupart des conditions de charge mentale et augmentait quasi-linéairement – ce qui pourrait expliquer sa forte corrélation avec la taille de la pupille. La capacité des paramètres acoustiques à discriminer de faibles variations de la charge mentale serait donc moins élevée que celle du diamètre pupillaire. Il est intéressant de remarquer que plusieurs paramètres acoustiques ont varié significativement au-dessus d'un seuil compris entre trois et cinq mots à rappeler. Ce seuil correspond à celui de l'importante dégradation des performances de rappel des mots dans la tâche mnésique, c'est-à-dire au seuil au-delà duquel les demandes mentales de la tâche excédaient les capacités mentales des participants. Ainsi, il se pourrait que le signal vocal soit peu sensible à la charge mentale lorsque son niveau reste acceptable (i. e., faible ou modéré) et, à l'inverse, particulièrement sensible à des niveaux élevés de charge mentale, voire très élevés (surcharge mentale).

#### 8.4 CONCLUSION

Plusieurs paramètres acoustiques prosodiques ( $F_0$ ,  $SD_{F_0}$ , Shimmer  $_1$  et Fmod), de la forme du signal acoustique ( $N$ ,  $jitt(DAL_{T_0})$  et  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ ) et spectraux (HNR) ont été sensibles à la variation du niveau de charge mentale dans la tâche mnésique de rappel de liste de mots. Les variations de ces paramètres acoustiques étaient corrélées avec celles de la taille de la pupille. Ces résultats suggèrent que la fréquence fondamentale et son écart type, le Shimmer  $_1$ , la fréquence de modulation des maxima d'amplitude, le nombre de périodes, les perturbations à court-terme de la longueur euclidienne du signal de voyelle et le rapport signal sur bruit pourraient représenter un ensemble de paramètres pertinents pour la détection du niveau de charge mentale d'un individu. Toutefois, leur capacité à discriminer de faibles variations de la charge mentale semble inférieure à celle de la taille de la pupille. Des lors, l'utilisation du signal vocal semble pertinente pour la détection des niveaux (très) élevés de charge mentale qui sont associés à la dégradation des performances.

---

<sup>1</sup> Les nuages de points de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques de chaque participant sont visibles dans la Figure 10.7, annexe 10.9





---

## DISCUSSION GÉNÉRALE, LIMITES ET PERSPECTIVES

---

### 9.1 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif principal de la thèse était d'identifier un ensemble de paramètres acoustiques pertinents pour la détection d'une part, de l'état de somnolence et d'autre part, du niveau de charge mentale d'un individu. Dans cet objectif, deux études expérimentales ont été menées :

L'étude « Voix et Somnolence » a évalué les modifications du signal vocal à la suite d'une nuit de privation totale de sommeil (PTS) et les relations entre les variations d'indicateurs subjectifs (mesures auto-évaluatives) et électrophysiologiques (ÉlectroEncéphaloGraphie [EEG] et Potentiels Évoqués [PEs]) de l'état de somnolence et les variations des paramètres acoustiques. Les résultats ont montré une variation significative à la suite de la PTS de plusieurs paramètres acoustiques liés à l'amplitude des impulsions glottiques (Fmod), à la forme du signal acoustique ( $\overline{DAL_{T_0}}$ ,  $jitt(DAL_{T_0})$ ,  $\overline{DAL_{T_0}/T_0}$  et  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ ) et au spectre du signal des voyelles (HNR, Formant 2, SKE, SCG, ED, ST et coefficients MFCC). Les caractéristiques spectrales ont montré une sensibilité différente à la PTS en fonction du type de voyelles : la plupart des paramètres spectraux ont varié significativement mais seulement pour certains types de voyelles, notamment les voyelles [a] et [i]. Plusieurs paramètres acoustiques identifiés comme sensibles à la PTS (Fmod,  $\overline{DAL_{T_0}}$ ,  $jitt(DAL_{T_0})$ ,  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ , HNR, MFCC<sub>7</sub>, MFCC<sub>9</sub>, MFCC<sub>10</sub> et MFCC<sub>11</sub>) étaient corrélés avec plusieurs indicateurs objectifs de l'état de somnolence (puissance spectrale relative  $\alpha$  lors de la phase « yeux fermés » du test de somnolence de Karolinska, temps de réaction aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle, pic et aire sous la courbe de la P<sub>300</sub> et pic de la MMN). Ces résultats suggèrent que la fréquence de modulation des maxima d'amplitude des impulsions glottiques, la longueur euclidienne du signal de voyelle et ses perturbations à court-terme, le rapport harmonique sur bruit et les coefficients MFCC pourraient représenter un ensemble de paramètres acoustiques pertinents pour la détection de l'état de somnolence.

L'étude « Voix et Charge Mentale » a analysé les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale dans une tâche mentale de rappel de listes de mots et les relations entre les variations d'un indicateur objectif du niveau de charge mentale – le diamètre pupillaire – et les variations des paramètres acoustiques. Les résultats ont montré que des paramètres acoustiques classiques ( $F_0$ ,  $SD_{F_0}$ , Shimmer<sub>1</sub>,  $N$  et HNR) et originaux (Fmod,  $jitt(DAL_{T_0})$  et  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ ) ont été sensibles aux variations du niveau de charge mentale. Les variations de ces paramètres acoustiques étaient corrélées aux variations du diamètre pupillaire. Les résultats ont permis de mettre en évidence que la fréquence

fondamentale et son écart type, le Shimmer 1, la fréquence de modulation des maxima d'amplitude, le nombre de périodes, les perturbations à court-terme de la longueur euclidienne du signal et le rapport harmonique sur bruit pourraient constituer un ensemble de paramètres acoustiques pertinents pour la détection du niveau de charge mentale d'une personne à partir de l'analyse du signal vocal. Leur capacité à discriminer de faibles variations de la charge mentale semble toutefois limitée. L'utilisation du signal vocal semble adaptée à la détection des niveaux élevés de charge mentale associés à une dégradation notable des performances.

TABLE 9.1: Variation des paramètres acoustiques identifiés comme sensibles à l'état de somnolence et/ou à l'augmentation de la charge mentale. ↑ : augmentation ; ↓ : diminution.

	Somnolence	Charge mentale
<b>Caractéristiques prosodiques</b>		
F <sub>0</sub>	–	↑
SD <sub>F<sub>0</sub></sub>	–	↑
Shimmer 1	–	↓
F <sub>mod</sub>	↓	↓
<b>Caractéristiques forme du signal acoustique</b>		
N	–	↑
$\overline{DAL_{T_0}}$	↓	–
$\overline{jitt(DAL_{T_0})}$	↓	↓
$\overline{DAL_{T_0}/T_0}$	↓	–
$\overline{jitt(DAL_{T_0}/T_0)}$	↓	↓
<b>Caractéristiques spectrales</b>		
HNR	↓	↑
MFCC	↑	–

La fréquence de modulation des maxima d'amplitude des impulsions glottiques ainsi que les perturbations à court-terme de la longueur euclidienne du signal de voyelle ont varié similairement lorsque la somnolence et le niveau de charge mentale augmentaient (cf. Figure 9.1). Ces paramètres acoustiques ne semblent donc pas capables de détecter spécifiquement l'état de somnolence ou le niveau de charge mentale d'un individu. Le rapport harmonique sur bruit a également été sensible d'une part, à l'état de somnolence et d'autre part, au niveau de charge mentale. Toutefois, son sens de variation différait en fonction du phénomène psychophysologique étudié. Par ailleurs, la fréquence fondamentale et son écart type, le Shimmer 1 et le nombre de périodes ont été sensibles à la variation du niveau de charge mentale mais pas à celle du niveau d'éveil. À l'inverse, la longueur euclidienne du signal de voyelle et les coefficients MFCC ont été sensibles à la variation du niveau d'éveil mais pas à celle de la charge mentale. Par conséquent, la fréquence fondamentale et son écart type, le Shimmer 1, le nombre de périodes, la longueur euclidienne du signal de voyelle, le rapport harmonique

sur bruit et les coefficients MFCC pourraient permettre de détecter spécifiquement l'état de somnolence ou le niveau de charge mentale d'une personne. Au final, l'analyse d'un seul paramètre apparaît clairement insuffisante pour détecter soit l'état de somnolence, soit le niveau de charge mentale ; la combinaison de plusieurs paramètres semble dès lors plus adaptée.

Les travaux de la thèse ont donné lieu à la création de deux bases de données pouvant être mises à disposition de la communauté scientifique. La première est composée de 8667 voyelles (12 types de voyelles : [a], [ə], [ɪ], [e], [ɛ], [œ], [o], [ɔ], [u], [y], [ã] et [ẽ]) extraites des enregistrements audio de 22 individus (12 femmes) lors de deux sessions expérimentales : une avant et une après une nuit de privation totale de sommeil (environ 200 voyelles par individu pour chaque session). Les segments de voyelles sont associés à des données subjectives et physiologiques (EEG et PEs) de l'état de somnolence des locuteurs. La deuxième base de données est composée de 5644 voyelles (12 types de voyelles : [a], [ə], [ɪ], [e], [ɛ], [œ], [o], [ɔ], [u], [y], [ã] et [ẽ]) extraites des enregistrements audio de 32 individus (17 femmes) dans sept conditions de charge mentale (environ 25 voyelles par individu pour chaque condition de charge mentale). Chaque voyelle est associée à une valeur du diamètre pupillaire. Nous avons également développé plusieurs scripts PRAAT (1) pour l'extraction des segments de voyelles identifiées dans les enregistrements audio et (2) pour l'analyse des paramètres prosodiques (excepté la fréquence de modulation d'amplitude) et spectraux (excepté la pente spectrale et la fréquence d'équilibre énergétique). Ces scripts – disponibles en annexe 10.6 – sont réutilisables pour de futures expérimentations.

Les applications potentielles de l'utilisation de la voix pour la détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale sont nombreuses, notamment dans le domaine de la sécurité des transports. À l'inverse des mesures subjectives et de performances réalisées durant l'activité, la voix peut être enregistrée en continu et n'interfère pas avec la tâche principale. Contrairement à la plupart des mesures physiologiques (e. g., oculométriques, électroencéphalographiques, etc.), le signal vocal peut être facilement enregistré dans de nombreuses situations de la vie quotidienne en utilisant un équipement qui est relativement peu coûteux et facile à mettre en place. Toutefois, l'utilisation du signal vocal pour la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale présente certaines limites.

## 9.2 LIMITES DE L'UTILISATION DU SIGNAL VOCAL POUR LA DÉTECTION DE L'ÉTAT DE SOMNOLENCE ET DU NIVEAU DE CHARGE MENTALE

### 9.2.1 *Sensibilité*

Bien que le signal vocal variait en fonction du niveau d'éveil ou de charge mentale du locuteur, l'amplitude des variations acoustiques était systématiquement inférieure à la dispersion naturelle intra-locuteur mesurée en condition de référence<sup>1</sup> (état de repos du point de vue des

<sup>1</sup> Les coefficients de variations (CoV) des paramètres acoustiques dans les conditions de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition C1 : « 1 mot à rappeler ») ont été calculés afin d'estimer la dispersion intra-locuteur. Les CoV des paramètres acoustiques prosodiques et de la forme du signal acoustique sont présentés dans le Table 10.17 (annexe 10.10) et ceux des paramètres acoustiques spectraux dans la Table 10.18 (annexe 10.10).

phénomènes étudiés). Autrement dit, l'amplitude de la dispersion naturelle des caractéristiques acoustiques entre les voyelles prononcées en condition de référence pour un même locuteur était plus élevée que l'amplitude des variations observées lors de la variation du niveau d'éveil ou de charge mentale. Par conséquent, l'analyse du signal vocal doit être conduite sur un nombre important de segments vocaux (i. e., voyelles) afin de faire émerger les corrélats acoustiques de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale. Cette considération limite l'utilisation de la voix à une détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale d'un individu en temps « quasi » réel.

### 9.2.2 *Sélectivité*

Le signal vocal n'est pas exclusivement sensible à la variation du niveau d'éveil ou de charge mentale. Il réagit à d'autres phénomènes psychophysiologiques comme les émotions, mais également aux conditions environnementales, notamment au niveau sonore du bruit environnant. Le locuteur élève sa voix lorsqu'il est immergé dans du bruit intense pour améliorer son intelligibilité. Ce phénomène d'adaptation vocale en environnement bruyant, appelé « effet Lombard » (Lombard, 1911), conduit à une réorganisation globale de la parole : augmentation de l'intensité vocale et de la fréquence fondamentale, déplacement de l'énergie spectrale dans les médiums, diminution du débit articulatoire, mouvements articulatoires de plus grande amplitude et modifications des phonèmes (Garnier, Henrich, & Dubois, 2010). Ces modifications du signal vocal en conditions réelles (i. e., hors laboratoire) peuvent être plus importantes que les variations associées à l'état de somnolence ou au niveau de charge mentale de la personne. Ainsi, il se pourrait que le signal vocal soit peu adapté à la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale dans des environnements pour lesquels le niveau du bruit varie continuellement, comme c'est le cas dans un cockpit d'avion. Toutefois, certains pilotes utilisent des micro-casques à réduction active de bruit<sup>2</sup> qui, en plus d'isoler des bruits extérieurs indésirables, permettent de les filtrer, réduisant de ce fait l'effet Lombard. Par ailleurs, le microphone de proximité du casque placé à une distance constante entre les lèvres et le transducteur garantit un bon rapport signal/bruit, même si le niveau de bruit environnant est élevé. À l'inverse, le microphone d'ambiance (*Cockpit Area Microphone* ou CAM) enregistre les bruits de fond (e. g., moteurs, etc.) et les alarmes qui contaminent le signal vocal. Des techniques de « débruitage » peuvent toujours être mises en œuvre pour un retour au seul signal vocal mais les procédures sont complexes et lourdes. Des études futures devront tester la robustesse de la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale à partir du signal vocal enregistré en conditions réelles de vol.

### 9.2.3 *Variabilité inter-locuteurs*

Les effets de la somnolence ou de la charge mentale sur le signal vocal étaient différents selon les participants, certains étant très affectés et d'autres très peu. Ces constatations soulèvent

---

<sup>2</sup> Le principe d'un casque à réduction active de bruit est d'enregistrer le signal de la nuisance sonore par le biais d'un microphone intégré, de l'analyser puis de créer un signal à la phase exactement opposée. La somme des deux signaux s'annule, supprimant les nuisances sonores indésirables.

la question des profils vocaux individuels en réponse à la somnolence ou à la charge mentale. L'existence de réponses individuelles différentes ne permet pas de spécifier de valeurs numériques seuils pour la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale. Par ailleurs, les différences inter-individuelles limitent les performances de détection de ces deux phénomènes, notamment au moyen de systèmes de reconnaissance automatique, notamment si ces derniers utilisent des modèles acoustiques indépendants du locuteur. L'estimation d'un modèle acoustique pour chaque locuteur permettrait d'augmenter les performances de détection mais cette méthode nécessite, pour chaque nouveau locuteur, une phase d'apprentissage qui peut être assez longue et peut demander beaucoup de données. En outre, la production de la parole est – au moins en partie – sous le contrôle conscient du locuteur. Certains individus pourraient donc volontairement « masquer » la réponse vocale à l'état de somnolence ou à la charge mentale, d'autant plus s'ils sont « entraînés » à le faire.

#### 9.2.4 *Reconnaissance et segmentation automatique des phonèmes*

Le problème de la reconnaissance et de la segmentation automatique des phonèmes dans les corpus de parole présente une autre limite. L'étiquetage et la segmentation manuels des voyelles (plus de 14000 dans cette thèse) garantissent la conformité des segments de voyelles prélevés. Cet indispensable pré-traitement est très long. En l'absence d'outils de reconnaissance et de segmentation entièrement automatisés disposant d'une précision satisfaisante, l'adaptation des analyses (1) à de grands corpus de phonèmes et (2) à la reconnaissance automatique en temps quasi-réel de l'état psychophysologique d'un individu est rendue difficile. Ceci est d'autant plus vrai que l'utilisation des paramètres spectraux pour la détection de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale nécessite d'opérer une catégorisation préalable aux analyses des différents types de voyelles.

### 9.3 PERSPECTIVES DE RECHERCHE

Les perspectives de recherches ouvertes par la thèse sont nombreuses. Certaines découlent directement des limites rencontrées au cours des expérimentations. D'autres émanent des applications potentielles de l'analyse du signal vocal dans le domaine des transports, notamment dans le secteur aéronautique.

#### 9.3.1 *Reconnaissance et segmentation automatique des voyelles*

Un premier axe de recherche s'organise autour de la conception d'outils de reconnaissance et de segmentation des phonèmes entièrement automatisés. Les outils disponibles actuellement (e.g., *EasyAlign* qui est un module complémentaire de PRAAT), ne sont pas entièrement automatisés et/ou ne disposent pas d'une précision de segmentation satisfaisante. L'existence d'un outil performant d'annotation et de segmentation totalement automatique des phonèmes est un pré-requis indispensable à l'utilisation potentielle du signal vocal – plus

spécifiquement des segments de voyelles – pour la détection en temps quasi-réel de l'état de somnolence ou du niveau de charge mentale d'un individu.

### 9.3.2 *Variations acoustiques et fonctionnement de l'appareil phonatoire*

De futures recherches devront préciser les relations entre les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau d'éveil ou de charge mentale et le fonctionnement de l'appareil phonatoire. Les variations de la fréquence fondamentale et de ses perturbations à court-terme pourront être mises en lien avec la viscoélasticité des cordes vocales et la tension des muscles laryngés/supra-laryngés mesurée grâce à un laryngographe. Par ailleurs, les relations entre les modifications des paramètres spectraux et les effets visco-thermiques (salivation, température, etc.) ou aéroacoustiques (respiration, turbulence, etc.) pourront être explorées. Ce travail pluridisciplinaire se fera en collaboration avec des équipes de recherche et des praticiens spécialistes de la voix et de la parole (orthophonistes, oto-rhino-laryngologistes [ORL], phoniatres, etc.).

### 9.3.3 *Voix et Somnolence*

Les mesures EEG de l'état de somnolence n'ont pas été réalisées simultanément à la prise de son du signal vocal, ce qui pourrait rendre compte – au moins en partie – de l'absence de corrélation entre les indicateurs EEG de l'état de somnolence (i. e., puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$ ) et certains paramètres acoustiques ayant été sensibles à la privation totale de sommeil. De ce fait, il n'est pas exclu que d'autres paramètres acoustiques que ceux identifiés lors de l'expérimentation puissent être des indicateurs pertinents de l'état de somnolence. Un enregistrement de l'activité corticale a été effectué durant la tâche de lecture de texte mais l'analyse des puissances spectrales n'a pas été possible en raison de la forte perturbation du tracé EEG lors de la phonation. Plus précisément, les données EEG enregistrées ne reflètent pas uniquement l'activité cérébrale mais également l'activité de sources non cérébrales telles que les activités cardiaque, oculaire et musculaire. Ces signaux d'origine non cérébrale, appelés artefacts, sont de grandes amplitudes et peuvent masquer les signaux d'intérêts, notamment les rythmes cérébraux. Or, chaque étape de la production de la parole implique une activité musculaire importante. Cette activité musculaire de forte amplitude a considérablement affecté les signaux EEG (i. e., signaux très bruités) enregistrés durant la tâche de lecture de texte. Un axe de travail sera consacré au développement de méthodes de réduction du bruit du signal EEG enregistré durant la prise de son afin d'explorer simultanément les variations des indicateurs EEG de l'état de somnolence et celles des caractéristiques acoustiques à la suite de la privation totale de sommeil. Les travaux de recherches ayant tenté de supprimer de l'EEG les artefacts musculaires provoqués par la phonation sont rares (De Vos et al., 2010). Les performances de plusieurs méthodes de réduction du bruit, par exemple l'analyse en composantes indépendantes (*Independent Component Analysis* ou ICA) ou l'analyse des corrélations canoniques (*Canonical Correlation Analysis* ou CCA), seront testées. Une réflexion est également engagée sur la conception d'une adaptation de la tâche de vigilance psychomotrice (*Psychomotor Vigilance Task* ou PVT; Dingus & Powell, 1985) qui permettrait

d'enregistrer simultanément la somnolence comportementale (temps de réaction) et le signal vocal. Les participants seraient invités à énoncer le plus rapidement possible une stimulation visuelle (e. g., lettre, chiffre, mot, etc.) dès son apparition. Les temps de réaction – représentatifs de l'état de vigilance – pourront être mis en relation avec les caractéristiques acoustiques des segments vocaux prononcés.

Une autre perspective de recherche concerne la mise en place d'expérimentations dans le domaine du transport aérien, c'est-à-dire dans le contexte du pilotage. Ces expérimentations – réalisées en conditions réelles ou sur simulateur de vol – s'attacheront à évaluer conjointement les variations du niveau d'éveil et celles des paramètres acoustiques des pilotes lors des services susceptibles d'engendrer de la somnolence au cours des vols. C'est le cas des services qui débutent en fin de soirée avant un vol de nuit et des cycles de services matinaux qui génèrent principalement de longues périodes d'éveil continu, de nombreuses pertes de sommeil (totale ou partielle/chronique) et des troubles du rythme circadien. Dans cette perspective, une collaboration est envisagée avec les acteurs majeurs de la recherche aéronautique et spatiale de la région toulousaine, l'École Nationale de l'Aviation Civile (ENAC) et l'Institut Supérieur de l'Aéronautique et de l'Espace (ISAE), mais également avec le Bureau d'Enquêtes et d'Analyses (BEA), autorité responsable de la sécurité de l'aviation civile.

#### 9.3.4 Voix et Charge Mentale

Les résultats de l'étude « Voix et Charge Mentale » ont montré que des caractéristiques acoustiques classiques ( $F_0$ ,  $SD_{F_0}$ , Shimmer 1, N et HNR) et originales ( $F_{mod}$ ,  $jitt(DAL_{T_0})$  et  $jitt(DAL_{T_0}/T_0)$ ) pourraient constituer un ensemble de paramètres acoustiques pertinents pour la détection du niveau de charge mentale. La prochaine étape consistera à construire un modèle mathématique combinant les paramètres de cet ensemble. En parallèle, les performances de plusieurs systèmes de reconnaissance automatique du niveau de charge mentale utilisant les caractéristiques acoustiques identifiées seront estimées. Ce travail a déjà débuté en collaboration avec l'Institut de Recherche Informatique de Toulouse (IRIT). Des études futures permettront d'évaluer la validité du modèle mathématique et les performances des systèmes de reconnaissance automatique dans d'autres tâches expérimentales ainsi que dans des tâches plus écologiques, notamment de pilotage.

Du point de vue de l'analyse du signal vocal, les modifications des caractéristiques acoustiques identifiées lors de l'augmentation du niveau de charge mentale devront être confirmées dans le contexte du pilotage d'avion. Une réflexion est en cours sur la création d'un protocole de recherche sur simulateur de vol qui permettrait d'évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale des pilotes durant différentes phases/conditions de vols et d'explorer les relations entre les variations d'indicateurs objectifs du niveau de charge mentale et les variations des paramètres acoustiques. Il est envisagé d'utiliser la technique de la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle (*functional Near InfraRed Spectroscopy* ou fNIRS) afin d'évaluer objectivement les variations du niveau de charge mentale des pilotes durant la tâche de pilotage. Cette technique, qui mesure la réponse hémodynamique du cortex préfrontal, a déjà été utilisée pour détecter la variation du niveau de charge mentale lors d'une tâche de simulation de vol (e. g. [Durantin, Gagnon, Tremblay, & Dehais, 2014](#)). Ainsi, l'utilisation de la fNIRS permettrait d'explorer simultanément les varia-

tions du niveau de charge mentale et celles des caractéristiques acoustiques durant la tâche de pilotage.

#### 9.4 POUR CONCLURE

Ces dernières années, les recherches relatives à la détection de perturbations psychophysiologiques connaissent un essor considérable, notamment dans le domaine aéronautique, le facteur humain étant impliqué dans plus de 75 % des accidents d'avions. La détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale des pilotes représente donc un enjeu majeur pour l'amélioration de la sécurité du transport aérien. L'analyse du signal vocal peut jouer un rôle important tant la voix apparaît être un support particulièrement intéressant des manifestations de l'état psychophysiologique d'un individu. L'usage de la parole est indissociable du métier de pilote. Son enregistrement est non invasif et peu coûteux. Les résultats obtenus dans ce travail de thèse sont prometteurs et permettent d'envisager l'évaluation de l'état psychophysiologique des pilotes grâce à l'analyse de leur voix. Les avancées scientifiques et technologiques participeront à dépasser certaines limites associées à l'utilisation du signal vocal. Ces considérations amènent à penser que les recherches relatives à l'analyse de la voix offrent encore un large champ à explorer.



---

## ANNEXES

---

- ANNEXE 10.1 : Principales techniques de neuro-imagerie
- ANNEXE 10.2 : Électroencéphalographie
- ANNEXE 10.3 : Anatomie du larynx
- ANNEXE 10.4 : Voix, somnolence et charge mentale : revue détaillée de la littérature
- ANNEXE 10.5 : Dispositifs expérimentaux
- ANNEXE 10.6 : Scripts PRAAT
- ANNEXE 10.7 : Mots tâche mnésique étude « Voix et Charge Mentale »
- ANNEXE 10.8 : Résultats annexes étude « Voix et Somnolence »
- ANNEXE 10.9 : Résultats annexes étude « Voix et Charge Mentale »
- ANNEXE 10.10 : Variabilité intra-locuteurs

## 10.1 PRINCIPALES TECHNIQUES DE NEURO-IMAGERIE

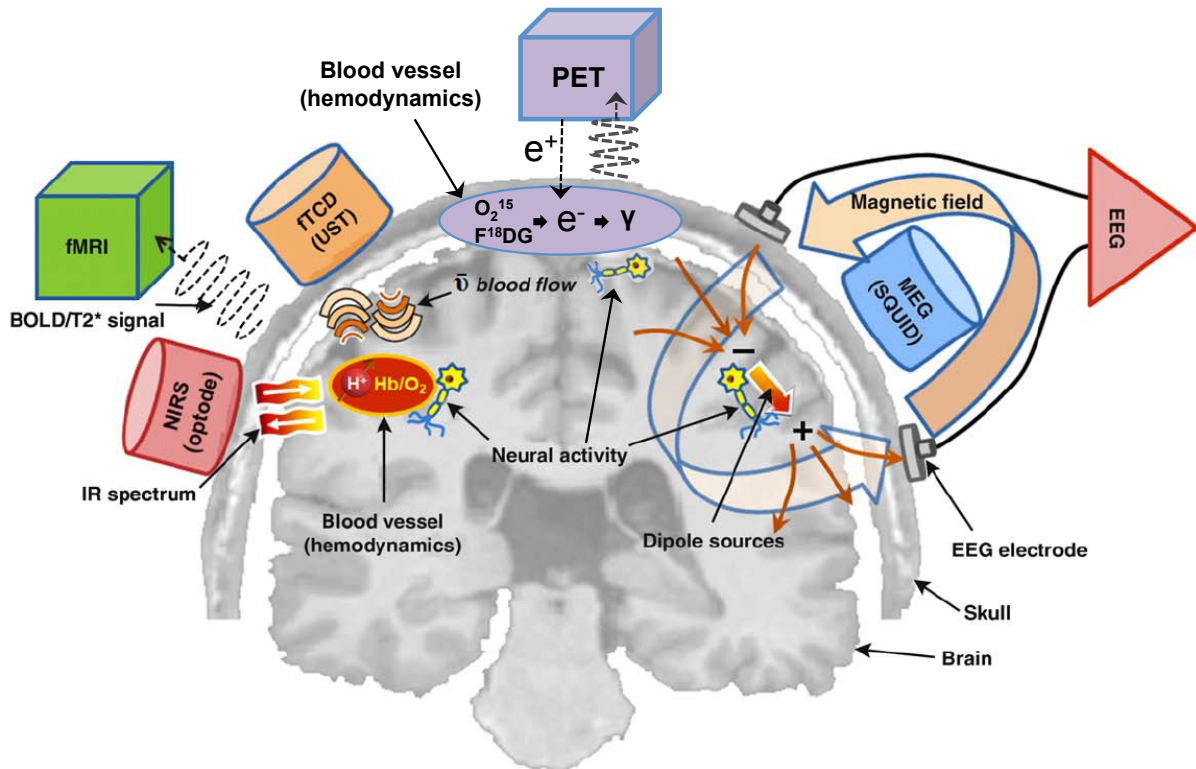
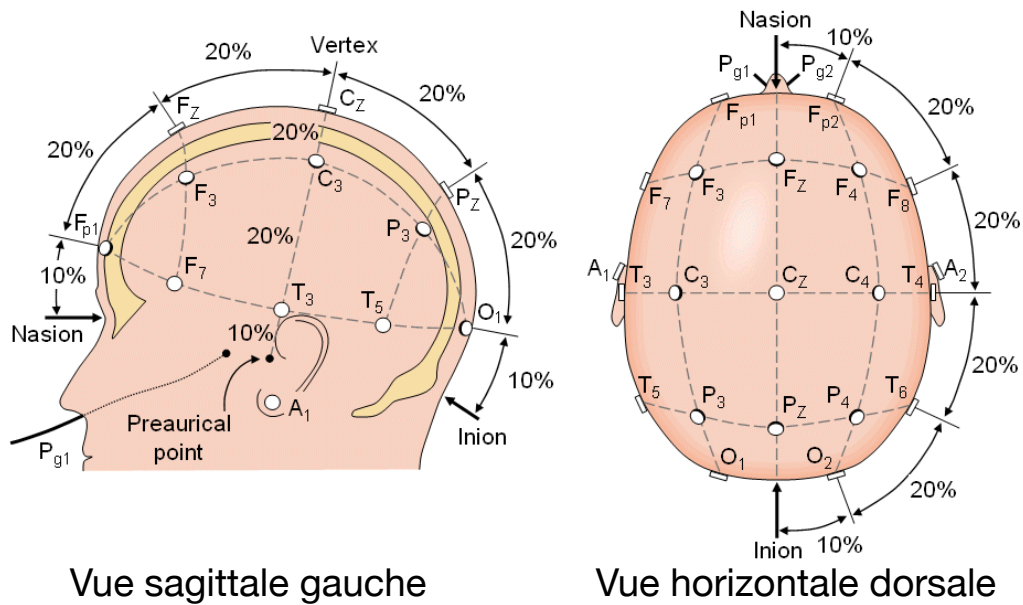


FIGURE 10.1: Illustration des principales techniques de neuro-imagerie. L'ÉlectroEncéphaloGraphie (EEG) mesure les différences de potentiels électriques sur le cuir chevelu qui sont générés par l'activité corticale neuronale. Les neurones, qui transmettent des signaux neurologiques à travers leur synapse, agissent comme des sources dipolaires. La MagnétoEncéphaloGraphie (MEG) détecte les champs magnétiques associés à l'activation neuronale grâce à un magnétomètre à SQUID (pour *Superconducting QUantum Interference Device*). La tomographie par émission de positons (*Positron Emission Tomography* ou PET) mesure les réponses hémodynamiques et métaboliques (apport d'oxygène et de glucose) lors de l'activité neuronale. La PET est basée sur la détection des photons (rayons  $\gamma$ ) qui sont issus de la désintégration d'un radioisotope, par exemple l'Oxygène-15 ( $O_2^{15}$ ) ou le Fluor-18 ( $F^{18}DG$ ), et de l'annihilation d'un positon ( $e^+$ ) avec un électron ( $e^-$ ). L'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (*functional Magnetic Resonance Imaging* ou fMRI) mesure les réponses hémodynamiques, en particulier la réponse dynamique magnétique des protons ( $H^+$ ) liée à l'activité des neurones. La technique est basée principalement sur la détection des changements locaux du niveau d'oxygène sanguin (*Blood-Oxygen-Level Dependant* ou BOLD) lors de l'activation neuronale. En utilisant plusieurs optodes, la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle (*functional Near InfraRed Spectroscopy* ou fNIRS) caractérise les changements d'intensité de la lumière proche infrarouge (en raison de sa diffusion ou de son absorption) résultant des variations de la concentration en oxyhémoglobine ( $HbO_2$ ) et en désoxyhémoglobine ( $Hb$ ) durant l'activité neuronale locale. L'échographie Doppler transcrânienne fonctionnelle (*functional TransCranial Doppler sonography* ou fTCD) est basée sur l'imagerie Doppler par ultrasons et mesure la vitesse du flux sanguin dans les grandes artères cérébrales grâce à un transducteur à ultrasons (*UltraSonic Transducer* ou UST). Adaptée de [Min et al. \(2010\)](#).

## 10.2 ÉLECTROENCÉPHALOGRAPHIE

10.2.1 *Système international 10-20*

Vue sagittale gauche

Vue horizontale dorsale

FIGURE 10.2: Système international 10-20 (Jasper, 1958). Sur le plan antéropostérieur, la distance nasion-inion (N-I) est divisée en 6 segments. Les premières électrodes sont placées à 10 % de la distance N-I et sont appelées frontopolaires (Fp). À 20 % de la distance N-I sont placées les électrodes frontales (F : F<sub>3</sub>/F<sub>z</sub>/F<sub>4</sub>), centrales (C : C<sub>3</sub>/C<sub>z</sub>/C<sub>4</sub>), pariétales (P : P<sub>3</sub>/P<sub>z</sub>/P<sub>4</sub>) et occipitales (O : O<sub>1</sub>/O<sub>z</sub>/O<sub>2</sub>). Les électrodes O sont situées à 10 % de la distance N-I à partir de l'inion. Sur le plan coronal, les mesures s'effectuent entre le point auriculaire gauche et droit (AG-AD), en passant par le point vertex. À 10 % de la distance AG-AD sont placées les électrodes temporales (T) moyennes (T<sub>3</sub>/T<sub>4</sub>) et à 20 % les électrodes C, avec l'électrode Cz comme point central. Les électrodes suivantes sont placées en mesurant la distance des demi-circonférences entre l'électrode Fpz et l'électrode Oz en passant par les électrodes F inférieures (F<sub>7</sub>/F<sub>8</sub>), T inférieures (T<sub>3</sub>/T<sub>4</sub>), T postérieures (T<sub>5</sub>/T<sub>6</sub>) et O gauche/droite (O<sub>1</sub>/O<sub>2</sub>). Les électrodes Fp gauche/droite (Fp<sub>1</sub>/Fp<sub>2</sub>) sont placées à 10 % de la distance Fpz-oz et les électrodes F inférieures, T moyennes, T postérieures et O gauche/droite à 20 %. Les 10 % restant permettent de déterminer l'emplacement des électrodes O droite/gauche. Malmivuo and Plonsey (1995).

## 10.2.2 Origine du signal électroencéphalographique

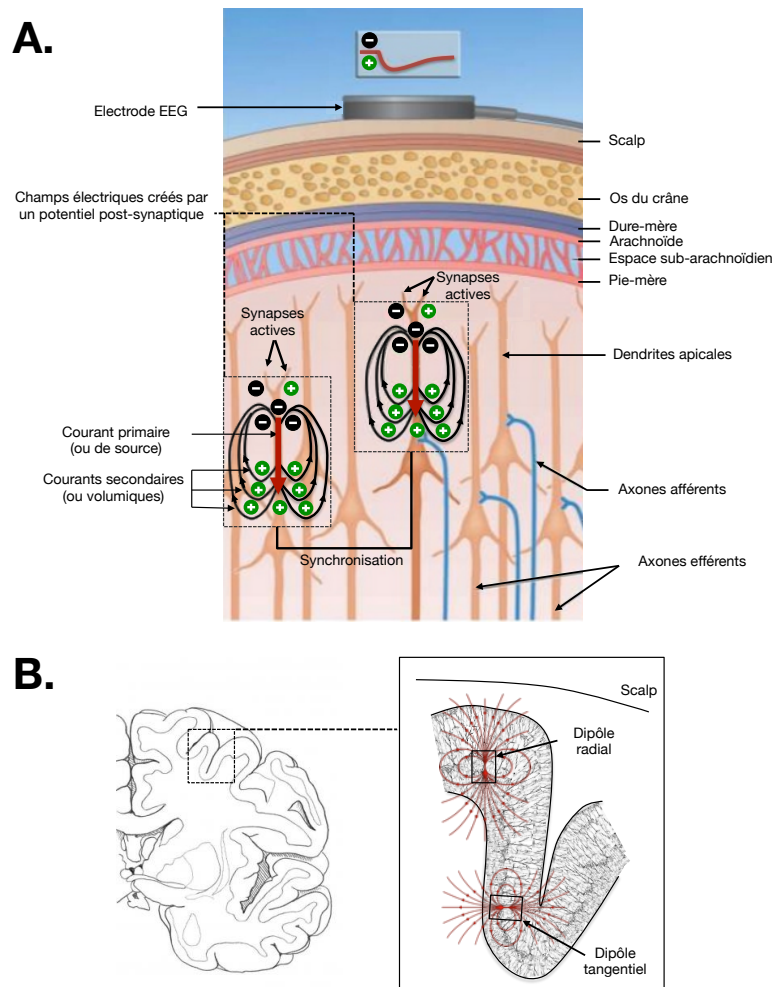


FIGURE 10.3: Origine du signal électroencéphalographique. **A.** Ce sont les courants générés au niveau des dendrites des neurones pyramidaux qui participent le plus au signal EEG mesuré. Ces courants sont fonction des potentiels post-synaptiques (excitateurs et inhibiteurs) qui coordonnent l'ouverture et la fermeture des canaux ioniques ( $\text{Na}^+$  puis  $\text{K}^+$ ) au niveau de la membrane. Les déplacements d'ions chargés entre les milieux vont alors générer des courants primaires qui sont à l'origine des signaux électriques et magnétiques. Ces courants primaires, qui se situent au niveau de l'espace péri-membranaire, induisent simultanément la circulation de courants dans l'espace extra-cellulaire et dans les milieux de propagation avoisinants. Ces courants sont appelés courants secondaires et sont à l'origine du signal EEG enregistré. Néanmoins, les courants émis par un seul neurone sont trop faibles pour traverser les différents tissus résistifs et être captés par les électrodes. L'activité électrique cérébrale enregistrée à la surface du scalp résulte de la sommation des potentiels postsynaptiques survenant de manière synchrone au niveau de millions de neurones ( $\approx 10^7$ ) regroupés dans quelques  $\text{mm}^3$  du cortex. **B.** Ces assemblées sont contenues dans des macro-colonnes fonctionnelles d'environ 3 mm de rayon sur 3 mm de profondeur. Les macro-colonnes, composées de neurones pyramidaux synchronisés et orientés parallèlement en colonne corticale, peuvent être modélisées comme des dipôles de courant. Ces dipôles, orientés parallèlement (dipôle radial) et perpendiculairement (dipôle tangentiel) au scalp, font varier les différences de potentiels enregistrées entre les électrodes.

10.3 ANATOMIE DU LARYNX

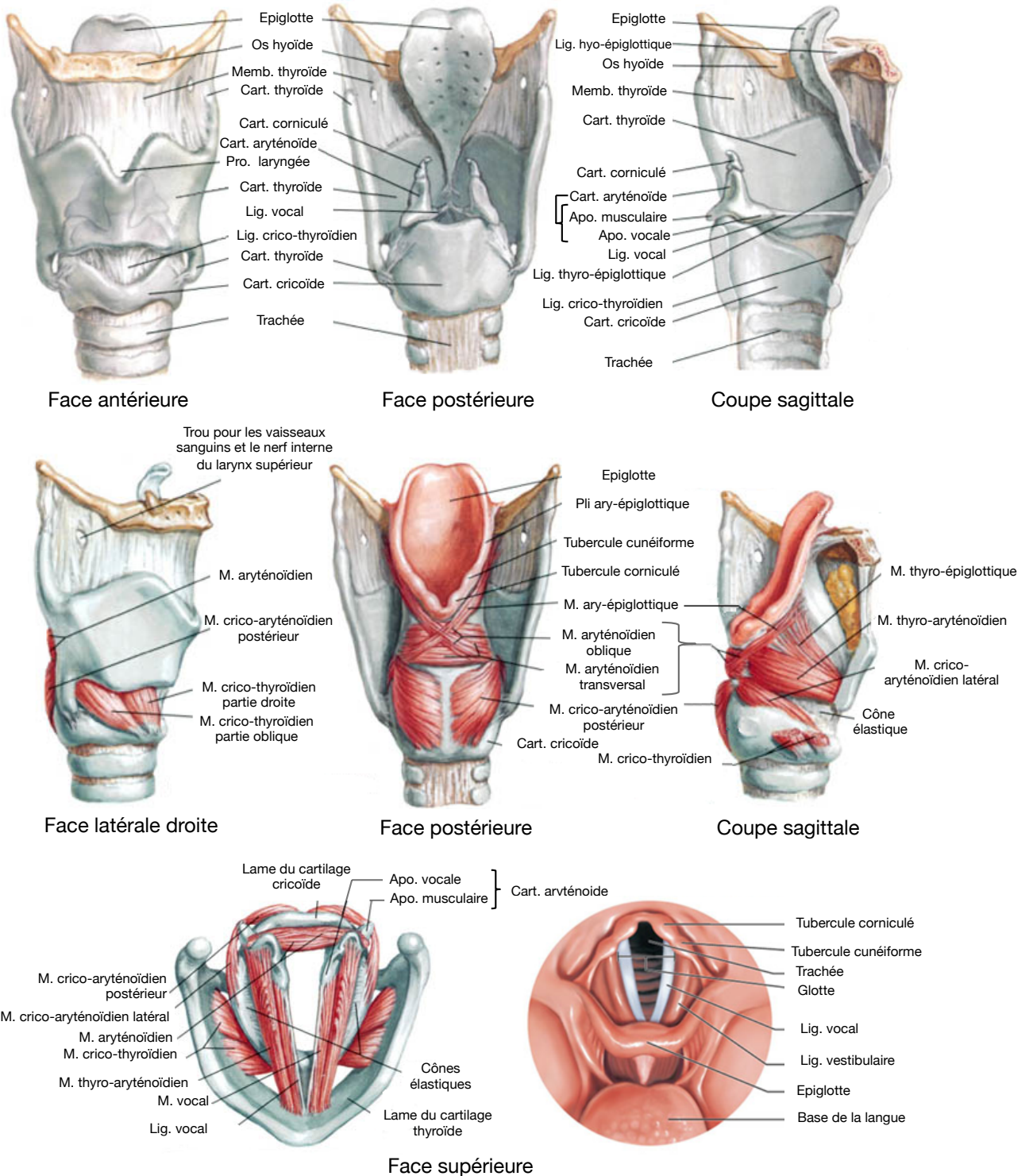


FIGURE 10.4: Présentation des différents composants cartilagineux, ligaments et muscles qui composent le larynx. Cart : cartilage; Lig : ligament; M : muscle; Pro : protubérance; Apo : apophyse. Adaptée de Netter (2014).



## 10.4 VOIX, SOMNOLENCE ET CHARGE MENTALE : REVUE DE LA LITTÉRATURE

## 10.4.1 Voix et Somnolence

TABLE 10.1: Revue détaillée des protocoles expérimentaux (i. e., population, durée de l'éveil, tâche de parole, vocabulaire analysé et fréquence de répétition de la tâche de parole) utilisés pour évaluer les effets de la somnolence consécutive à une privation totale ou partielle de sommeil sur la voix.

Auteur(s)/année	Locuteurs	Durée de l'éveil	Tâche de parole & vocabulaire analysé	Fréquence tâche de parole
C. O. Morris et al. (1960)	26 militaires	12n : 72 h ; 14n : 98 h.	Interview informelle ; pas d'analyses acoustiques : observations par des expérimentateurs	1 interview avant la privation de sommeil (condition de référence) et 2 interviews pendant.
Bouhuys et al. (1990)	14 patients souffrant de dépression	Expérimentation sur 6 jours et 5 nuits, 36 h d'éveil continu qui débute le matin du jour 3.	Lecture d'un texte standard pendant 3 minutes. Fréquence fondamentale et sa gamme de variation calculées sur les quinze premières, quinze du milieu et quinze dernières secondes de chaque échantillon de parole.	Session toutes les 3 h la journée + 22 h et 4 h durant la nuit de privation de sommeil.
Bard et al. (1996)	35 militaires réservistes (2f) divisés en trois groupes : (1) placebo, (2) traité avec une drogue (modafinil ou d-amphétamine) ou (3) traité avec les deux drogues	Expérimentation sur 6 jours et 4 nuits, 60 h d'éveil continu qui débute le matin du jour 3.	<i>DC/EM Map Task</i> : communication d'un itinéraire routier entre deux locuteurs. Analyses acoustiques centrées sur la longueur des dialogues et des mots.	1 session d'entraînement les jours 2, 3 et 4 avant la privation de sommeil, 7 ou 8 sessions durant la privation de sommeil et 1 session après la privation de sommeil.
Whitmore and Fisher (1996)	12 pilotes de l'US Air Force	3 périodes de 36 h entrecoupées de 36 h de pause.	Pilotage avec transmission radio. Pilote doit répéter deux fois une phrase standardisée : « <i>Futility, Magellan, this is xxx yyy. The time is zz : zz Zulu.</i> », avec xxx le numéro de matricule du pilote, yyy son nom et zz : zz l'heure à l'instant présent. Analyses acoustiques centrées sur les phrases (sauf la fréquence fondamentale qui est calculée sur le mot « Magellan »).	Session toutes les 3 h : 11 sessions sur 36 h.
Harrison and Horne (1997)	9 jeunes adultes (4f)	2 périodes de 36 h contrebalancées : privation totale de sommeil (PTS) vs. pas de PTS.	(1) Test de fluence verbale modifié de <a href="#">Thurstone (1938)</a> : générer le plus de mots possible commençant par la même lettre pendant 1 minute. (2) Lecture d'une histoire courte : intonation, erreurs, volume, fatigue et rythme évalués par 10 étudiants.	3 sessions par période : 1 session le premier jour et 2 sessions le second jour.
Johannes et al. (2000)	3 cosmonautes	72 h.	Pilotage : rapport durant l'arrimage d'un vaisseau.	-

TABLE 10.1 : Revue détaillée des protocoles expérimentaux (i. e., population, durée de l'éveil, tâche de parole, vocabulaire analysé et fréquence de répétition de la tâche de parole) utilisés pour évaluer les effets de la somnolence consécutive à une privation totale ou partielle de sommeil sur la voix (suite).

Auteur(s)/année	Locuteurs	Durée de l'éveil	Tâche de parole & vocabulaire analysé	Fréquence tâche de parole
Nwe et al. (2006)	Groupe placebo de l'étude de Bard et al. (1996)	60 h.	Corpus <i>DC/EM Map Task</i> (Bard et al., 1996). Parole spontanée durant la communication d'un itinéraire routier. Analyses acoustiques centrées sur les énoncés. Signal acoustique divisé en trames de 20 ms (10 ms de recouvrement). Variations de Fo et de la structure des harmoniques appréciées par calcul des coefficients spectraux.	1 session avant et après 60 h d'éveil continu.
Greeley et al. (2006)	(1) 10 adultes	Non communiqué.	Lecture de phrases construites avec un ensemble de 37 mots. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles et les consonnes.	4 sessions/jour avant et après une nuit de privation de sommeil.
	(2) 6 adultes non médicamenteux	34 h.	Liste de 31 mots. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles et les consonnes	Session toutes les 6 h : 6 sessions sur 34 h.
Greeley et al. (2007)	(1) Expérimentation (2) de Greeley et al. (2006)	34 h.	Liste de 31 mots. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles et les consonnes	Session toutes les 6 h : 6 sessions sur 34 h.
	(2) 9 adultes sous traitement médicamenteux et 8 placebos	66 h.	8 phrases prédéfinies. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles et les consonnes	Session toutes les 6 h : 6 sessions sur 34 h.
	(3) 8 adultes	Journée de travail.	8 phrases prédéfinies. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles et les consonnes	Session toutes les 2 h durant la journée de travail.
Ruiz et al. (2009)	1 conducteur	< 16 h.	Conduite automobile. 5 phrases et 5 voyelles. Analyses acoustiques centrées sur les phrases et les voyelles.	Sessions toutes les 1-2 h : 10 sessions.
Krajewski et al. (2009)	12 étudiants	24 h (temps d'éveil > 16 h avant le début de l'expérimentation).	Simulation d'une communication entre un pilote et des contrôleurs aériens (répéter la phrase « <i>Cessna nine three four five Lima, county tower, runway two four use, enter traffic pattern, report left base, wind calm, altimeter three zero point zero eight</i> ». Enregistrements audio des participants classés en deux catégories en fonction du score moyen* à l'échelle de somnolence subjective KSS : alerte vs. somnolent (score $\geq$ 7.5). Analyses acoustiques centrées sur les phrases.	7 sessions espacées de 1h durant la nuit de privation de sommeil (tère à 1 h, dernière à 7 h du matin).

\*échelle remplie par les participants et deux expérimentateurs externes

TABLE 10.1 : Revue détaillée des protocoles expérimentaux (i. e., population, durée de l'éveil, tâche de parole, vocabulaire analysé et fréquence de répétition de la tâche de parole) utilisés pour évaluer les effets de la somnolence consécutive à une privation totale ou partielle de sommeil sur la voix (suite).

Auteur(s)/année	Locuteurs	Durée de l'éveil	Tâche de parole & vocabulaire analysé	Fréquence tâche de parole
Vogel et al. (2010)	18 jeunes adultes (7f)	24 h.	Lecture de texte, tâche arithmétique, donner les jours de la semaine, discours improvisé et élocution prolongée de la voyelle [a] pendant 6 s. Fréquence fondamentale, fréquence des formants et dérivés (écart type et coefficient de variation) ont été calculés sur 3 s des voyelles [a] prolongées (milieu de la voyelle). Mesures temporelles extraites dans les autres tâches. Pente spectrale calculée sur un échantillon de 40 s de la tâche de lecture de texte et du discours improvisé.	Session toutes les 4 h le jour (1ère à 12 h), toutes les 2 h à partir de minuit jusqu'à 8 h du matin.
Dhupati et al. (2010)	12 jeunes adultes	36 h (tâches générant de la fatigue mentale et physique introduites en plus de la privation de sommeil).	Énoncer la même phrase à chaque session : « Now the time is... ». Analyses acoustiques centrées sur les phrases.	Session toutes les 3 h : 12 sessions sur 36 h.
McGlinchey et al. (2011)	38 adolescents adultes (9f)	17 Non communiqué. Privation d'une nuit de sommeil avec possibilité de faire une sieste entre 3 h et 5 h du matin. Consigne de ne pas dormir plus de 6,5 h la nuit précédant la privation de sommeil.	Réponses à 4 questions (durée > 1 min).	Session à 22 h30 avant la nuit de privation de sommeil puis à 6 h30.
Krajewski et al. (2012)	77 adultes (39f)	20 h (privation partielle de sommeil de 20 h à 4 h)	Élocution prolongée de la voyelle [a] pendant 3 à 5 s. Enregistrements audio des participants classés en deux catégories en fonction du score moyen* à l'échelle de somnolence subjective de Karolinska (KSS) : pas somnolent vs. somnolent (score $\geq$ 7.5). Analyses acoustiques centrées sur les voyelles [a] prolongées. *échelle remplie par les participants et deux expérimentateurs externes.	1 session après la privation partielle de sommeil.



Auteur(s)/année	Caractéristiques énergétiques		Caractéristiques prosodiques			Caractéristiques spectrales			Caractéristiques temporelles			Articulation
	↓ intensité	↓ FO moy	SD <sub>F0</sub> /CoV <sub>F0</sub>	Shimmer	Jitter	Fi	SD <sub>Fi</sub> /CoV <sub>Fi</sub>	Energie bandes spectrales	Pente spectrale	MFCC	Fluence verbale	
G.O. Morris et al. (1980)	↓ intensité	↓	↓	--	--	--	--	--	--	--	↓ débit parole	↑ difficulté d'articulation et erreurs de langage
Bouhuys et al. (1990)	--	Δ circa	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Bard et al. (1996)	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	↓ longueur des mots	--
Whitmore et Fisher (1996)	--	Δ circa	--	--	--	--	--	--	--	--	Δ circa durée des mots	--
Harrison et Horne (1997)	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	↓ nombre de mots	↓ intonation appropriée Ø volume inapproprié Ø erreurs de langage
Johannes et al. (2000)	--	↓	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Nwe et al. (2006)	--	↓	↓	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Greeley et al. (2006) (1) <sup>*2</sup>	--	--	--	--	--	↓ F1,F2,F3,F4	--	--	--	--	--	--
Greeley et al. (2006) (2)	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Greeley et al. (2007) (1)	--	--	--	--	--	--	--	--	Δ	--	--	--
Greeley et al. (2007) (2)	--	--	--	--	--	--	--	--	Δ	--	--	--
Greeley et al. (2007) (3)	--	--	--	--	--	--	--	--	Δ	--	--	--
Ruiz et al. (2009)	--	↑	--	↑	--	--	--	--	--	--	--	--
Krajewski et al. (2009) <sup>*1</sup>	↑ déviation moy absolue intensité	↓	--	--	--	↓ F1	--	--	--	--	--	--
Vogel et al. (2010)	--	Ø	↑/↑	--	--	Ø F1,F2,F3 ↓ F4	Ø/Ø F1,F2,F3 ↓/↓ F4	--	↑ ratio α (énergie ≤ 1 kHz / énergie 1-8 kHz)	--	↑ durée moy et σ pauses ↑ temps total de parole ↓ débit parole (syllabes/s) ↓ débit parole (rapport durée parties voisées/durée parties non voisées)	--
Dhupati et al. (2010) <sup>*3</sup>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
McGlinchey et al. (2011)	Ø intensité moy, σ, min, max et gamme de variation	↓ Ø min, max et gamme de variation	Ø	↑	↑	--	--	Ø énergie > 0.5 kHz ↓ énergie > 1 kHz ↓ énergie bandes bark 0.7-2.9 kHz	↑ (régression linéaire sur la distribution de l'énergie > 1 kHz) ↓ pour les ♀ (pente énergie spectrale > 1kHz)	--	Ø débit parole (rapport durée parties voisées/durée parties non voisées)	--
Krajewski et al. (2012) <sup>*1</sup>	--	--	--	--	--	--	--	--	↓ MFCC 1 et MFCC 8 chez les ♀ ↑ MFCC 8 et ↓ MFCC 7 chez les ♂	--	--	--

\*1 : L'échelle de Karolinska (KSS) est utilisée pour la sélection des caractéristiques acoustiques les plus pertinentes (filtrage par corrélations) pour la reconnaissance automatique de l'état de somnolence.  
 \*2 : Les auteurs utilisent la latence d'endormissement et les temps de réaction (TR) pour évaluer l'état de somnolence : le TR a montré de fortes corrélations (≥ 0.7) avec F3 pour les phonèmes /s/ et /u/ pour 76 participants.  
 \*3 : Les auteurs utilisent l'IEEG comme mesure de référence de l'état de somnolence : la puissance spectrale relative alpha était corrélée avec le rapport de la durée des parties voisées/durée des parties non voisées (i.e., débit de parole).

TABLE 10.2: Synthèse des variations des paramètres acoustiques lors de l'état de somnolence consécutif à une privation totale ou partielle de sommeil. ↑ : augmentation; ↓ : diminution; Ø : aucun changement; Δ : variation; SD<sub>F0</sub> : écart type de Fo; CoV<sub>F0</sub> : coefficient de variation de Fo; Fi : fréquence du ième formant; SD<sub>Fi</sub> : écart type du ième formant; CoV<sub>Fi</sub> : coefficient de variation de la fréquence du ième formant; MFCC : coefficients cepstraux à échelle Mel; ♂ : hommes; ♀ : femmes.

## 10.4.2 Voix et Charge Mentale

TABLE 10.3: Revue détaillée des protocoles expérimentaux (i. e., locuteurs, tâche mentale, tâche de parole et vocabulaire analysé) utilisés pour évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale.

Auteur(s)/Année	Locuteurs	Tâche mentale	Tâche de parole & vocabulaire analysé
Hecker et al. (1968)	10 adultes	Tâche d'addition sous pression temporelle : le participant doit lire six compteurs comprenant des chiffres et calculer la somme de ces compteurs. Il doit simultanément mémoriser une phrase prononcée par un expérimentateur. 5 phrases : « <i>Generator Current</i> », « <i>Oil Pressure</i> », « <i>Capsule Temperature</i> », « <i>Relative Velocity</i> » et « <i>Deviation Angle</i> ». La difficulté de la tâche augmente avec la diminution du temps de présentation des chiffres à additionner.	Énoncer verbalement la somme des six compteurs suivie de la phrase donnée par l'expérimentateur. Condition de référence : énoncer la phrase proposée par l'expérimentateur et les chiffres d'un compteur, puis donner de nouveau la phrase. Condition de référence vs. tâche d'addition sous pression temporelle. Analyses acoustiques centrées sur les mots (consonnes et voyelles) des phrases standards. Pas de traitements statistiques mais analyse visuelle des spectrogrammes de chaque participant.
Mosko et al. (1983)	4 adultes	Tâche de désorientation ( <i>Visual-Vestibular Interaction Test</i> ou VVIT) : le participant doit localiser l'intersection de coordonnées dans une matrice. 2 conditions expérimentales : VVIT statique vs. VVIT dynamique.	Énoncer verbalement le chiffre présent à l'intersection des coordonnées ainsi que les deux chiffres situés en dessous, dans la même colonne. Les coordonnées sont présentées oralement et précédées d'un mot que le participant doit répéter avant de donner les chiffres (e.g., « TACAN...A...2 », réponse : « TACAN...7...9...2 »). Condition de référence : élocution de mots. 400 énoncés en condition de référence, 160 en condition statique et 120 en condition dynamique. Analyses acoustiques centrées sur les mots.
Tolkmitt and Scherer (1986)	50 étudiants en trois groupes : peu anxieux, très anxieux et anxiété déniée	4 séries de 5 diapositives. 4 types de diapositives : problèmes logiques faibles (charge mentale basse), problèmes logiques difficiles (charge mentale élevée), photos de corps humain avec des maladies de peau légères (charge émotionnelle basse) ou suite à un accident grave (charge émotionnelle élevée).	3 réponses verbales lors de la présentation des diapositives : (1) donner un code (chiffres) entouré de 2 voyelles ([a], [e], [i], [o] ou [u]) imprimé sur chaque diapositive puis répondre au problème ou estimer la chance de guérison pour les diapositives émotionnelles, (2) donner une réponse alternative si impossibilité de trouver la réponse aux diapositives (« <i>Die Antwort ist Alternative ...</i> ») et (3) évaluer la difficulté de la diapositive (« <i>Die Aufgabe empfand ich als ...</i> »). Analyses acoustiques centrées sur les phrases et les voyelles.
Brenner and Shipp (1988)	17 adultes hommes	Tâche de JEX (JEX, McDonnell, & Phatak, 1966) : tâche de poursuite visuelle avec compensation réalisée sur ordinateur (garder un triangle au milieu de l'écran à l'aide d'un joystick). 2 niveaux de difficulté : facile vs. difficile.	Compter de 90 à 100 le plus rapidement possible durant la tâche lors de l'apparition d'un signal sonore (toutes les 10s). Condition de référence : compter de 90 à 100 (9 répétitions).
Griffin and Williams (1987)	20 aviateurs navals	Tâche de poursuite visuelle (maintenir 2 curseurs sur des cibles en utilisant un joystick et des pédales) et tâche d'écoute dichotique (écouter des chiffres et des lettres délivrés sur les deux oreilles). 4 niveaux de charge mentale : (1) répéter les chiffres de 0 à 9, (2) répéter la même série de chiffres tout en réalisant la tâche psychomotrice, (3) tâche d'écoute dichotique avec rappel des chiffres présentés sur une des deux oreilles ou (4) rappeler des chiffres présentés sur une des deux oreilles dans la tâche d'écoute dichotique tout en réalisant simultanément la tâche psychomotrice (double tâche).	Élocution des chiffres. Analyses acoustiques centrées sur les chiffres prononcés (fréquence fondamentale calculée sur la partie centrale des chiffres).

TABLE 10.3: Revue détaillée des protocoles expérimentaux (i. e., locuteurs, tâche mentale, tâche de parole et vocabulaire analysé) utilisés pour évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale (suite).

Auteur(s)/Année	Locuteurs	Tâche mentale	Tâche de parole & vocabulaire analysé
Lively et al. (1993)	5 adultes hommes	Tâche de JEX avec difficulté élevée.	Énoncer /h/voynelle/d/ lorsque la phrase « <i>Say hVd again</i> » apparaît à l'écran lors de la tâche de JEX. Voyelles : /æ i u r/. Condition de référence : même principe que précédemment mais sans la tâche de JEX. Analyses acoustiques centrées sur les phrases, les voyelles et les segments /h/ et /d/. Analyses statistiques sujet par sujet.
Ruiz et al. (1996) 2 expérimentations	1 adulte	Tâche de Stroop. 3 conditions : (1) donner la couleur des cases colorées, (2) lire des noms de couleurs écrits à l'encre noire et (3) nommer la couleur de l'encre avec laquelle des noms de couleurs sont écrits (conflit sens mot vs. couleur encre).	Énoncer les couleurs « bleu », « vert », « rouge » ou « jaune ». Analyses acoustiques centrées sur les voyelles : 180 voyelles orales (60 dans chaque condition), c'est-à-dire 45 [u] du mot « rouge », 45 [ɛ] du mot « vert », 45 [ɔ] du mot « jaune » et 45 [ø] du mot « bleu ».
Congleton et al. (1997)	1 pilote et co-pilote	Vol réel se terminant par un crash. 3 phases de vol : (1) avant l'apparition de l'incident, (2) apparition de l'incident et (3) période qui précède le crash.	Discussion du pilote et co-pilote provenant de la boîte noire durant les 3 phases de vol. Condition de référence : phase de vol avant l'apparition de l'incident. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles : 307 pour le pilote et 366 pour le co-pilote.
Mendoza and Carballo (1998) 2 expérimentations	16 officiers de l'US Air Force (3f)	Simulation de défense aérienne. 5 niveaux de charge mentale : condition de référence, faible, moyen, élevé 1 et élevé 2.	Communications entre l'officier et les aéronefs sous son contrôle pour chaque niveau de charge mentale. Analyses acoustiques centrées sur une sélection de segments voisins, le plus souvent les mots « <i>Roger</i> » et « <i>Copy</i> ».
Scherer and Grandjean (2002)	82 étudiants 64 étudiants 100 adultes hommes	(1) 4 tâches : (1) réciter l'alphabet en prolongeant l'élocution de la voyelle [a] pendant 6 s, (2) lire des phrases difficiles à prononcer en prolongeant l'élocution de la voyelle [a] au milieu de la tâche, (3) réciter l'alphabet avec un retour auditif retardé de 250 ms et en prolongeant l'élocution de la voyelle [a] pendant 6 s et (4) réciter l'alphabet à l'envers en prolongeant l'élocution de la voyelle [a]. L'objectif est de réaliser les tâches aussi rapidement que possible, sans erreur; les erreurs diminuent la note finale des étudiants dans une matière de leur cursus universitaire. (2) Identique que (1) mais pas d'effet des erreurs sur la note finale des étudiants dans une matière de leur cursus universitaire. Tâche simple vs. double tâche. Tâche simple (faible charge mentale) : test de raisonnement logique. Double tâche (charge mentale élevée) : test de raisonnement logique + tâche de surveillance auditive (détecter une sonnerie de téléphone parmi 2 possibles). Dissociation des effets de la charge mentale et du stress psychologique sur la voix.	Condition de référence : réciter l'alphabet en prolongeant l'élocution de la voyelle [a] pendant 6 s. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles [a] prolongées. Analyses acoustiques centrées sur les voyelles [a] prolongées. Énoncer une phrase standard suivie d'une série de nombres avant, pendant et après la simple/double tâche (e. g., « <i>This is task number 345629</i> »). Condition de référence : phrases standards prononcées avant la tâche. Analyses acoustiques centrées sur les phrases standards.

TABLE 10.3: Revue détaillée des protocoles expérimentaux (i. e., locuteurs, tâche mentale, tâche de parole et vocabulaire analysé) utilisés pour évaluer les modifications du signal vocal lors de la variation du niveau de charge mentale (suite).

Auteur(s)/Année	Locuteurs	Tâche mentale	Tâche de parole & vocabulaire analysé
Rothkrantz et al. (2004)	108 adultes	Tâche de Stroop modifiée réalisée sur ordinateur avec augmentation progressive du niveau de difficulté : nom des couleurs (imprimées d'une couleur différente) présenté séquentiellement, avec une diminution de 0.5 s de la durée de présentation toutes les minutes. Stroop d'une durée de 5 min : 5 niveaux de difficulté.	Énoncer la couleur « bleu », « vert », « rouge » ou « jaune ». Condition de référence : 1ère minute de la tâche. Analyses acoustiques centrées sur les mots. Présentation des valeurs moyennes de chaque paramètre acoustique mais pas de statistiques.
Wood et al. (2004)	20 adultes (10f)	Conduite automobile. Conversation neutre vs. intense avec un expérimentateur grâce à un kit mains libres. Conversation neutre produit une demande mentale inférieure à celle produite par la conversation intense.	Énoncés produits lors de la conduite. Analyses acoustiques centrées sur les segments de parole (phrases et mots). Comparaison conversation neutre vs. intense.
Johnstone et al. (2007)	30 adultes hommes	Tâche de poursuite : 2 symboles (perte ou gain) se déplacent sur écran d'ordinateur ; éviter le symbole « perte » et toucher le symbole « gain ». Augmentation de la difficulté avec la hausse de la vitesse de déplacement des symboles. 2 niveaux de difficulté : faible vs élevé.	Message apparaît 4 fois par condition à intervalles réguliers : demande aux participants d'énoncer une phrase standard (« Ceci est la tâche... ») suivie de 5 chiffres ou de prolonger l'élocution de la voyelle [a]. Analyses acoustiques centrées sur les phrases standards et les voyelles.
Boril et al. (2010)	68 adultes (33f)	Tâche de conduite réelle. Discuter avec un passager (faible charge mentale) vs. interagir avec un système vocal embarqué (charge mentale élevée).	Énoncés produits pendant la conduite. Analyses acoustiques centrées sur les segments de parole voisés (voyelles).
Yap et al. (2010)	16 adultes (9f)	Tâche de Stroop. 3 conditions : (1) lire des noms de couleurs, (2) nommer la couleur de l'encre avec laquelle des noms de couleur sont écrits (conflit sens mot vs. couleur encre), (3) identique que (2) mais avec une contrainte de temps	Répéter 20 noms de couleurs (10 couleurs différentes répétées 2 fois). Analyses acoustiques centrées sur les voyelles [ae], [eh], [iy] et [uw] extraites des mots « noir », « rouge », « vert » et « bleu ».
Gorvoy et al. (2010)	10 étudiants en kinésiologie	Tâche arithmétique : compter de manière croissante et décroissante à partir d'un nombre choisi aléatoirement. 3 conditions de charge mentale : faible (1 chiffre), modérée (3 chiffres) et élevée (7 chiffres)	Énoncés produits durant la tâche arithmétique : 18 énoncés par participant. Analyses acoustiques centrées sur les énoncés.
Huttunen et al. (2011)	15 pilotes	Pilotage sur simulateur. 13 phases de vol avec différents niveaux de charge mentale. Niveau de charge mentale de chaque phase déterminé par un instructeur de vol grâce à l'échelle visuelle analogique (VAS).	Énoncés produits durant les différentes phases de vol. 8153 mots et 1536 énoncés au total. Analyses acoustiques centrées sur les énoncés. Variations des caractéristiques acoustiques calculées en soustrayant les résultats moyens de chaque pilote dans chacune des phases de vol 1-10 aux résultats des trois dernières phases de vol (moyenne des valeurs moyennes des phases 11-13 dans lesquelles la charge mentale était faible).
Bittner et al. (2013)	14 adultes (5f) jouant le rôle de pilote	Simulation de gestion du trafic aérien : répondre à des messages prioritaires et ignorer des messages distracteurs. 2 conditions de charge mentale : 5 messages distracteurs (faible charge mentale) vs. 10 (charge mentale élevée).	Énoncés produits durant la confirmation des instructions aux contrôleurs aériens au sol. Analyses acoustiques centrées sur les phrases.

Auteur(s)/Année	Caractéristiques énergétiques		Caractéristiques prosodiques				Caractéristiques spectrales			Caractéristiques temporelles		
	F0 moy	SD <sub>F0</sub>	Jitter	Shimmer	Fi	Energie bandes spectrales	Pente spectrale	Centre gravité spectral	Bruit spectral			
Hecker et al. (1968)	↑	↓	--	--	--	↓ proportion énergie HF (régions F3 et F4)	--	--	--	↓ durée consonnes et voyelles		
Mosko et al. (1983)	--	--	--	--	↑ F1, F2 (tendance)	--	--	--	--	↑ durée voyelle finale mots ↑ σ durée voyelles		
Tolkmitt et Scherer (1986)	∅	--	--	--	--	--	--	--	--	--		
Brenner et Shipp (1987)	↑	--	∅	∅	--	--	--	--	--	↑ débit parole		
Griffin et Williams (1987)	↑	--	--	--	--	--	--	--	--	↓ durée mots		
Lively et al. (1993)	↑	↓	∅	--	∅ F1, F2, F3	--	↓	--	--	↓ phrases et phonèmes (/h/ et /d/)		
Ruiz et al. (1996) (1)	↑	--	--	--	Δ	--	--	--	--	--		
Ruiz et al. (1996) (2)	↑	--	--	--	Δ	--	--	--	--	--		
Congleton et al. (1997)	↑	--	↓	∅	--	--	--	--	--	↑ durée communications		
Mendoza et Carballo (1998) (1)	↑	∅	↓	(PPQ) ↓	(APQ)	--	--	--	↓ VTI ↑ SPI ∅ NHR	--		
Mendoza et Carballo (1998) (2)	↑	--	↓	(PPQ) ↓	(APQ)	--	--	--	↓ VTI ↑ SPI ∅ NHR	--		
Scherer et Grandjean (2002)	↑	∅	--	--	--	↑ proportion énergie 0,5-1,6 kHz ↓ proportion énergie < 0,5 kHz	--	--	--	↓ durée syllabes = ↑ débit parole		
Rothkrantz et al. (2004)	↑	↑	↓	--	--	↓ proportion énergie HF (régions supérieures)	--	--	--	↑ durée mots		
Wood et al. (2004)	∅	↑	--	--	--	--	--	--	--	∅ durée moy et σ segments parole ∅ durée pauses ↑ σ durée pauses		
Johnstone et al. (2007)	↑	--	∅	--	--	∅ proportion énergie < 1 kHz	∅	--	--	--		
Boril et al. (2010)	↑	--	--	--	↑ F1, F4 ∅ F2, F3	--	--	↑	--	↑ durée segments parole		
Gorovoy et al. (2010)	--	--	--	--	--	--	--	--	--	↓ débit parole (syllabes/min) ↑ % pauses		
Yap et al. (2010)	--	--	--	--	↑ F1, ↓ F2	--	--	--	--	--		
Huttunen et al. (2011)	↑	↓	--	--	--	--	--	--	--	--		
Bittner et al. (2013) <sup>*1</sup>	↑	--	--	--	--	--	--	--	--	↓ débit parole (syllabes/s)		

↑ : Les auteurs utilisent une échelle subjective de charge mentale en 7-points (1 = vraiment faible, 7 = très élevée) afin de s'assurer de l'augmentation de la charge mentale lors de l'expérimentation.

TABLE 10.4: Synthèse des variations des paramètres acoustiques lors de l'augmentation de la charge mentale. ↑ : augmentation ; ↓ : diminution ; ∅ : aucun changement ; Δ : variation ; σ : moyenne ; σ : écart type ; F<sub>0</sub> : fréquence fondamentale ; SD<sub>F<sub>0</sub></sub> : écart type de F<sub>0</sub> ; Fi : fréquence du ième formant ; PPQ : quotient de perturbation de la période fondamentale ; APQ : quotient de perturbation de l'amplitude ; VTI : index de turbulence dans la voix ; SPI : index de phonation ; NHR : rapport de l'énergie du bruit sur l'énergie harmonique.

## 10.4.3 Systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence utilisant le signal vocal

TABLE 10.5: Revue détaillée des systèmes de reconnaissance automatique de l'état de somnolence utilisant le signal vocal. Loc. : Locuteurs; Lang. : Language; Ang : Anglais; All : Allemand; IL : Indépendant du locuteur;  $\sigma^7$  : hommes;  $\varphi$  : femmes; MFCC : coefficients cepstraux à échelle Mel; LPCC : coefficients cepstraux par prédiction linéaire; PHSC : coefficients spectraux intégrant des informations sur les variations de Fo et de ses harmoniques; LFCC : coefficients cepstraux à échelle linéaire en fréquence; Fo : fréquence fondamentale; F1-F5 : fréquence et largeur de bande des formants 1 à 5; HNR : rapport de l'énergie des harmoniques sur l'énergie du bruit; HMM : modèle de Markov caché; GMM : modèle de mélanges gaussiens; MLP : perceptron multicouche; LDA : analyses discriminantes linéaires; SVM : machines à vecteurs de supports; kNN : méthode des k plus proches voisins; DT : arbre de décision; NB : méthode bayésienne naïve; LR : régression logistique; RL : règle d'apprentissage; RBF : réseau à fonction de base radiale; LB : base logistique; FRL : réseau à logique floue; BN : réseau bayésien; SBR : score de bonne reconnaissance; RR : score *Recognition Rate*; CL : score *Class-Wise*.

Auteur(s)/année	Loc.	Lang.	Durée éveil	Tâche de parole	Vocabulaire analysé	IL	Descripteur(s) acoustique(s)	Classifieur(s)	SBR (%) [type]
Nwe et al. (2006)	12	Ang	60 h	Parole spontanée DCIEM (Bard et al., 1996)	Énoncés	?	MFCC, LPCC, PHSC	HMM	86.5 [CL]
Greeley et al. (2007)	2	Ang/All	34 h	Lecture (31 mots)	Voyelles Consonnes	?	MFCC	GMM	?
Krajewski and Kröger (2007)	23	All	20 h	Parole contrôlée (1 phrase)	Phrases	Non	MFCC, caractéristiques prosodiques (Fo, intensité, jitter, shimmer, etc.) et spectrales (F1-F5, HNR, pente spectrale, etc.)	MLP, LDA	84.2 [CL]
Krajewski et al. (2009)	12	All	24 h	Parole contrôlée (1 phrase)	Phrases	Non	MFCC, LPCC, LFCC, caractéristiques prosodiques (Fo, intensité, etc.), spectrales (F1-F5, HNR, pente spectrale, etc.) et temporelles (pauses, etc.)	MLP, SVM, kNN, DT, NB, LR, RBF, LB, FRL	82.8 [CL]
Krajewski et al. (2012)	77	Ang	20 h	Production de voyelles	Voyelles	Non	MFCC, caractéristiques prosodiques (Fo, intensité, etc.), spectrales (F1-F5, HNR, etc.) et dynamiques non linéaires (exposant de Lyapunov, dimensions fractales, etc.)	MLP, SVM, kNN, DT, NB, LR, RBF, LB, LDA, BN	79.6 $\varphi$ , 77.1 $\sigma^7$ [CL]

## 10.4.4 Systèmes de reconnaissance automatique du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal

TABLE 10.6: Revue détaillée des systèmes de reconnaissance automatique du niveau de charge mentale utilisant le signal vocal. Loc. : locuteurs; Lang. : Language; Ang : Anglais; IL : Indépendant du locuteur; MFCC : coefficients cepstraux à échelle Mel; PLPCC : coefficients de prédiction linéaire perceptuelle; Fo : fréquence fondamentale; F1 : fréquence du premier formant; F1-F3 : fréquence des formants 1 à 3; SCG : centre de gravité spectral; SES : *Spectral Energy Spread*; GMM : modèle de mélanges gaussiens; MLP : perceptron multicouche; SVM : machines à vecteurs de supports; DT : arbre de décision; LR : régression logistique; BN : réseau bayésien; SBR : score de bonne reconnaissance; RR : score *Recognition Rate*.

Auteur(s)/année	Loc.	Lang	Tâche mentale	Vocabulaire analysé	IL	Descripteur(s) acoustique(s)	Classifieur(s)	SBR (%) [type]
Yin et al. (2008)	15	Ang	(1) Lecture (2) Stroop	Énoncés	Oui	MFCC, Fo, intensité, <i>shift delta cepstra</i>	GMM	(1) : 71.1 [RR] (2) : 77.5 [RR]
Le et al. (2009)	15	Ang	Stroop	Énoncés	?	MFCC, caractéristiques cepstrales issues d'un banc de filtre non-uniforme	GMM	76.5 [?]
Boril et al. (2010)	68	Ang	Parole spontanée	Voyelles (segments voisés)	Oui	MFCC, PLPCC, Expolog, caractéristiques prosodiques (Fo), spectrales (F1, SCG, SES) et temporelles (durée des parties vocales)	GMM (classification) et SVM (fusion)	94.3 [?]
Gorovoy et al. (2010)	10	Ang	Arithmétique	Énoncés	?	% pauses, taux pauses, débit phonatoire	DT, MLP, LR, BN	85.5 [RR]
Le, Epps, Choi, and Ambikairajah (2010)	15	Ang	Stroop	Énoncés	?	Caractéristiques cepstrales extraites d'un filtrage du conduit vocal et caractéristiques spectrales	GMM	80.8 [?]
Le, Epps, Ambikairajah, and Sethu (2010)	15	Ang	Stroop	Énoncés	?	Caractéristiques cepstrales en sous-bandes pondérées	GMM	80.0 [?]
Yap et al. (2010)	16	Ang	Stroop	Voyelles	?	F1-F3	GMM	67.9 [?]
Le et al. (2011)	15	Ang	(1) Lecture (2) Stroop	Énoncés Voyelles	Oui	MFCC, caractéristiques prosodiques (Fo et intensité) et spectrales (centroïdes spectraux)	GMM	(1) : 72.5 [?] (2) : 88.5 [?]
Yap et al. (2015)	26	Ang	(1) Lecture (2) Empan mnésique (3) Stroop (4) Stroop avec pression temporelle (5) Double tâche (Stroop + arithmétique)	Segments voisés	?	MFCC, caractéristiques prosodiques (Fo et intensité), spectrales (F1-F3, centroïdes spectraux) et glottiques	GMM	(1) : 59.3 [?] (2) : 52.6 [?] (3) : 91.3 [?] (4) : 66.2 [?] (5) : 56.9 [?]



10.5 DISPOSITIFS EXPÉRIMENTAUX

10.5.1 Dispositif expérimental étude « Voix et Somnolence »

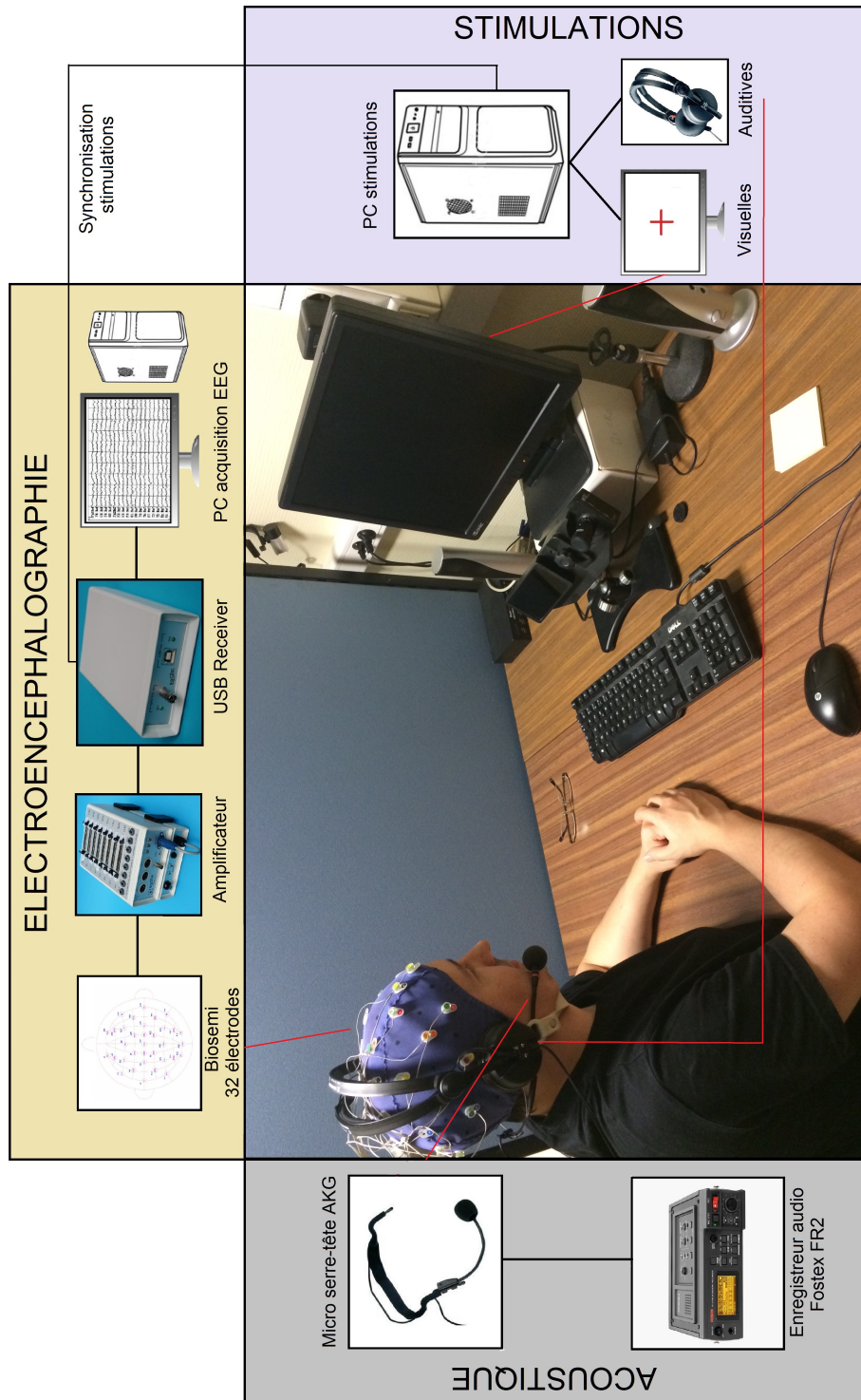


FIGURE 10.5: Dispositif expérimental étude « Voix et Somnolence ».



## 10.5.2 Dispositif expérimental étude « Voix et Charge Mentale »

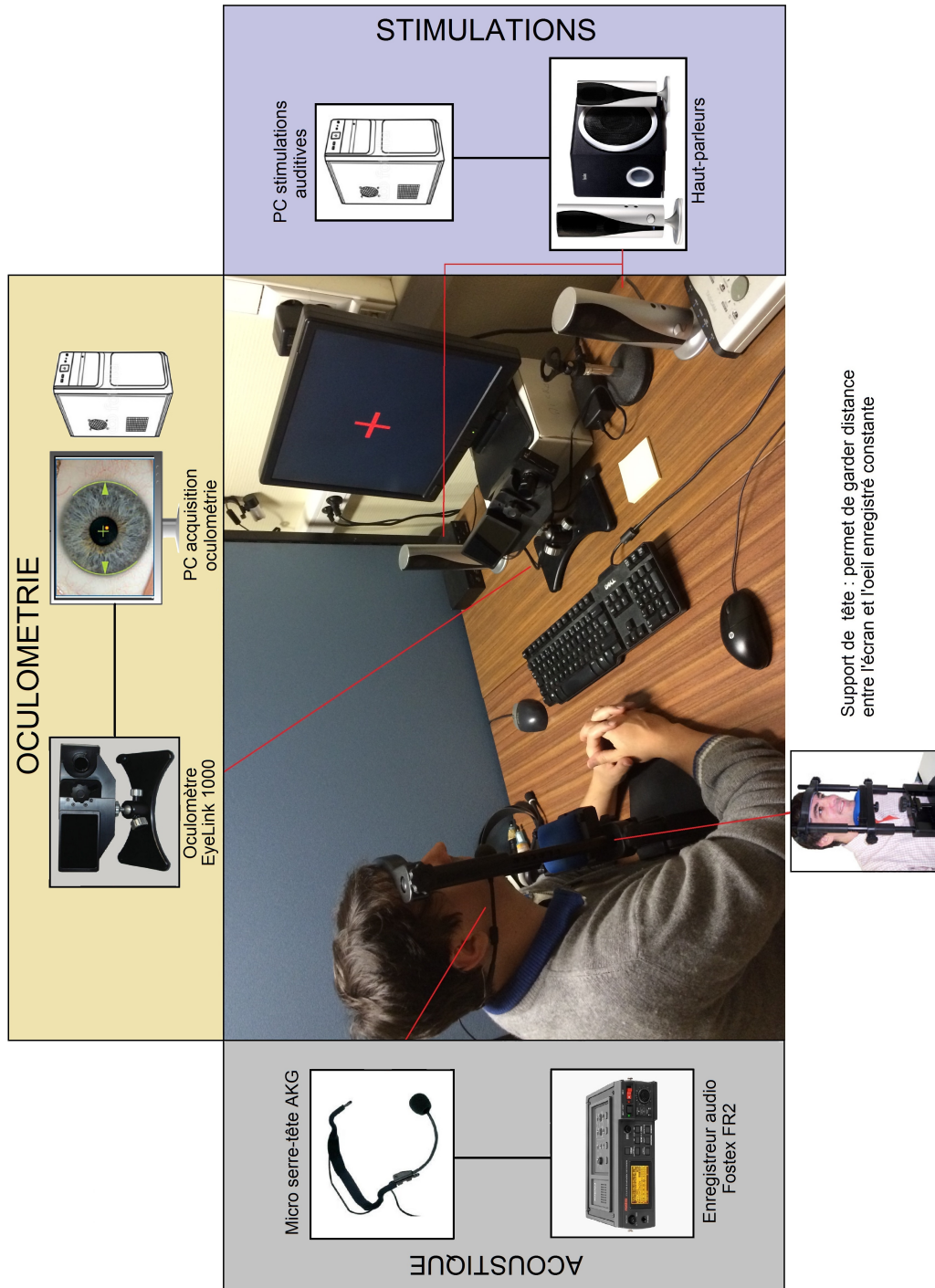


FIGURE 10.6: Dispositif expérimental étude « Voix et Charge Mentale ».



```

# Donner le nom de la ligne d'étiquetage (tier) lors de la création du TextGrid
# par défaut Voyelles car sur cette ligne du TextGrid on trouve les différents types de voyelles segmentées
comment Spécifiez le nom du "tier":

sentence tierName Voyelles
sentence tierName2 Mots

# comment Specify length of left and right buffer (in seconds):
# positive margin 0.005

comment Préfixe optionnel:
sentence prefixe
comment Suffixe optionnel (.wav sera toujours automatiquement rajouté):
sentence suffixe

# comment Append time point?
# boolean append_time no

endform

# efface le fichier contenant la liste des segments .wav déjà extraits
filedelete 'dirSeg$\'fichierSon$_list.txt

# lecture du fichier TextGrid qui doit porter le même nom que le fichier wav.
# à préciser au moment de sa sauvegarde lors de l'étiquetage dans Praat

Read from file... 'dirTexte$\'fichierSon$'.TextGrid

# lecture du fichier son. Possible qu'il faille l'ouvrir aussi avec Read from file...
# pour le segmenter en sous fichiers wav. Mais alors le fichier principal ne peut excéder
# 3 minutes donc il faut le découper au préalable avec Audacity.
Open long sound file... 'dirSon$\'fichierSon$'.wav

#Déclaration du compteur
compteur = 0

#repérage des étiquettes ("tier")et des intervalles et extraction vers fichiers wav

select TextGrid 'fichierSon$'

#Tier 1
#thname$ = Get tier name... 2

```

```

# Recherche des intervalles non vides du tier 1
nInterv_t1 = Get number of intervals... 1
#Parcours premier tier
    for j from 1 to 'nInterv_t1'
        #recupération du label des intervals courant "j"
        lab_v$ = Get label of interval... 1 'j',
        if lab_v$ != ""
            # On incremente le compteur
            compteur = compteur + 1
            # valeurs temporelles de début et de fin de chaque intervalle
            begwd = Get starting point... 1 'j',
            endwd = Get end point... 1 'j',
            #Parcours deuxième tiers
            #Tier 2
            #i = 2
            nInterv_t2 = Get number of intervals... 2
            for k from 1 to 'nInterv_t2',
                #recupération du label des intervals courant "j"
                lab_m$ = Get label of interval... 2 'k',
                if lab_m$ != ""
                    # valeurs temporelles de début et de fin de chaque intervalle
                    begwd_m = Get starting point... 2 'k',
                    endwd_m = Get end point... 2 'k',
                    if begwd_m < begwd and endwd_m > endwd
                        select LongSound 'fichierSon$',
                            Extract part... 'begwd' 'endwd' yes
                            #Suppression des . dans le nom du fichier
                            tirectRempPoint$ = replace$ ("'begwd:2'", "_", 0)
                    Write to WAV file... 'dirSeg$\prefixe$\compteur'-'lab_v$'-'lab_m$'-'tirectRempPoint$', 'suffixe$'.wav
                    #'dirSeg$\prefixe$'-'tname$'-'compteur'-'lab_v$'-'lab_m$'-'tirectRempPoint$', 'suffixe$'.wav

```

```

# Sauvegarde du label de chaque fichier segmenté dans un fichier .txt
fileappend "'dirSeg'\fichierSon$_list.txt" 'prefixe$'-'compteur'-'lab_v$'-'lab_m$'-'tiretRemppoint$' 'suffixe$'.wav 'newline$'
#"dirSeg'\fichierSon$_list.txt" 'prefixe$'-'tname$'-'compteur'-'lab_v$'-'lab_m$'-'tiretRemppoint$' 'suffixe$'.wav 'newline$'

# suppression des objets
select Sound 'fichierSon$',
Remove
endif

endif
select TextGrid 'fichierSon$',
endif
endif

# nouvelle sélection du TextGrid pour le traitement de l'intervalle suivant
select TextGrid 'fichierSon$',
endif
endif

# suppression complète des objets
select TextGrid 'fichierSon$',
plus LongSound 'fichierSon$',
Remove

```



```

comment Spécifiez le nom du "tier":

sentence tierName Voyelles
sentence tierName2 Mots
sentence tierName3 Condition

# comment Specify length of left and right buffer (in seconds):
# positive margin 0.005

comment Préfixe optionnel:
sentence prefixe
comment Suffixe optionnel (.wav sera toujours automatiquement rajouté):
sentence suffixe

# comment Append time point?
# boolean append_time no

endform

# efface le fichier contenant la liste des segments .wav déjà extraits
filedelete 'dirSeg$\'fichierSon$_list.txt

# lecture du fichier TextGrid qui doit porter le même nom que le fichier wav.
# à préciser au moment de sa sauvegarde lors de l'étiquetage dans Praat

Read from file... 'dirTexte$\'fichierSon$.TextGrid

# lecture du fichier son. Possible qu'il faille l'ouvrir aussi avec Read from file...
# pour le segmenter en sous fichiers wav. Mais alors le fichier principal ne peut excéder
# 3 minutes donc il faut le découper au préalable avec Audacity.

Open long sound file... 'dirSon$\'fichierSon$.wav

#Declaration du compteur
compteur = 0

#repérage des étiquettes ("tier")et des intervalles et extraction vers fichiers wav

select TextGrid 'fichierSon$'

#Tier 1

```

```

#tname$ = Get tier name.... 2
# Recherche des intervalles non vides du tier 1
nInterv_t1 = Get number of intervals... 1
#Parcours premier tier
  for j from 1 to 'nInterv_t1'
    #recupération du label des intervals courant "j"
    lab_v$ = Get label of interval... 1 'j',
    if lab_v$ != ""
      # On incremente le compteur
      compteur = compteur + 1
      # valeurs temporelles de début et de fin de chaque intervalle
      begwd = Get starting point... 1 'j',
      endwd = Get end point... 1 'j',
      #Parcours deuxième tiers
      #Tier 2
      nInterv_t2 = Get number of intervals... 2
      for k from 1 to 'nInterv_t2',
        #recupération du label des intervals courant "j"
        lab_m$ = Get label of interval... 2 'k',
        if lab_m$ != ""
          # valeurs temporelles de début et de fin de chaque intervalle
          begwd_m = Get starting point... 2 'k',
          endwd_m = Get end point... 2 'k',
          if begwd_m < begwd and endwd_m > endwd
            #Parcours troisième tiers
            #Tier 3
            nInterv_t3 = Get number of intervals... 3
            for l from 1 to 'nInterv_t3',
              #recupération du label des intervals courant "j"
              lab_c$ = Get label of interval... 3 'l',
              if lab_c$ != ""

```





### 10.6.3 Script d'extraction des paramètres acoustiques : études « Voix et Somnolence » et « Voix et Charge Mentale »

```
#####
###      Extraction des paramètres d'une série de voyelles
###
### Ce script ouvre toutes les voyelles en .wav dans le dossier précisé par le chemin "dirName$" ###
### et crée un fichier texte des résultats des analyses acoustiques par voyelle
###
#####

# Modifier si nécessaire le répertoire du dossier son
dirName$ = "C:\Users\StanislasB\Dropbox\Stan\Son\"

# on efface le précédent fichier de résultats
# name$ = "C:\Users\StanislasB\Dropbox\Stan\Résultats\results.txt"
# filedelete 'name$'

# Va chercher les fichiers .wav dans le répertoire
soundNames$ = dirName$ + "*.wav"

# Structure la liste car ils sont tous attachés
Create Strings as file list... list 'soundNames$'

# Chemin et nom du fichier où seront les résultats
resultats_files$ = dirName$ + "results.txt"

# Compte le nombre d'éléments dans la liste
numberOffiles = Get number of strings

# Début de la boucle de traitement sur chaque élément de la liste des fichiers
# ifile = +1 à chaque fin de boucle (endfor)

for ifile to numberOffiles
    select Strings list
    # récupère l'élément à la position ifile dans la liste
    sound_file_name$ = Get string... ifile
    # enlève le .wav des éléments dans le conteneur
    root_name$ = sound_file_name$ - ".wav"
```

```

# Chemin + Nom élément
sound_file$ = dirName$ + sound_file_name$

# Ouvrir le son
Read from file... 'sound_file$'

# Analyse du Pitch (méthode de l'intercorrélation)
To Pitch (cc)... 0 75 15 no 0.03 0.45 0.01 0.35 0.14 600

# Calcul de la fréquence fondamentale moyenne et son écart-type
f0 = Get mean... 0 0 Hertz
ectyph0 = Get standard deviation... 0 0 Hertz

# Calcul des différents jitters, du nombre de périodes et des shimmers
select Sound 'root_name$',
plus Pitch 'root_name$',
To PointProcess (cc)

jit1 = Get jitter (local)... 0 0 0.0001 0.02 2
jit2 = Get jitter (local, absolute)... 0 0 0.0001 0.02 2
jit3 = Get jitter (rap)... 0 0 0.0001 0.02 2
jit4 = Get jitter (ppq5)... 0 0 0.0001 0.02 2
jit5 = Get jitter (ddp)... 0 0 0.0001 0.02 2
nperiodes = Get number of periods... 0 0 0.0001 0.02 2

select Sound 'root_name$',
plus PointProcess 'root_name$', 'root_name$',
shim1 = Get shimmer (local)... 0 0 0.0001 0.02 2 2
shim2 = Get shimmer (local_db)... 0 0 0.0001 0.02 2 2
shim3 = Get shimmer (apq3)... 0 0 0.0001 0.02 2 2
shim4 = Get shimmer (apq5)... 0 0 0.0001 0.02 2 2
shim5 = Get shimmer (apq11)... 0 0 0.0001 0.02 2 2
shim6 = Get shimmer (dda)... 0 0 0.0001 0.02 2 2

# Calcul du HNR moyen et de son écart-type
select Sound 'root_name$',
To Harmonicity (cc)... 0.01 75 0.1 1.0
hnr = Get mean... 0 0
ectyphnr = Get standard deviation... 0 0

# Calcul des données spectrales: Formants, CGS etc ...
select Sound 'root_name$',
Resample... 10000 50
# on borne ainsi le spectre à 5000 Hz

```

```

To LPC (autocorrelation)... 12 0.025 0.005 50
To Formant
formant1 = Get mean... 1 0 0 Hertz
formant2 = Get mean... 2 0 0 Hertz
formant3 = Get mean... 3 0 0 Hertz
formant4 = Get mean... 4 0 0 Hertz

select Sound 'root_name$'
Resample... 10000 50
To Spectrum... fast
cgs = Get centre of gravity... 2
skew = Get skewness... 2
kurt = Get kurtosis... 2

# calcul de rapports d'énergie dans le spectre
b1 = (formant1 + formant2)/2
b2 = (formant2 + formant3)/2
b3 = (formant3 + formant4)/2
rap1 = Get band energy difference... 0 b1 b1 5000
rap2 = Get band energy difference... 0 b2 b2 5000
rap3 = Get band energy difference... 0 b3 b3 5000

# Calcul des coefficients MFCC
resultats_files1$ = dirName$ + "MFCC.txt"
select Sound 'root_name$',
Resample... 10000 50
To MFCC... 12 0.0015 0.005 218.813 164.973 2363.466
To Matrix
# chaque colonne est une frame et chaque ligne un coeff MFCC
nbrecol = Get number of columns
nbrelig = Get number of rows
  for i from 1 to nbrelig
    scc = 0
    for j from 1 to nbrecol
      cc = Get value in cell... i j
      scc = scc + cc
    endfor
    ccmoy'i' = scc / nbrecol
# si on veut sortir à part les coeff MFCC dans un autre fichier il faut enlever le
# 'i' et taper le fileappend ci-dessous et créer le resultats_files1$ au début.
# fileappend "'resultats_files1$', 'root_name$', 'tab$', 'i', 'tab$', 'ccmoy', 'newline$',
  endfor

# écriture dans le fichier results.txt (se trouvant dans le dossier des voyelles analysées)

```

```

# du nom du fichier suivi de la valeur de chaque paramètre acoustique qui sont successivement
# Fo moyenne, écart-type de Fo, nombre de périodes pour le calcul des jitters et shimmers ...
# les :2 ou :3 indiquent le nombre de décimales désirées.

fileappend "resultats_files$" "root_name$" "tab$" "f0:2" "tab$" "ectypf0:2" "tab$" "jit1:3" "tab$" "jit2:3" "tab$" "jit3:3"
"tab$" "jit4:3" "tab$" "jit5:3" "tab$" "shim1:3" "tab$" "shim2:3" "tab$" "shim3:3" "tab$" "shim4:3" "tab$" "shim5:3" "tab$" "shim6:3" "tab$" "hnr:2"
"tab$" "ectyphnr:2" "tab$" "cgs:2" "tab$" "skew:2" "tab$" "kurt:2" "tab$" "formant1:2" "tab$" "formant2:2" "tab$" "formant3:2" "tab$" "formant4:2"
"tab$" "rap1:2" "tab$" "rap2:2" "tab$" "rap3:2" "tab$" "ccmoy1" "tab$" "ccmoy2" "tab$" "ccmoy3" "tab$" "ccmoy4" "tab$" "ccmoy5" "tab$" "ccmoy6" "tab$"
"ccmoy7" "tab$" "ccmoy8" "tab$" "ccmoy9" "tab$" "ccmoy10" "tab$" "ccmoy11" "tab$" "ccmoy12" "newline$"

endfor
# passage au fichier suivant jusqu'au dernier .wav

#select Strings list
select all
Remove
$

```

## 10.7 MOTS TÂCHE MNÉSIQUE ÉTUDE « VOIX ET CHARGE MENTALE »

TABLE 10.7: Fréquence d'occurrence dans la langue française (FOLF) et degré de familiarité (DF) des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots. Bases de données : *French Lexicon Project 1Syll* (Desrochers & Bergeron, 2000); *Fréq Sub & Imagerie 1916* (Ferrand, 2011).

Mot	FOLF	DF	Bases de données
âge	5.95	2.94	Fréq Sub & Imagerie 1916
aile	3.8	2.3	French Lexicon Project 1Syll
âne	3.5	2.72	French Lexicon Project 1Syll
ange	4.1	2.38	French Lexicon Project 1Syll
août	3.5	3	French Lexicon Project 1Syll
arbre	5.45	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
arc	3.4	2.21	French Lexicon Project 1Syll
art	4.2	2.8	French Lexicon Project 1Syll
bac	4.1	2.64	French Lexicon Project 1Syll
bague	4.8	2.44	Fréq Sub & Imagerie 1916
bain	5.56	2.88	Fréq Sub & Imagerie 1916
balle	4.78	2.7	Fréq Sub & Imagerie 1916
banc	4.6	2.62	French Lexicon Project 1Syll
bar	4.8	2.85	French Lexicon Project 1Syll
barbe	4.33	2.69	Fréq Sub & Imagerie 1916
biais	3.6	2.39	Fréq Sub & Imagerie 1916
biche	2.48	2.56	Fréq Sub & Imagerie 1916
bière	4.3	1.53	French Lexicon Project 1Syll
blé	4.4	2.59	French Lexicon Project 1Syll
blouse	4.19	2.68	Fréq Sub & Imagerie 1916
bonne	5.7	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
bouc	3.8	2.85	French Lexicon Project 1Syll
bouée	3.6	2.57	French Lexicon Project 1Syll
bras	5.47	2.93	Fréq Sub & Imagerie 1916
brique	3.82	2.42	Fréq Sub & Imagerie 1916
bruit	5.59	2.94	Fréq Sub & Imagerie 1916
buée	4.1	2.75	French Lexicon Project 1Syll
caisse	4.4	2.42	French Lexicon Project 1Syll
cale	1.9	1.95	Fréq Sub & Imagerie 1916
cape	2.69	2.57	Fréq Sub & Imagerie 1916
cerf	2.9	1.93	Fréq Sub & Imagerie 1916
chaise	6.02	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
châle	2.36	2.52	Fréq Sub & Imagerie 1916
chance	5.42	2.84	Fréq Sub & Imagerie 1916
chant	4.4	2.83	French Lexicon Project 1Syll
char	2.8	2.3	French Lexicon Project 1Syll

TABLE 10.7: Fréquence d'occurrence dans la langue française (FOLF) et degré de familiarité (DF) des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). Bases de données : *French Lexicon Project 1Syll* (Desrochers & Bergeron, 2000); *Fréq Sub & Imagerie 1916* (Ferrand, 2011).

Mot	FOLF	DF	Bases de données
chat	5.52	2.85	Fréq Sub & Imagerie 1916
choix	5.8	2.96	French Lexicon Project 1Syll
clé	6	3	French Lexicon Project 1Syll
corne	3.15	2.6	Fréq Sub & Imagerie 1916
corps	5.58	2.95	Fréq Sub & Imagerie 1916
coude	4.5	2.56	French Lexicon Project 1Syll
coup	4.9	2.61	French Lexicon Project 1Syll
craie	3.6	2.75	French Lexicon Project 1Syll
crainte	4.06	2.86	Fréq Sub & Imagerie 1916
crampe	4	2.68	French Lexicon Project 1Syll
cri	4.6	2.56	French Lexicon Project 1Syll
crique	2.9	2.24	French Lexicon Project 1Syll
daim	2.9	2.13	French Lexicon Project 1Syll
dent	5.53	2.85	Fréq Sub & Imagerie 1916
deuil	3.73	2.56	Fréq Sub & Imagerie 1916
dieu	4	2.68	French Lexicon Project 1Syll
drap	4.9	2.81	French Lexicon Project 1Syll
eau	6.7	2.95	French Lexicon Project 1Syll
face	5.2	2.84	French Lexicon Project 1Syll
femme	6.31	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
fer	3.8	2.6	French Lexicon Project 1Syll
feu	5.09	2.77	Fréq Sub & Imagerie 1916
feuille	5.8	3	French Lexicon Project 1Syll
fil	5.33	2.95	Fréq Sub & Imagerie 1916
flamme	4	2.79	French Lexicon Project 1Syll
fleur	5.04	2.83	Fréq Sub & Imagerie 1916
force	5.19	2.52	Fréq Sub & Imagerie 1916
four	4.8	2.78	Fréq Sub & Imagerie 1916
front	4.8	2.84	French Lexicon Project 1Syll
frousse	4.1	2.64	French Lexicon Project 1Syll
fruit	4.4	2.71	French Lexicon Project 1Syll
gaine	2.9	2.15	French Lexicon Project 1Syll
gars	5.97	2.75	Fréq Sub & Imagerie 1916
genre	5.4	2.65	French Lexicon Project 1Syll
gens	5.8	2.86	French Lexicon Project 1Syll
geste	5.1	2.76	French Lexicon Project 1Syll
globe	3.77	2.78	Fréq Sub & Imagerie 1916
goût	5.36	2.96	Fréq Sub & Imagerie 1916
grange	3.44	2.71	Fréq Sub & Imagerie 1916

TABLE 10.7: Fréquence d'occurrence dans la langue française (FOLF) et degré de familiarité (DF) des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). Bases de données : *French Lexicon Project 1Syll* (Desrochers & Bergeron, 2000); *Fréq Sub & Imagerie 1916* (Ferrand, 2011).

Mot	FOLF	DF	Bases de données
guerre	5.08	2.85	Fréq Sub & Imagerie 1916
hache	3.34	2.61	Fréq Sub & Imagerie 1916
haine	4.1	2.77	French Lexicon Project 1Syll
hanche	4	2.5	French Lexicon Project 1Syll
harpe	2.8	2.1	French Lexicon Project 1Syll
heure	6.3	3	French Lexicon Project 1Syll
homme	5.9	3	French Lexicon Project 1Syll
honte	4.9	2.77	French Lexicon Project 1Syll
hotte	1.91	2.52	Fréq Sub & Imagerie 1916
housse	3.8	2.69	French Lexicon Project 1Syll
île	3.3	2.78	French Lexicon Project 1Syll
joie	4.6	2.96	French Lexicon Project 1Syll
jouet	4.7	2.7	French Lexicon Project 1Syll
jour	6.1	3	French Lexicon Project 1Syll
juin	3.7	2.94	French Lexicon Project 1Syll
jus	5.67	2.94	Fréq Sub & Imagerie 1916
laine	3.92	2.65	Fréq Sub & Imagerie 1916
lait	5.5	2.84	French Lexicon Project 1Syll
lame	3.9	1.78	French Lexicon Project 1Syll
lard	3.5	2.61	French Lexicon Project 1Syll
lien	5.05	2.64	Fréq Sub & Imagerie 1916
lieu	5.2	2.46	French Lexicon Project 1Syll
lion	3.57	2.9	Fréq Sub & Imagerie 1916
loi	4.8	2.86	French Lexicon Project 1Syll
loup	3.67	2.7	Fréq Sub & Imagerie 1916
luge	2.9	2.57	French Lexicon Project 1Syll
maille	2.72	2.25	Fréq Sub & Imagerie 1916
mèche	4.4	1.83	French Lexicon Project 1Syll
menthe	4.3	2.67	French Lexicon Project 1Syll
mode	5.25	2.5	Fréq Sub & Imagerie 1916
mois	5.6	2.82	French Lexicon Project 1Syll
mot	5.5	2.94	French Lexicon Project 1Syll
moue	3.4	2.35	French Lexicon Project 1Syll
mousse	4.06	2.82	Fréq Sub & Imagerie 1916
mule	3.1	2.45	French Lexicon Project 1Syll
mur	5.07	2.9	Fréq Sub & Imagerie 1916
mythe	3	2.71	French Lexicon Project 1Syll
nain	3.12	2.57	Fréq Sub & Imagerie 1916
nerf	4.86	2.76	Fréq Sub & Imagerie 1916



TABLE 10.7: Fréquence d'occurrence dans la langue française (FOLF) et degré de familiarité (DF) des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). Bases de données : *French Lexicon Project 1Syll* (Desrochers & Bergeron, 2000); *Fréq Sub & Imagerie 1916* (Ferrand, 2011).

Mot	FOLF	DF	Bases de données
niche	2.77	2.89	Fréq Sub & Imagerie 1916
nid	3.5	2.6	French Lexicon Project 1Syll
nœud	4.32	2.59	Fréq Sub & Imagerie 1916
noir	5.78	2.95	Fréq Sub & Imagerie 1916
noix	3.7	2.65	French Lexicon Project 1Syll
onde	3.8	2.24	French Lexicon Project 1Syll
os	4.5	2.9	French Lexicon Project 1Syll
pain	6.4	3	French Lexicon Project 1Syll
pale	3.8	2	French Lexicon Project 1Syll
parc	4.92	2.86	Fréq Sub & Imagerie 1916
peau	5.2	2.83	French Lexicon Project 1Syll
pente	3.9	2.74	French Lexicon Project 1Syll
père	5.6	2.53	French Lexicon Project 1Syll
peur	5	2.79	French Lexicon Project 1Syll
piéd	5.6	2.92	French Lexicon Project 1Syll
pièrre	4.4	2.82	French Lexicon Project 1Syll
piön	3.7	2.43	French Lexicon Project 1Syll
place	5.88	2.68	Fréq Sub & Imagerie 1916
plomb	3.4	2	French Lexicon Project 1Syll
plot	3.2	1.2	French Lexicon Project 1Syll
pluie	5.5	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
poids	5.3	2.86	French Lexicon Project 1Syll
pont	4.2	2.89	French Lexicon Project 1Syll
poste	4.85	2.8	Fréq Sub & Imagerie 1916
poudre	4.19	2.83	Fréq Sub & Imagerie 1916
prince	3.5	2.63	French Lexicon Project 1Syll
prix	5.6	3	French Lexicon Project 1Syll
queue	4	2.88	French Lexicon Project 1Syll
ranch	2.8	1.73	French Lexicon Project 1Syll
rang	4.1	2.33	French Lexicon Project 1Syll
rap	4.2	1.71	French Lexicon Project 1Syll
rein	3.8	2.77	French Lexicon Project 1Syll
riz	5.1	2.86	French Lexicon Project 1Syll
rôle	4.94	2.7	Fréq Sub & Imagerie 1916
rose	5.05	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
route	5.7	3	French Lexicon Project 1Syll
sac	6	3	French Lexicon Project 1Syll
science	5.36	2.91	Fréq Sub & Imagerie 1916
score	4.7	2.79	French Lexicon Project 1Syll

TABLE 10.7: Fréquence d'occurrence dans la langue française (FOLF) et degré de familiarité (DF) des mots utilisés dans la tâche de mémoire de rappel de listes de mots (suite). Bases de données : *French Lexicon Project 1Syll* (Desrochers & Bergeron, 2000); *Fréq Sub & Imagerie 1916* (Ferrand, 2011).

Mot	FOLF	DF	Bases de données
sens	5.08	2.9	Fréq Sub & Imagerie 1916
seuil	4.3	2.48	French Lexicon Project 1Syll
soin	4.8	2.73	French Lexicon Project 1Syll
souche	3.2	2.8	French Lexicon Project 1Syll
soute	2.16	2.26	Fréq Sub & Imagerie 1916
sport	4.9	2.92	French Lexicon Project 1Syll
stand	3.3	1.94	French Lexicon Project 1Syll
suite	5.6	2.88	French Lexicon Project 1Syll
tas	4.5	2.64	French Lexicon Project 1Syll
tasse	5.28	2.95	Fréq Sub & Imagerie 1916
teinte	3.54	2.48	Fréq Sub & Imagerie 1916
temps	6.2	2.94	French Lexicon Project 1Syll
terme	4.8	2.71	French Lexicon Project 1Syll
tête	6.2	2.9	Fréq Sub & Imagerie 1916
thème	4.8	2.93	French Lexicon Project 1Syll
thèse	4	2.77	French Lexicon Project 1Syll
thym	3.6	2.67	French Lexicon Project 1Syll
tic	4	2.71	French Lexicon Project 1Syll
tir	4	2.5	French Lexicon Project 1Syll
toile	3.8	2.6	French Lexicon Project 1Syll
torche	3.02	2.71	Fréq Sub & Imagerie 1916
trac	3.7	2.65	French Lexicon Project 1Syll
train	4.3	2.16	French Lexicon Project 1Syll
trappe	3.2	2.22	French Lexicon Project 1Syll
tri	4.8	2.83	French Lexicon Project 1Syll
tronc	3.9	2.4	Fréq Sub & Imagerie 1916
trou	4.5	2.81	French Lexicon Project 1Syll
trousse	3.76	2.88	Fréq Sub & Imagerie 1916
truc	5.8	3	French Lexicon Project 1Syll
tuile	3.56	2.61	Fréq Sub & Imagerie 1916
veau	3.4	2.41	French Lexicon Project 1Syll
vent	4.8	2.95	French Lexicon Project 1Syll
verre	6.5	3	French Lexicon Project 1Syll
vie	6.21	3	Fréq Sub & Imagerie 1916
vin	5.05	2.75	Fréq Sub & Imagerie 1916
vis	4.02	2.76	Fréq Sub & Imagerie 1916
voile	3.41	2.38	Fréq Sub & Imagerie 1916
vue	5.47	2.91	Fréq Sub & Imagerie 1916

## 10.8 RÉSULTATS ANNEXES ÉTUDE « VOIX ET SOMNOLENCE »

10.8.1 *KDT : puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$* 

TABLE 10.8: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) des puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  entre les régions du scalp (frontale, centrale, pariétale et occipitale) lors des phases « yeux fermés » (YF) et « yeux ouverts » (YO) du KDT. La valeur du  $p$  est indiquée. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	vs.		Centrale		Pariétale		Occipitale	
	Moy	$\sigma$	t (21)	$p$	t (21)	$p$	t (21)	$p$
<b>Alpha YF</b>								
Frontale	23.99	10.13	-5.94	****	-7.58	****	-5.39	****
Centrale	27.18	9.89	–	–	-6.85	****	-4.52	****
Pariétale	36.46	13.97	–	–	–	–	0.42	0.68
Occipitale	35.80	15.08	–	–	–	–	–	–
<b>Alpha YO</b>								
Frontale	14.71	5.41	-5.89	****	-5.48	****	-2.56	*
Centrale	18.10	7.26	–	–	-3.22	**	1.09	0.29
Pariétale	20.84	9.41	–	–	–	–	4.01	***
Occipitale	17.00	6.84	–	–	–	–	–	–
<b>Thêta YF</b>								
Frontale	19.02	4.98	2.83	**	6.35	****	5.35	****
Centrale	17.41	4.55	–	–	7.39	****	4.57	****
Pariétale	14.18	5.10	–	–	–	–	0.83	0.41
Occipitale	13.53	4.96	–	–	–	–	–	–
<b>Thêta YO</b>								
Frontale	18.98	5.48	2.82	**	5.76	****	4.01	***
Centrale	17.35	3.94	–	–	7.16	****	3.43	**
Pariétale	14.69	3.17	–	–	–	–	-0.73	0.47
Occipitale	15.04	3.85	–	–	–	–	–	–

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

TABLE 10.9: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) des puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  avant et après la privation totale de sommeil (PTS) pour chaque région du scalp (frontale, centrale, pariétale et occipitale) lors des phases « yeux fermés » (YF) et « yeux ouverts » (YO) du KDT. La valeur du  $p$  et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	Variation (%)		
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$			Moy	$\sigma$	
<b>Alpha YF</b>									
Frontale	27.28	12.07	20.69	8.95	4.84	****	<b>-19.71</b>	20.61	
Centrale	29.89	11.72	24.48	8.97	3.79	***	<b>-13.95</b>	21.09	
Pariétale	40.12	16.11	32.80	13.86	3.11	**	<b>-15.62</b>	21.12	
Occipitale	40.15	17.65	31.45	14.57	3.47	**	<b>-17.38</b>	22.69	
<b>Alpha YO</b>									
Frontale	15.10	6.00	14.32	5.07	1.44	0.17	0.26	31.35	
Centrale	18.21	8.03	17.98	6.84	0.33	0.75	8.38	47.77	
Pariétale	20.32	9.43	21.35	9.76	-1.26	0.22	15.63	58.74	
Occipitale	16.45	6.82	17.55	7.48	-1.22	0.24	20.53	71.53	
<b>Thêta YF</b>									
Frontale	17.03	4.82	21.02	6.37	-3.50	**	<b>28.39</b>	38.09	
Centrale	15.54	4.53	19.28	5.46	-4.17	****	<b>29.55</b>	35.31	
Pariétale	12.05	4.87	16.31	6.38	-4.04	***	<b>47.99</b>	71.85	
Occipitale	10.76	3.94	16.30	7.89	-3.45	**	<b>65.97</b>	103.74	
<b>Thêta YO</b>									
Frontale	19.13	5.29	18.82	6.34	-3.45	0.72	0.42	24.15	
Centrale	16.95	4.04	17.74	4.35	-1.29	0.21	7.58	25.08	
Pariétale	14.38	3.45	15.00	3.32	-1.29	0.24	8.29	29.80	
Occipitale	15.05	3.90	15.04	4.28	-1.29	0.99	4.60	36.34	

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

## 10.8.2 Tâche « oddball » visuelle : composante P300

TABLE 10.10: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et l'aire sous la courbe (AUC) de la P300 entre les électrodes (Fz, Cz et Pz). La valeur du  $p$  est indiquée. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	vs.		Cz		Pz	
			t (21)	$p$	t (21)	$p$
	Moy	$\sigma$				
<b>Pic</b>						
Fz	6.90	2.97	-2.01	0.06	-2.03	0.05
Cz	7.99	3.06	-	-	-0.49	0.63
Pz	8.19	2.41	-	-	-	-
<b>Latence</b>						
Fz	385.96	26.92	-1.74	0.10	-2.57	*
Cz	395.24	25.13	-	-	-1.89	0.07
Pz	404.16	28.82	-	-	-	-
<b>AUC</b>						
Fz	753.38	69.93	-2.75	*	-2.29	*
Cz	976.91	78.68	-	-	0.06	0.95
Pz	973.95	71.95	-	-	-	-

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

TABLE 10.11: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe (AUC) de la P300 avant et après la privation totale de sommeil (PTS) pour chaque électrode. La valeur du  $p$  et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)		Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$			$p$	Moy
<b>Pic</b>								
Fz	7.54	3.55	6.25	2.86	2.41	*	<b>34.27</b>	195.45
Cz	8.51	3.55	7.47	2.93	2.20	*	<b>-30.48</b>	82.78
Pz	8.64	2.59	7.73	2.47	2.74	*	<b>-10.26</b>	17.04
<b>Latence</b>								
Fz	382.37	31.40	389.56	39.39	-0.72	0.48	2.43	12.12
Cz	393.20	29.95	397.28	28.81	-0.63	0.54	1.32	7.43
Pz	401.19	28.97	407.14	33.64	-1.12	0.27	1.58	6.14
<b>AUC</b>								
Fz	858.92	364.82	647.83	337.23	3.94	***	<b>-21.08</b>	28.63
Cz	1035.94	377.22	917.89	406.22	2.10	*	<b>-11.50</b>	24.24
Pz	1021.42	365.14	926.49	353.76	1.80	0.09	-8.74	23.84

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

## 10.8.3 Tâche « oddball » auditive : composante MMN

TABLE 10.12: Résultats des tests de comparaison post-hoc (tests-t) du pic, de sa latence et de l'aire sous la courbe (AUC) de la MMN sur l'électrode Fz entre les stimuli largement et faiblement « déviants ». La valeur du  $p$  est indiquée. Moy : moyenne;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Largement déviant		Faiblement déviant		t (20)	p
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$		
Pic (Fz)	-3.26	1.12	-3.58	1.22	1.50	0.15
Latence (Fz)	220.82	17.41	234.12	15.25	-3.55	**
AUC (Fz)	273.59	84.69	299.53	87.66	-1.62	0.12

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

## 10.8.4 Paramètres acoustiques

## 10.8.4.1 Caractéristiques spectrales

TABLE 10.13: Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]). La valeur du *p* est indiquée. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	vs.		/ə/		/i/		/e/	
	Moy	$\sigma$	t (21)	<i>p</i>	t (21)	<i>p</i>	t (21)	<i>p</i>
HNR								
[a]	22.65	2.30	-1.86	0.08	-6.16	****	-5.92	****
[ə]	23.23	2.06	–	–	-5.67	****	-5.14	****
[i]	24.92	2.48	–	–	–	–	3.22	**
[e]	24.16	2.37	–	–	–	–	–	–
SD <sub>HNR</sub>								
[a]	2.30	0.39	0.85	0.41	-1.39	0.18	-0.75	0.46
[ə]	2.22	0.42	–	–	-1.99	0.06	-1.55	0.14
[i]	2.40	0.38	–	–	–	–	0.49	0.63
[e]	2.35	0.37	–	–	–	–	–	–
Formant 1								
[a]	429.19	58.13	6.38	****	12.48	****	8.32	****
[ə]	357.99	18.68	–	–	18.47	****	2.76	*
[i]	281.80	19.79	–	–	–	–	-12.42	****
[e]	346.58	26.64	–	–	–	–	–	–
Formant 2								
[a]	1040.41	191.02	-8.28	****	-5.42	****	-10.66	****
[ə]	1314.36	170.55	–	–	-1.65	0.11	-3.19	**
[i]	1444.99	469.72	–	–	–	–	-0.16	0.88
[e]	1453.83	302.15	–	–	–	–	–	–
Formant 3								
[a]	1966.47	244.43	-8.77	****	-19.71	****	-10.58	****
[ə]	2297.20	160.19	–	–	-12.00	****	-4.76	****
[i]	2611.24	147.20	–	–	–	–	6.56	****
[e]	2442.62	119.31	–	–	–	–	–	–
Formant 4								
[a]	2993.83	231.37	-8.24	****	-10.78	****	-9.63	****
[ə]	3240.15	151.33	–	–	-9.63	**	0.26	0.79
[i]	3362.68	185.79	–	–	–	–	5.60	****
[e]	3233.42	163.97	–	–	–	–	–	–
SCG								
[a]	270.40	63.87	4.92	****	6.27	****	5.19	****

TABLE 10.13: Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). Les valeurs du  $p$  sont indiquées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition			vs. /ə/		/i/		/e/	
	Moy	$\sigma$	t (21)	$p$	t (21)	$p$	t (21)	$p$
[ə]	238.07	38.81	–	–	7.82	****	-1.52	0.14
[i]	217.99	30.68	–	–	–	–	-7.34	****
[e]	240.87	41.12	–	–	–	–	–	–
SKE								
[a]	5.51	1.81	-8.71	****	-12.31	****	-12.89	****
[ə]	8.45	1.07	–	–	-11.63	****	-9.86	****
[i]	18.18	4.36	–	–	–	–	9.97	****
[e]	10.36	1.54	–	–	–	–	–	–
KUR								
[a]	86.21	65.53	-9.73	****	-7.76	****	-12.40	****
[ə]	187.74	43.51	–	–	-6.77	****	-4.84	****
[i]	598.43	303.09	–	–	–	–	6.40	****
[e]	234.24	72.85	–	–	–	–	–	–
MFCC 1								
[a]	50.58	16.58	-7.66	****	0.49	0.63	2.45	*
[ə]	62.80	12.76	–	–	8.73	****	15.18	****
[i]	49.34	11.11	–	–	–	–	1.33	0.20
[e]	47.07	13.74	–	–	–	–	–	–
MFCC 2								
[a]	-107.02	6.49	-6.71	****	-22.10	****	-11.49	****
[ə]	-100.76	6.65	–	–	-22.55	****	-6.59	****
[i]	-83.05	6.62	–	–	–	–	12.73	****
[e]	-95.11	5.98	–	–	–	–	–	–
MFCC 3								
[a]	-88.41	5.47	7.94	****	10.98	****	5.41	****
[ə]	-95.75	4.33	–	–	9.01	****	0.12	0.91
[i]	-106.02	5.93	–	–	–	–	-14.34	****
[e]	-95.86	5.45	–	–	–	–	–	–
MFCC 4								
[a]	-78.48	3.63	-2.14	*	-1.11	0.28	6.24	****
[ə]	-77.23	3.59	–	–	0.26	0.80	11.34	****
[i]	-77.45	3.47	–	–	–	–	8.47	****
[e]	-83.06	3.50	–	–	–	–	–	–
MFCC 5								
[a]	-67.81	3.11	-4.94	****	-14.53	****	-13.64	****



TABLE 10.13: Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). Les valeurs du  $p$  sont indiquées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition			vs. /ə/		/i/		/e/		
	Moy	$\sigma$	t (21)	p	t (21)	p	t (21)	p	
[ə]	-64.56	3.10	–	–	-6.37	****	-3.46	**	
[i]	-60.28	2.88	–	–	–	–	4.67	****	
[e]	-62.26	2.69	–	–	–	–	–	–	
MFCC 6									
[a]	-68.23	2.42	7.22	****	8.11	****	5.18	****	
[ə]	-71.02	2.54	–	–	4.04	**	1.30	0.21	
[i]	-73.92	3.82	–	–	–	–	-6.49	****	
[e]	-71.92	4.07	–	–	–	–	–	–	
MFCC 7									
[a]	-59.12	3.05	0.63	0.54	1.73	0.10	6.05	****	
[ə]	-59.38	2.47	–	–	1.60	0.13	5.42	****	
[i]	-60.14	2.01	–	–	–	–	4.64	****	
[e]	-61.80	2.70	–	–	–	–	–	–	
MFCC 8									
[a]	-49.17	1.97	-5.09	****	-7.77	****	-7.28	****	
[ə]	-47.76	1.47	–	–	-5.02	****	-2.80	*	
[i]	-45.95	1.45	–	–	–	–	5.57	****	
[e]	-47.16	1.48	–	–	–	–	–	–	
MFCC 9									
[a]	-42.10	1.70	0.05	0.96	0.94	0.36	1.78	0.09	
[ə]	-42.11	1.65	–	–	1.35	0.19	3.21	**	
[i]	-42.62	2.53	–	–	–	–	0.60	0.56	
[e]	-42.77	1.95	–	–	–	–	–	–	
MFCC 10									
[a]	-39.02	1.10	1.28	0.22	3.87	***	7.23	****	
[ə]	-39.27	0.95	–	–	3.10	**	4.74	****	
[i]	-39.82	0.91	–	–	–	–	2.61	*	
[e]	-40.15	1.11	–	–	–	–	–	–	
MFCC 11									
[a]	-30.32	0.79	-1.92	0.07	-10.33	****	-1.84	0.08	
[ə]	-29.99	0.90	–	–	-3.85	**	0.25	0.80	
[i]	-29.20	0.69	–	–	–	–	6.15	****	
[e]	-30.04	1.13	–	–	–	–	–	–	
MFCC 12									
[a]	-17.69	0.36	2.31	*	4.18	****	2.31	*	

TABLE 10.13: Résultats des tests de comparaison (t-tests) des paramètres spectraux entre chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). Les valeurs du  $p$  sont indiquées. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition			vs. /ə/		/i/		/e/	
	Moy	$\sigma$	t (21)	$p$	t (21)	$p$	t (21)	$p$
[ə]	-17.88	0.60	–	–	3.16	**	1.23	0.23
[i]	-18.70	1.11	–	–	–	–	-4.60	****
[e]	-18.12	0.87	–	–	–	–	–	–
ED <sub>1</sub>								
[a]	-15.58	5.30	12.76	****	11.55	****	10.55	****
[ə]	-23.21	3.86	–	–	-0.11	0.92	-2.57	*
[i]	-23.16	4.07	–	–	–	–	-3.79	***
[e]	-21.93	3.95	–	–	–	–	–	–
ED <sub>2</sub>								
[a]	-26.55	4.24	7.47	****	5.20	****	5.29	****
[ə]	-31.38	1.77	–	–	-2.81	**	-5.32	****
[i]	-30.42	1.91	–	–	–	–	-1.70	0.10
[e]	-30.02	1.94	–	–	–	–	–	–
ED <sub>3</sub>								
[a]	-34.76	2.15	-0.46	0.65	-3.66	***	-21.14	****
[ə]	-34.63	1.56	–	–	-3.83	***	-22.77	****
[i]	-33.81	1.94	–	–	–	–	-21.50	****
[e]	7.67	7.42	–	–	–	–	–	–
EBF								
[a]	473.54	132.28	6.76	****	8.40	****	7.28	****
[ə]	333.79	48.24	–	–	9.61	****	-0.25	0.80
[i]	272.26	34.30	–	–	–	–	-9.38	****
[e]	334.72	52.29	–	–	–	–	–	–
ST								
[a]	-5.62E-03	8.54E-04	-9.58	****	-27.30	****	-15.93	****
[ə]	-4.54E-03	6.81E-04	–	–	-24.91	****	-12.20	****
[i]	-1.71E-03	7.84E-04	–	–	–	–	17.69	****
[e]	-3.38E-03	7.96E-04	–	–	–	–	–	–

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

TABLE 10.14: Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil (PTS) pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	$d_z$	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
<b>HNR</b>									
[a]	22.99	2.27	22.31	2.53	2.26	*	0.48	<b>-2.92</b>	6.01
[ə]	23.27	2.21	23.19	2.01	0.38	0.71	0.08	-0.15	3.97
[i]	25.23	2.63	24.60	2.59	1.80	0.09	0.38	-2.30	6.46
[e]	24.38	2.41	23.94	2.52	1.50	0.15	0.32	-1.72	5.75
<b>SD<sub>HNR</sub></b>									
[a]	2.26	0.42	2.33	0.42	-1.18	0.25	-0.25	4.09	13.36
[ə]	2.21	0.41	2.23	0.60	-0.20	0.85	-0.04	2.57	29.28
[i]	2.46	0.42	2.35	0.50	0.95	0.35	0.2	-2.73	21.14
[e]	2.35	0.39	2.36	0.44	-0.09	0.93	-0.02	1.13	16.47
<b>Formant 1</b>									
[a]	420.41	56.70	437.97	75.46	-1.26	0.22	-0.27	4.69	14.84
[ə]	357.19	22.60	358.79	23.50	-0.28	0.78	-0.06	0.70	7.37
[i]	278.67	19.29	284.94	24.10	-1.60	0.13	-0.34	2.33	6.74
[e]	345.96	25.57	347.20	31.64	-0.27	0.79	-0.06	0.43	6.45
<b>Formant 2</b>									
[a]	1064.76	232.36	1016.05	179.62	1.40	0.18	0.30	-2.67	14.58
[ə]	1303.65	235.58	1325.07	179.82	-0.41	0.68	-0.09	4.63	21.69
[i]	1387.65	501.93	1502.32	470.73	-2.12	*	-0.45	<b>12.55</b>	23.94
[e]	1447.16	335.85	1460.49	310.62	-0.27	0.79	-0.06	3.00	18.48
<b>Formant 3</b>									
[a]	1993.39	255.97	1939.55	261.36	1.49	0.15	0.32	-2.39	8.42
[ə]	2286.29	206.83	2308.10	166.19	-0.52	0.61	-0.11	1.48	8.88
[i]	2612.61	172.83	2609.86	147.16	0.10	0.92	0.02	0.07	5.05
[e]	2448.42	125.37	2436.82	134.00	0.53	0.60	0.11	-0.41	4.19
<b>Formant 4</b>									
[a]	3011.39	248.89	2976.26	229.46	1.34	0.19	0.29	-1.03	4.25
[ə]	3226.78	190.02	3253.52	144.91	-0.83	0.41	-0.18	1.01	4.68
[i]	3344.05	209.94	3381.30	186.00	-1.26	0.22	-0.27	1.24	4.05
[e]	3230.58	201.59	3236.26	164.73	-0.16	0.87	-0.03	0.37	5.23
<b>SCG</b>									
[a]	260.95	59.76	279.85	71.78	-2.63	*	-0.56	<b>7.30</b>	12.88
[ə]	238.62	40.94	237.51	38.32	0.32	0.75	0.07	-0.13	5.95
[i]	218.29	30.67	217.68	31.61	0.27	0.79	0.06	-0.24	4.95
[e]	238.80	41.31	242.93	42.46	-1.21	0.24	-0.26	1.90	6.29

TABLE 10.14: Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil (PTS) pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	dz	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
SKE									
[a]	5.88	1.92	5.14	1.85	3.14	**	0.67	<b>-12.31</b>	17.25
[ə]	8.29	1.30	8.62	1.18	-1.22	0.24	-0.26	5.48	16.17
[i]	18.44	4.03	17.93	4.95	1.02	0.32	0.22	-3.10	11.30
[e]	10.37	1.46	10.34	1.81	0.14	0.89	0.03	-0.28	10.48
KUR									
[a]	99.70	82.22	72.72	53.64	2.76	*	0.59	<b>-21.24</b>	30.50
[ə]	186.42	53.72	189.06	45.89	-0.25	0.80	-0.05	4.73	23.71
[i]	600.59	259.24	596.27	375.42	0.09	0.93	0.02	-3.68	26.98
[e]	235.98	67.14	232.51	86.22	0.32	0.75	0.07	-1.87	20.82
MFCC 1									
[a]	51.76	17.05	49.40	16.88	1.54	0.14	0.33	3.54	14.64
[ə]	63.01	12.82	62.59	13.65	0.28	0.78	0.06	0.25	11.96
[i]	50.11	10.36	48.57	12.69	1.11	0.28	0.24	3.33	14.12
[e]	47.33	13.42	46.81	14.73	0.39	0.70	0.08	0.96	14.33
MFCC 2									
[a]	-107.12	6.52	-106.91	7.28	-0.22	0.83	-0.05	0.15	4.57
[ə]	-101.53	6.98	-99.99	7.40	-1.32	0.20	-0.28	1.41	5.37
[i]	-84.04	6.98	-82.07	7.08	-1.95	0.07	-0.41	2.21	5.47
[e]	-95.62	5.72	-94.61	6.97	-1.07	0.30	-0.23	1.04	4.77
MFCC 3									
[a]	-89.59	6.03	-87.22	5.50	-3.00	**	-0.64	<b>2.54</b>	4.20
[ə]	-96.58	4.96	-94.91	4.39	-2.19	*	-0.47	<b>1.64</b>	3.63
[i]	-107.80	6.31	-104.25	6.22	-4.09	***	-0.87	<b>3.23</b>	3.82
[e]	-96.63	5.75	-95.09	5.66	-2.17	*	-0.46	<b>1.55</b>	3.44
MFCC 4									
[a]	-79.31	3.69	-77.65	4.01	-3.03	**	-0.65	<b>2.07</b>	3.21
[ə]	-77.48	3.93	-76.99	3.83	-0.79	0.44	-0.17	0.57	3.80
[i]	-77.66	3.44	-77.24	4.04	-0.69	0.50	-0.15	0.51	3.64
[e]	-83.48	3.99	-82.65	3.61	-1.30	0.21	-0.28	0.91	3.60
MFCC 5									
[a]	-67.72	3.76	-67.91	3.07	0.31	0.76	0.07	-0.42	4.35
[ə]	-65.08	3.49	-64.03	3.28	-1.80	0.09	-0.38	1.51	4.34
[i]	-60.93	3.80	-59.64	2.53	-2.05	0.05	-0.44	1.91	4.69
[e]	-62.64	3.06	-61.88	2.95	-1.35	0.19	-0.29	1.13	4.34

TABLE 10.14: Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil (PTS) pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	dz	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
MFCC 6									
[a]	-68.77	2.60	-67.70	2.77	-2.17	*	-0.46	<b>1.52</b>	3.38
[ə]	-71.53	2.46	-70.51	3.00	-2.30	*	-0.49	<b>1.42</b>	2.88
[i]	-75.10	3.75	-72.75	4.22	-4.79	****	-1.02	<b>3.13</b>	3.08
[e]	-72.51	3.97	-71.33	4.45	-2.51	*	-0.53	<b>1.62</b>	3.09
MFCC 7									
[a]	-59.93	3.33	-58.31	3.14	-3.55	**	-0.76	<b>2.63</b>	3.63
[ə]	-59.83	2.95	-58.92	2.58	-1.71	0.10	-0.36	1.41	4.55
[i]	-60.54	2.45	-59.73	2.11	-1.70	0.10	-0.36	1.24	3.67
[e]	-62.20	2.76	-61.41	2.97	-1.92	0.07	-0.41	1.25	3.26
MFCC 8									
[a]	-49.01	2.19	-49.34	2.03	1.02	0.32	0.22	-0.73	3.09
[ə]	-48.03	1.55	-47.49	1.60	-2.21	*	-0.47	<b>1.11</b>	2.34
[i]	-46.35	1.59	-45.55	1.62	-2.69	*	-0.57	<b>1.68</b>	2.95
[e]	-47.37	1.53	-46.95	1.78	-1.29	0.21	-0.27	0.85	3.23
MFCC 9									
[a]	-42.52	2.12	-41.67	1.60	-2.47	*	-0.53	<b>1.89</b>	3.83
[ə]	-42.45	1.89	-41.77	1.87	-1.77	0.09	-0.38	1.50	4.26
[i]	-43.27	2.75	-41.97	2.58	-3.62	**	-0.77	<b>2.93</b>	3.92
[e]	-43.13	2.27	-42.40	1.94	-2.13	*	-0.45	<b>1.60</b>	3.78
MFCC 10									
[a]	-39.21	1.17	-38.82	1.18	-2.12	*	-0.45	<b>0.97</b>	2.22
[ə]	-39.49	1.01	-39.06	1.05	-2.55	*	-0.54	<b>1.09</b>	2.03
[i]	-40.12	1.02	-39.52	1.02	-3.14	**	-0.67	<b>1.47</b>	2.22
[e]	-40.29	1.13	-40.00	1.28	-1.47	0.16	-0.31	0.71	2.31
MFCC 11									
[a]	-30.54	0.93	-30.11	0.74	-3.38	**	-0.72	<b>1.37</b>	1.97
[ə]	-30.10	0.98	-29.87	0.89	-1.82	0.08	-0.39	0.71	1.96
[i]	-29.29	0.82	-29.12	0.72	-1.14	0.27	-0.24	0.56	2.42
[e]	-30.19	1.24	-29.90	1.12	-2.04	0.05	-0.44	0.94	2.32
MFCC 12									
[a]	-17.73	0.35	-17.64	0.46	-1.12	0.27	-0.24	0.53	2.27
[ə]	-17.92	0.65	-17.83	0.67	-0.72	0.48	-0.15	0.43	3.06
[i]	-18.96	1.17	-18.45	1.13	-4.18	****	-0.89	<b>2.68</b>	3.01
[e]	-18.19	0.90	-18.05	0.91	-1.28	0.21	-0.27	0.75	2.86

TABLE 10.14: Résultats des tests de comparaison (tests-t) des paramètres spectraux avant et après la privation totale de sommeil (PTS) pour chaque voyelle ([a], [ə], [i] et [e]) (suite). La valeur du  $p$ , la taille d'effet ( $d_z$ ) et le pourcentage de variation à la suite de la PTS sont indiqués. Moy : moyenne ;  $\sigma$  : écart type.

Condition	Avant PTS		Après PTS		t (21)	p	dz	Variation (%)	
	Moy	$\sigma$	Moy	$\sigma$				Moy	$\sigma$
<b>ED1</b>									
[a]	-16.50	5.57	-14.67	5.40	-3.08	**	-0.66	<b>10.17</b>	17.68
[ə]	-23.27	4.51	-23.16	3.96	-0.15	0.88	-0.03	1.49	17.85
[i]	-22.80	4.41	-23.52	4.11	1.34	0.19	0.29	-4.12	11.47
[e]	-22.03	4.30	-21.82	4.02	-0.39	0.70	-0.08	0.11	12.95
<b>ED2</b>									
[a]	-27.17	4.09	-25.94	4.58	-3.14	**	-0.67	<b>4.66</b>	7.14
[ə]	-31.63	1.98	-31.12	1.86	-1.58	0.13	-0.34	1.49	4.66
[i]	-30.65	1.81	-30.20	2.32	-1.28	0.21	-0.27	1.44	5.41
[e]	-30.20	1.98	-29.84	2.17	-1.14	0.27	-0.24	1.13	4.88
<b>ED3</b>									
[a]	-34.13	2.86	-33.49	2.96	-2.11	*	-0.45	<b>1.85</b>	4.17
[ə]	-36.04	1.73	-35.59	1.63	-1.34	0.19	-0.29	1.16	4.33
[i]	-33.68	1.94	-33.26	2.30	-1.19	0.25	-0.25	1.20	4.98
[e]	-34.35	2.00	-34.05	2.28	-0.85	0.40	-0.18	0.80	4.63
<b>SBF</b>									
[a]	3869.65	624.68	3692.20	911.23	2.02	0.06	0.43	-5.77	12.40
[ə]	3710.86	452.30	3782.23	514.59	-1.08	0.29	-0.23	2.04	8.54
[i]	3304.69	291.97	3289.96	350.49	0.24	0.81	0.05	-0.26	9.04
[e]	3180.25	533.02	3086.90	547.96	0.93	0.36	0.20	-2.03	14.90
<b>EBF</b>									
[a]	450.89	124.16	496.18	148.54	-3.01	**	-0.64	<b>10.31</b>	16.69
[ə]	333.84	50.29	333.73	48.14	0.03	0.98	0.01	-0.22	5.47
[i]	271.24	36.66	273.28	34.95	-0.46	0.65	-0.10	1.01	6.87
[e]	331.58	51.67	337.86	55.70	-1.19	0.25	-0.25	2.01	7.40
<b>ST</b>									
[a]	-5.52E-03	9.02E-04	-5.73E-03	8.46E-04	2.53	*	0.54	<b>-4.17</b>	7.18
[ə]	-4.54E-03	6.86E-04	-4.54E-03	7.14E-04	0.00	1.00	0.00	-0.11	7.13
[i]	-1.65E-03	7.86E-04	-1.77E-03	8.39E-04	1.28	0.21	0.27	-12.93	49.22
[e]	-3.39E-03	7.78E-04	-3.38E-03	8.57E-04	-0.14	0.89	-0.03	0.20	11.69

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ , \*\*\*\*  $p < 0.0001$ .

## 10.8.4.2 Corrélations entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence

TABLE 10.15: Coefficients de corrélations de Pearson ( $r$ ) entre les indicateurs subjectifs et objectifs de l'état de somnolence ayant été sensibles à la privation totale de sommeil : score à l'échelle de Karolinska, score GA/DS à l'échelle de Thayer, puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors de la phase YF du KDT, temps de réaction (TR) aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle ainsi que le pic et l'aire sous la courbe (AUC) des composantes P300 et MMN.

Condition	KSS	Thayer		KDT		TR		P300		MMN	
		GA/DS	Théta YF	Alpha YF	Théta YF	Pic	AUC	Pic	AUC		
KSS	-	0.16	-0.05	-0.30	-0.10	0.19	0.16	0.12	0.33		
Thayer GA/DS	0.16	-	-0.13	-0.07	-0.35	0.26	0.20	-0.43	-0.06		
Alpha YF	-0.05	-0.13	-	-0.36	0.15	0.43	-0.33	<b>0.59**</b>	0.08		
Théta YF	-0.30	-0.07	-0.36	-	-0.18	0.49	0.26	-0.22	0.16		
TR	-0.10	-0.35	0.15	-0.18	-	-0.35	<b>-0.49*</b>	0.00	-0.14		
P300 Pic	0.19	0.26	-0.43	0.49	-0.35	-	<b>0.54*</b>	-0.33	-0.02		
P300 AUC	0.16	0.20	-0.33	0.26	<b>-0.49*</b>	<b>0.54*</b>	-	0.16	0.18		
MMN Pic	0.12	-0.43	<b>0.59**</b>	-0.22	0.00	-0.33	0.16	-	0.36		
MMN AUC	0.33	-0.06	0.08	0.16	-0.14	-0.02	0.18	0.36	-		

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ .

## 10.8.4.3 Corrélations entre les indicateurs de l'état de somnolence et les paramètres acoustiques

TABLE 10.16: Coefficients de corrélations de Pearson ( $r$ ) entre les indicateurs de l'état de somnolence ayant été sensibles à la PTS (i.e., score à l'échelle de Karolinska, score GA/DS à l'échelle de Thayer, puissances spectrales relatives  $\alpha$  et  $\theta$  lors de la phase YF du KDT, temps de réaction (TR) aux stimuli « cibles » dans la tâche « *oddball* » visuelle ainsi que le pic et l'aire sous la courbe (AUC) des composantes P300 et MMN) et les paramètres acoustiques significatifs.

Condition	Thayer			KDT		TR		P300		MMN	
	GA	DS	GA/DS	Alpha YF	Théta YF	Pic	AUC	Pic	AUC	Pic	AUC
Fmod	-0.07	0.16	0.11	0.03	-0.11	0.23	-0.10	<b>0.44*</b>	0.08	0.01	0.04
$\overline{DAL_{T0}}$	-0.05	0.17	0.25	-0.27	0.23	0.02	-0.15	-0.28	-0.04	<b>0.47*</b>	0.07
jitt(DAL <sub>T0</sub> )	-0.11	0.12	0.29	-0.32	<b>0.50*</b>	-0.08	-0.16	-0.32	-0.17	<b>0.65**</b>	0.14
$\overline{DAL_{T0}/T0}$	0.03	0.18	0.21	-0.19	0.03	0.06	-0.18	-0.19	0.11	0.42	-0.02
jitt(DAL <sub>T0</sub> /T0)	-0.04	0.23	0.32	-0.19	0.26	0.04	-0.33	-0.11	0.08	<b>0.59**</b>	0.06
HNR	0.14	-0.35	-0.21	-0.03	-0.15	0.26	-0.04	0.34	<b>0.62**</b>	-0.01	0.04
MFCC3	-0.13	-0.09	0.08	0.06	-0.20	0.00	0.21	0.03	-0.29	-0.35	-0.17
MFCC6	-0.16	-0.18	-0.02	0.14	-0.09	0.01	0.23	0.17	-0.16	-0.42	-0.32
MFCC7	-0.02	-0.26	-0.23	0.16	-0.30	-0.03	0.37	0.16	-0.17	<b>-0.59**</b>	-0.20
MFCC9	0.03	-0.17	-0.04	0.12	-0.19	-0.01	0.31	0.19	-0.12	<b>-0.48*</b>	-0.19
MFCC10	-0.09	-0.27	-0.24	0.14	-0.10	0.01	0.21	0.14	-0.21	<b>-0.47*</b>	-0.14
MFCC11	0.04	-0.33	-0.21	0.16	-0.15	-0.06	<b>0.42*</b>	0.15	-0.11	-0.42	-0.13
MFCC12	-0.19	-0.27	0.15	-0.08	-0.15	-0.02	0.40	0.09	-0.27	-0.39	-0.26
ED2	-0.12	0.11	0.09	0.06	-0.20	-0.23	0.07	-0.13	-0.25	-0.15	-0.25
EBF	-0.23	-0.22	0.11	-0.08	-0.26	-0.09	0.17	-0.07	-0.15	-0.06	-0.23

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ .



10.9 RÉSULTATS ANNEXES ÉTUDE « VOIX ET CHARGE MENTALE »

Participant 1

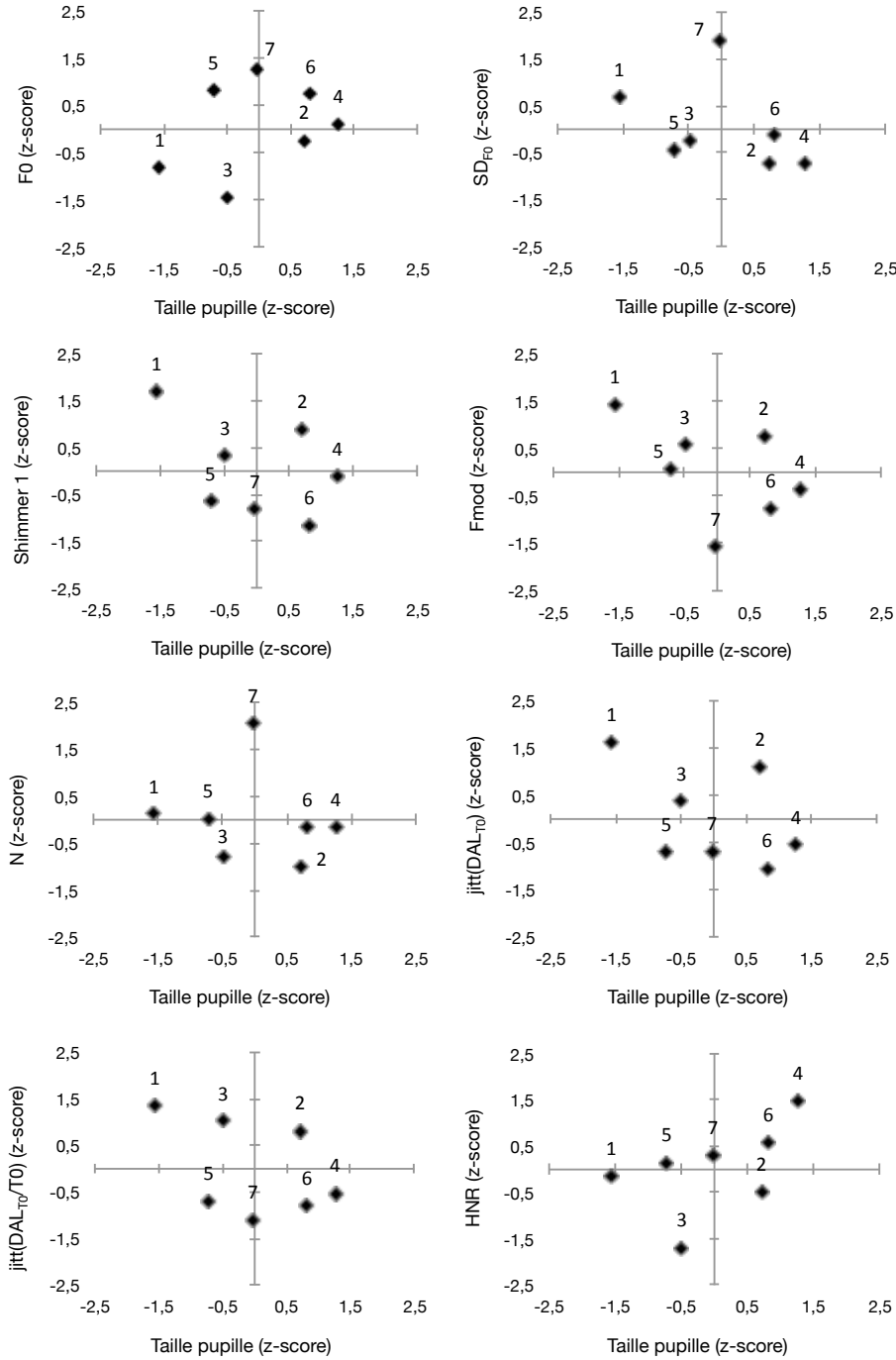
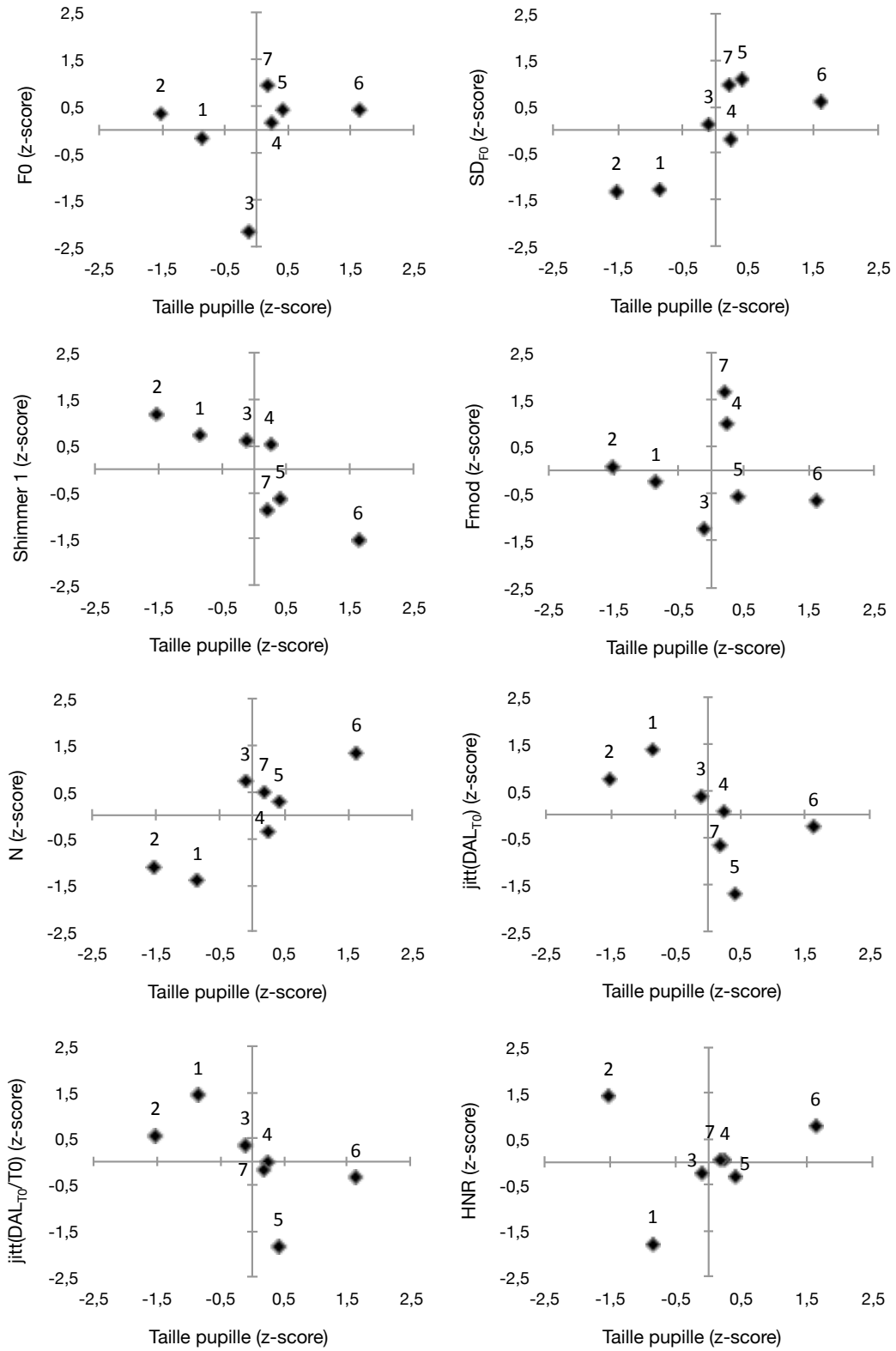
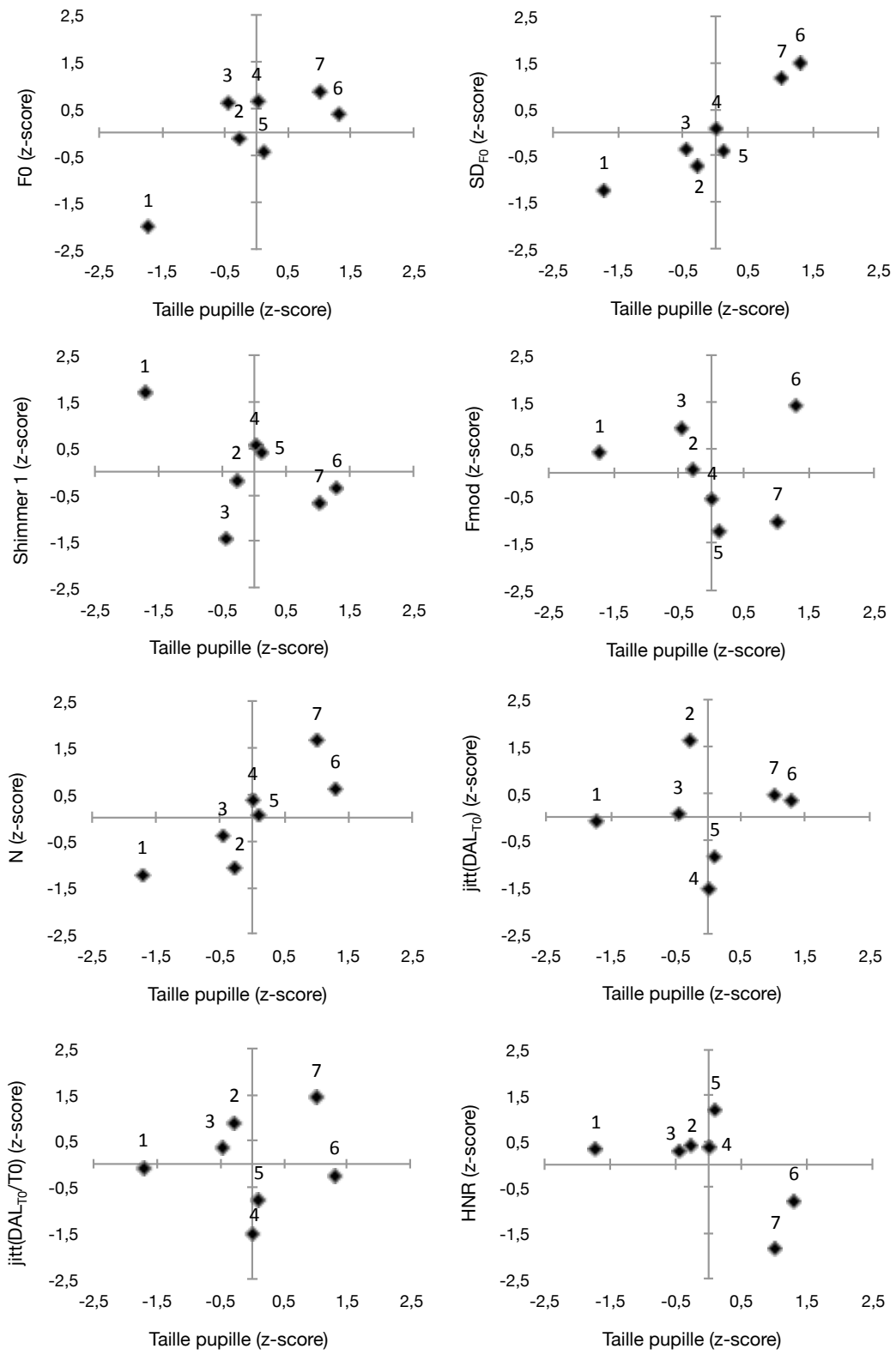


FIGURE 10.7: Nuages de points de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques significatifs de chaque participant. Le nombre de mots à rappeler associé à chaque point est indiqué. Les données de la taille de la pupille et des paramètres acoustiques sont exprimées en scores Z ( $Z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}$ , dans laquelle  $x_i$  désigne la valeur du participant observée pour  $i$  mots à rappeler,  $\bar{x}$  la valeur moyenne du participant et  $\sigma$  la valeur de l'écart type du participant ; sans dimension).

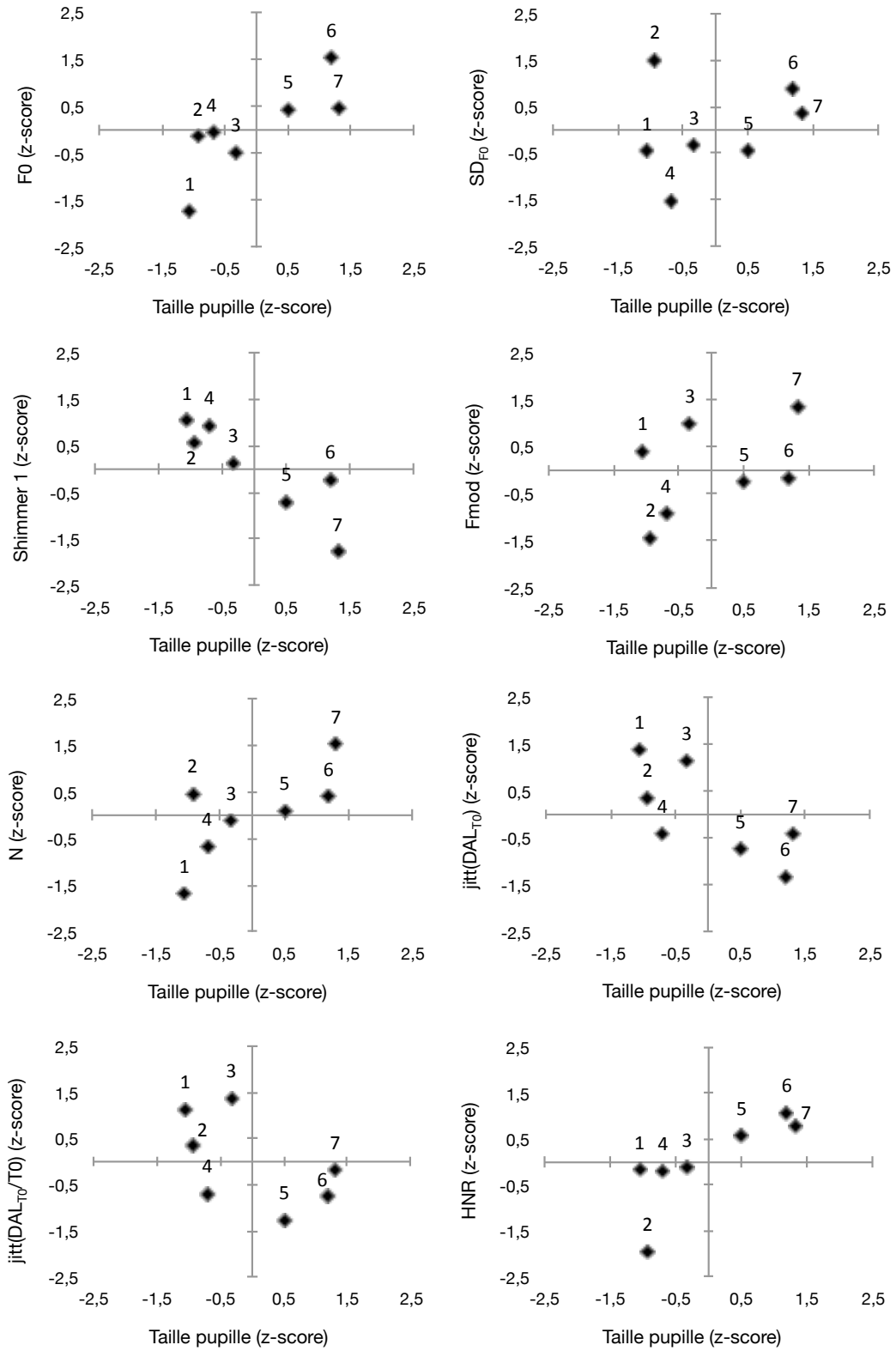
## Participant 2



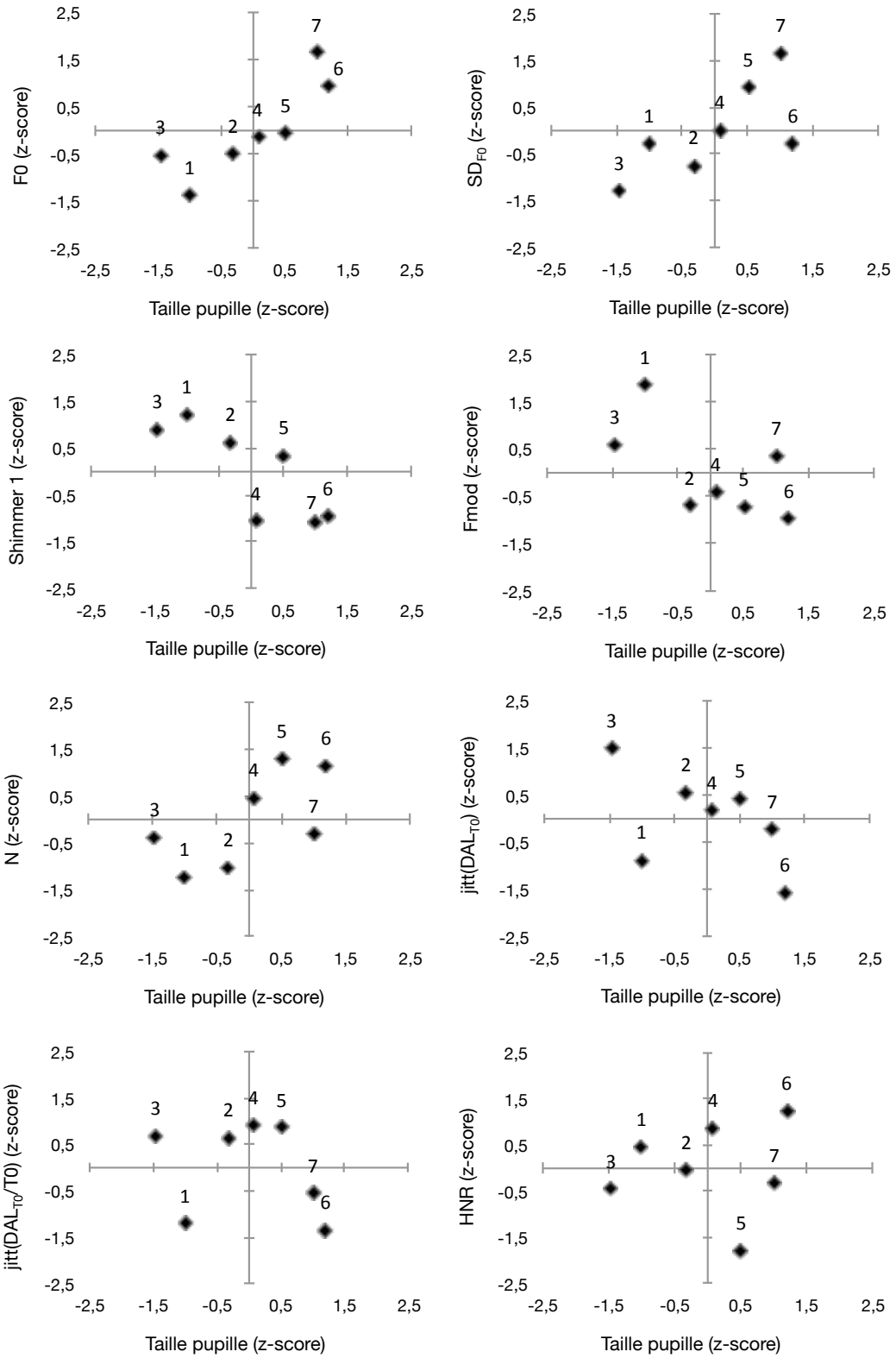
### Participant 3



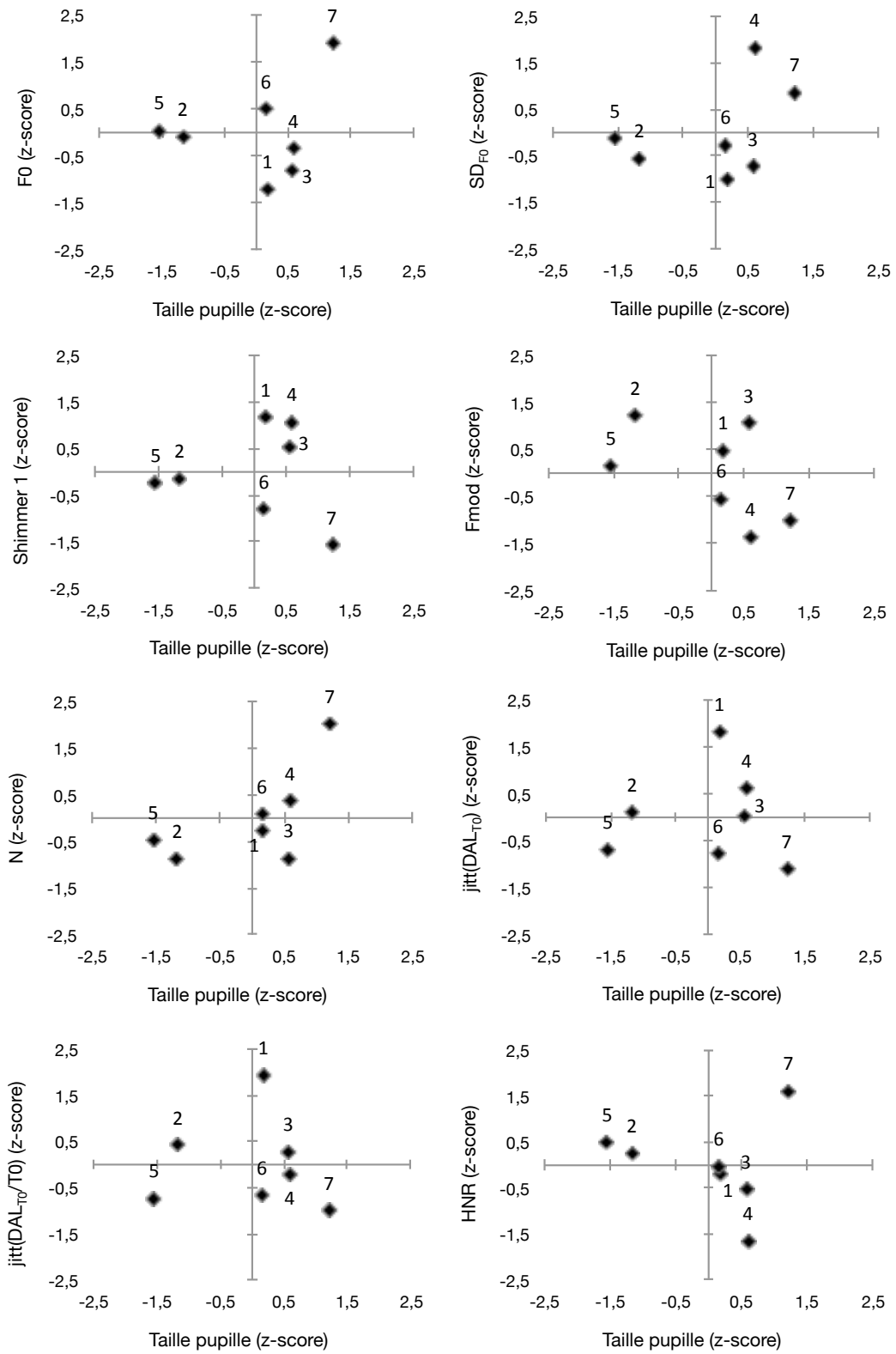
## Participant 4



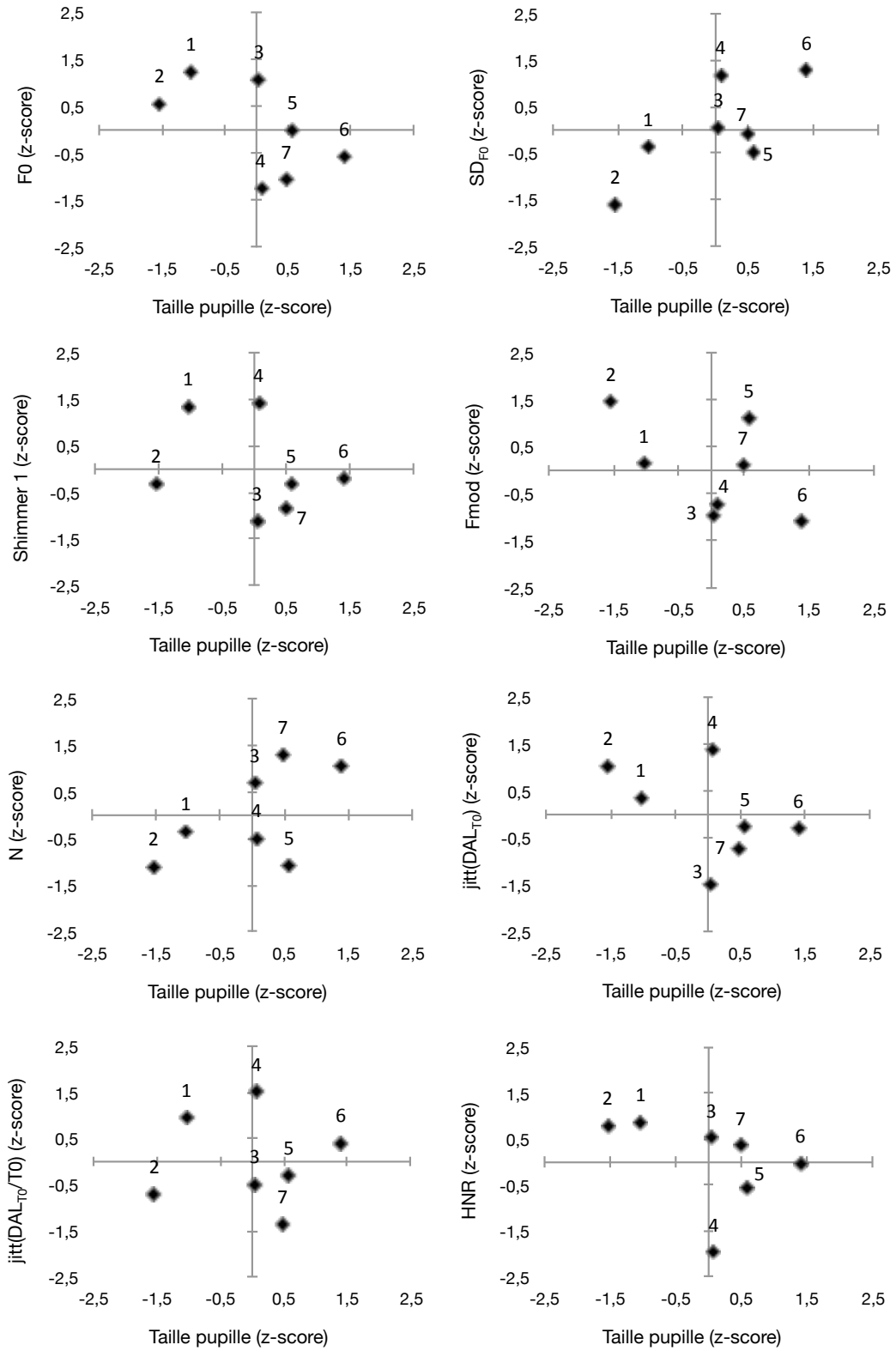
## Participant 5



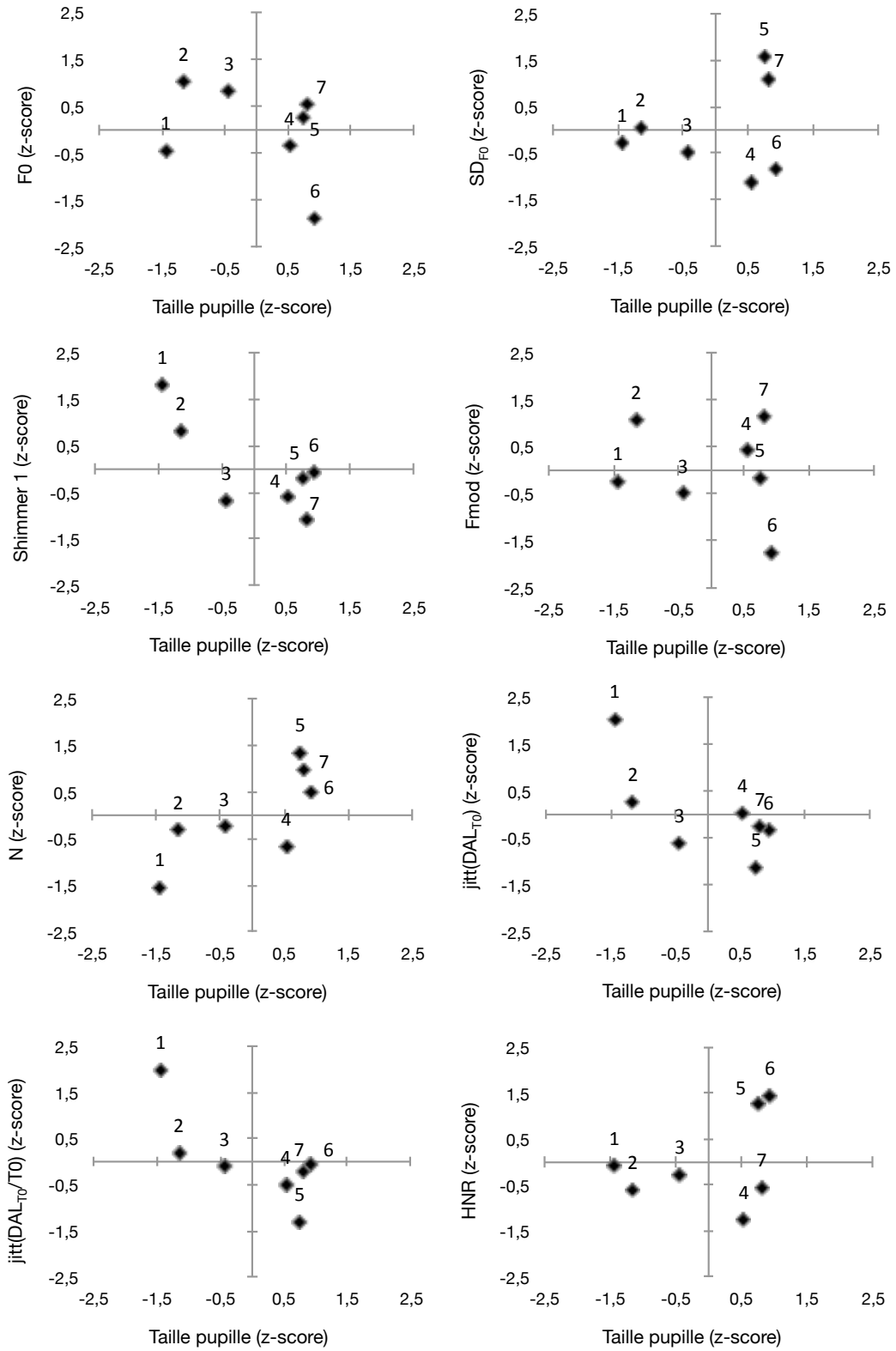
## Participant 6



## Participant 7

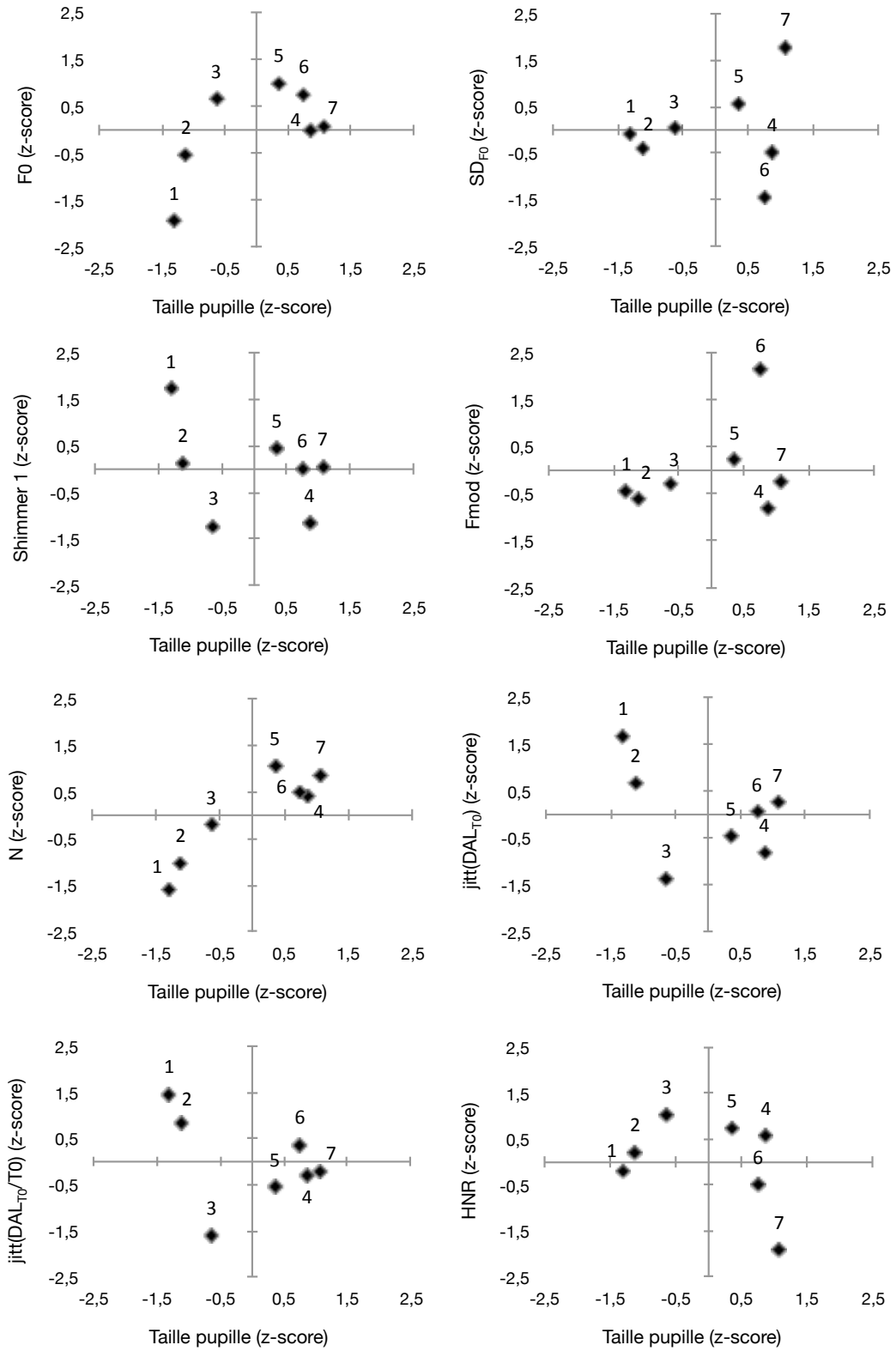


## Participant 8

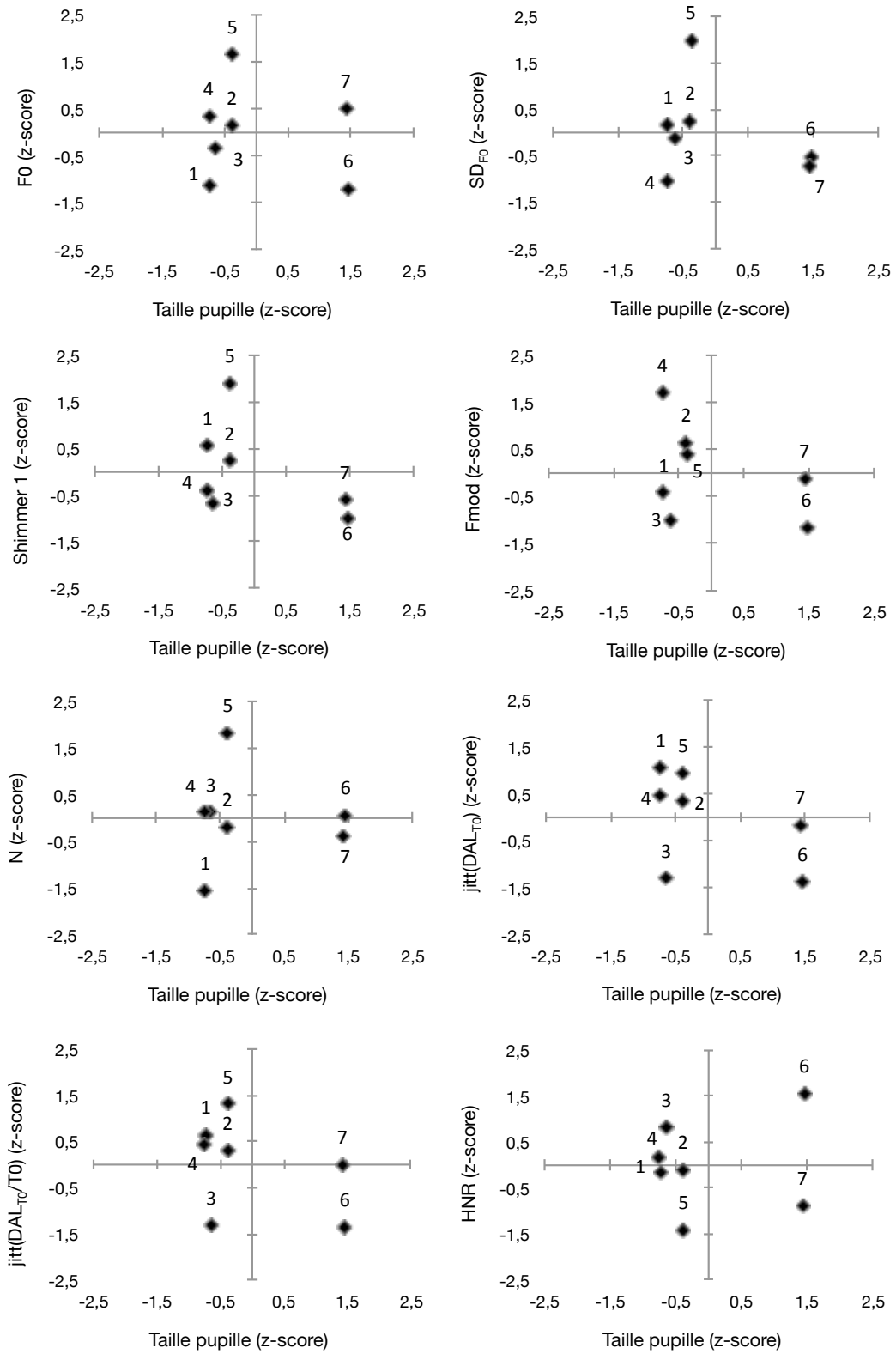




## Participant 9

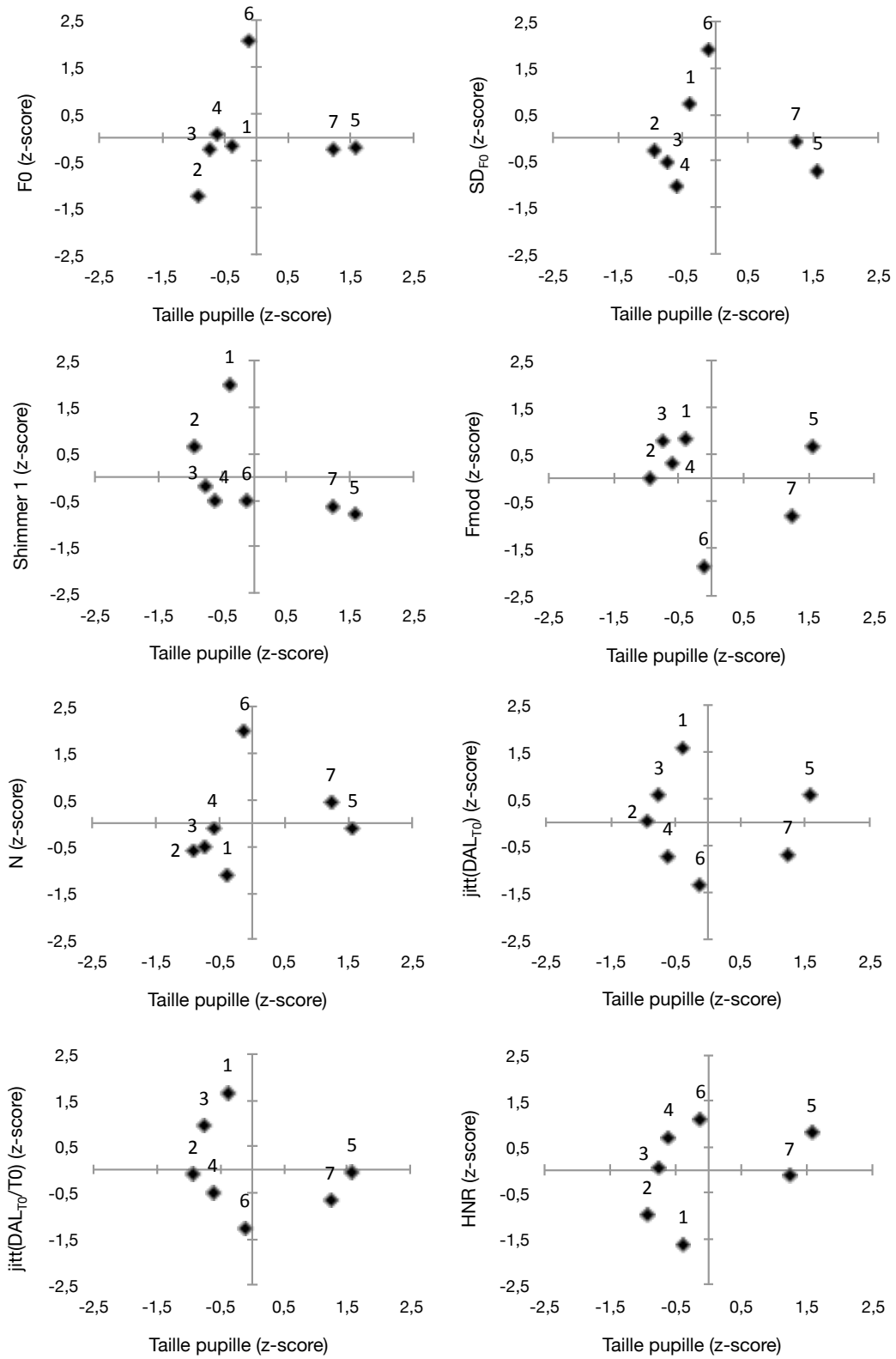


## Participant 10

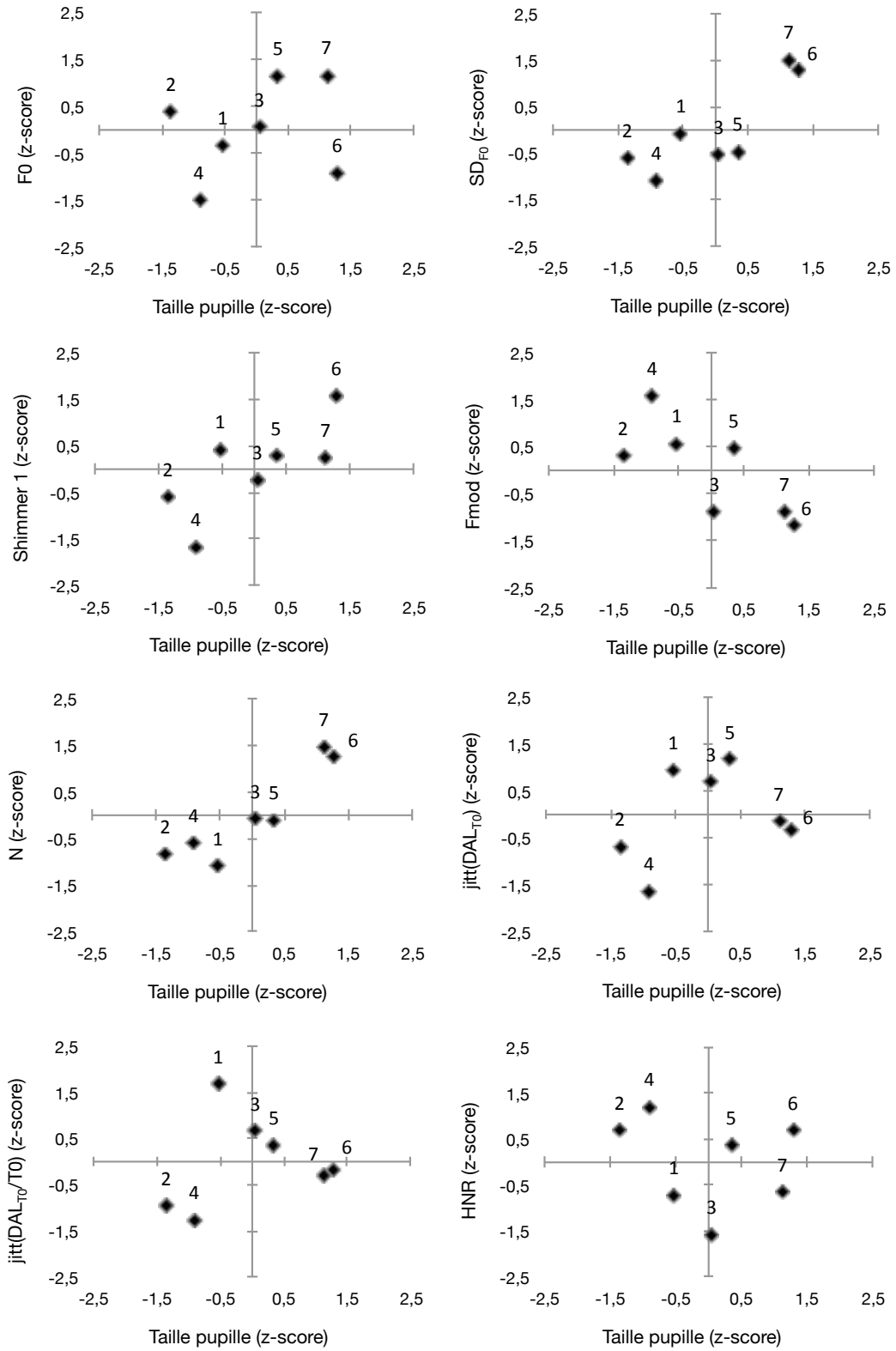




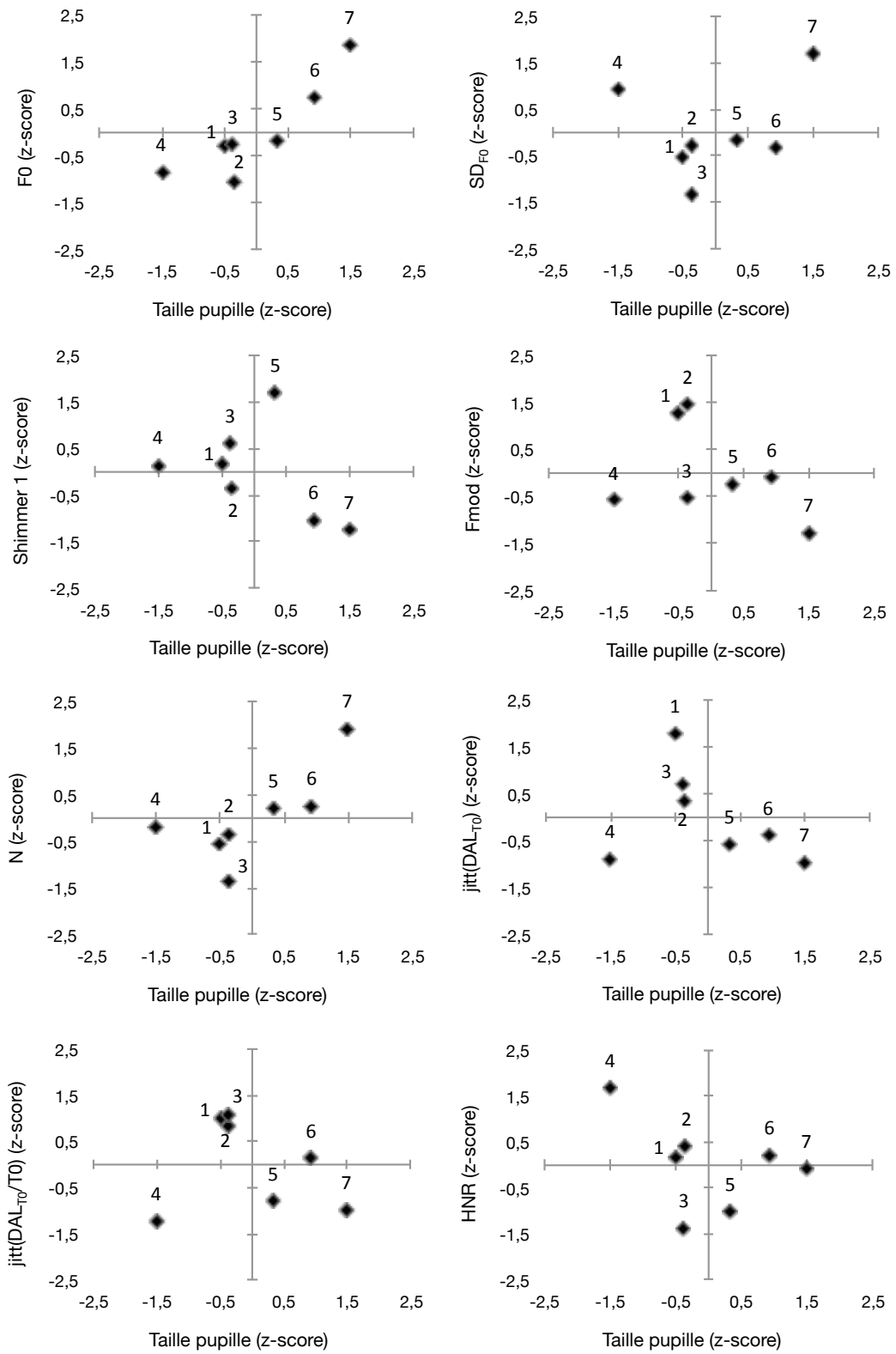
## Participant 12



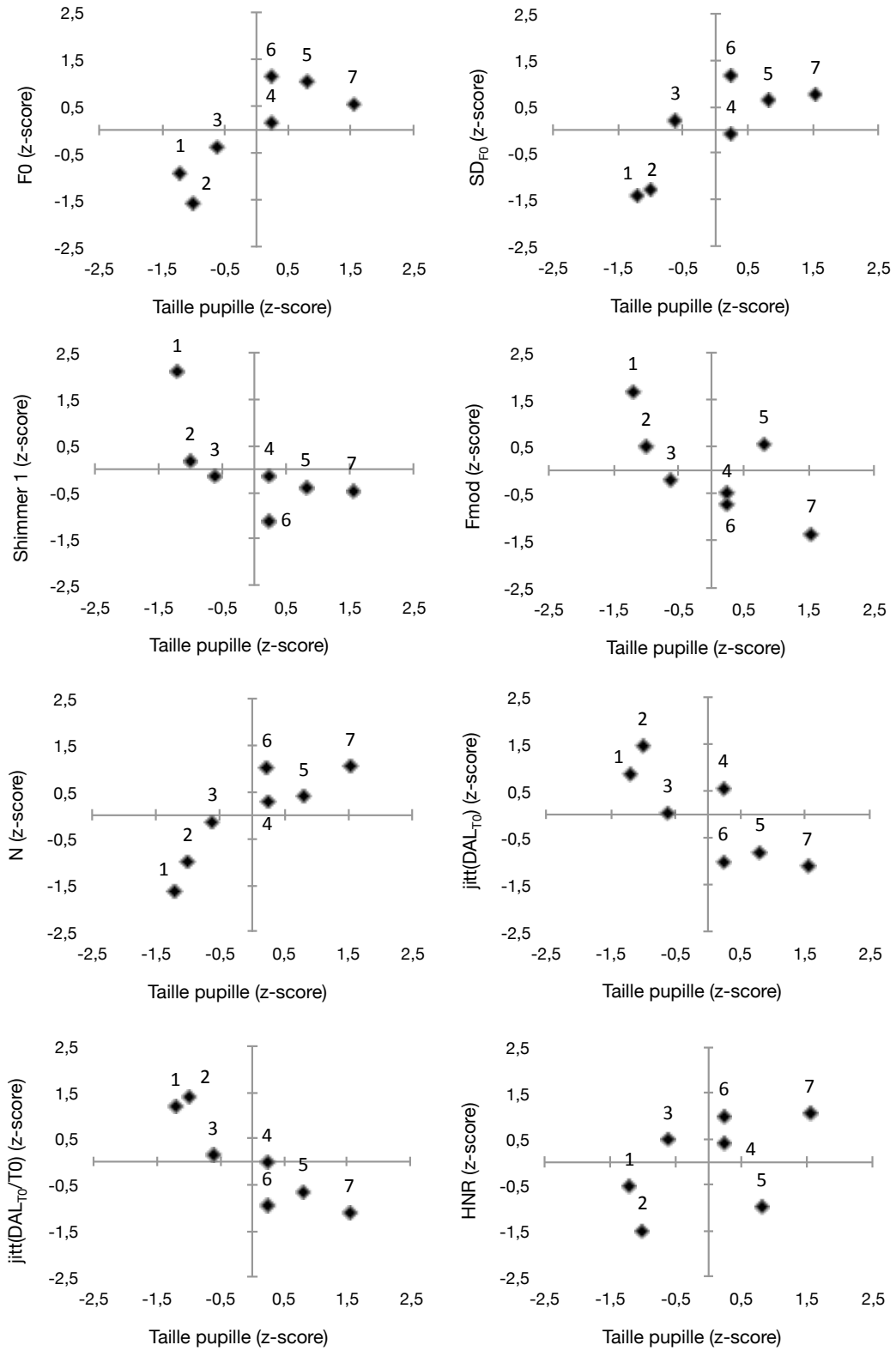
## Participant 13



## Participant 14



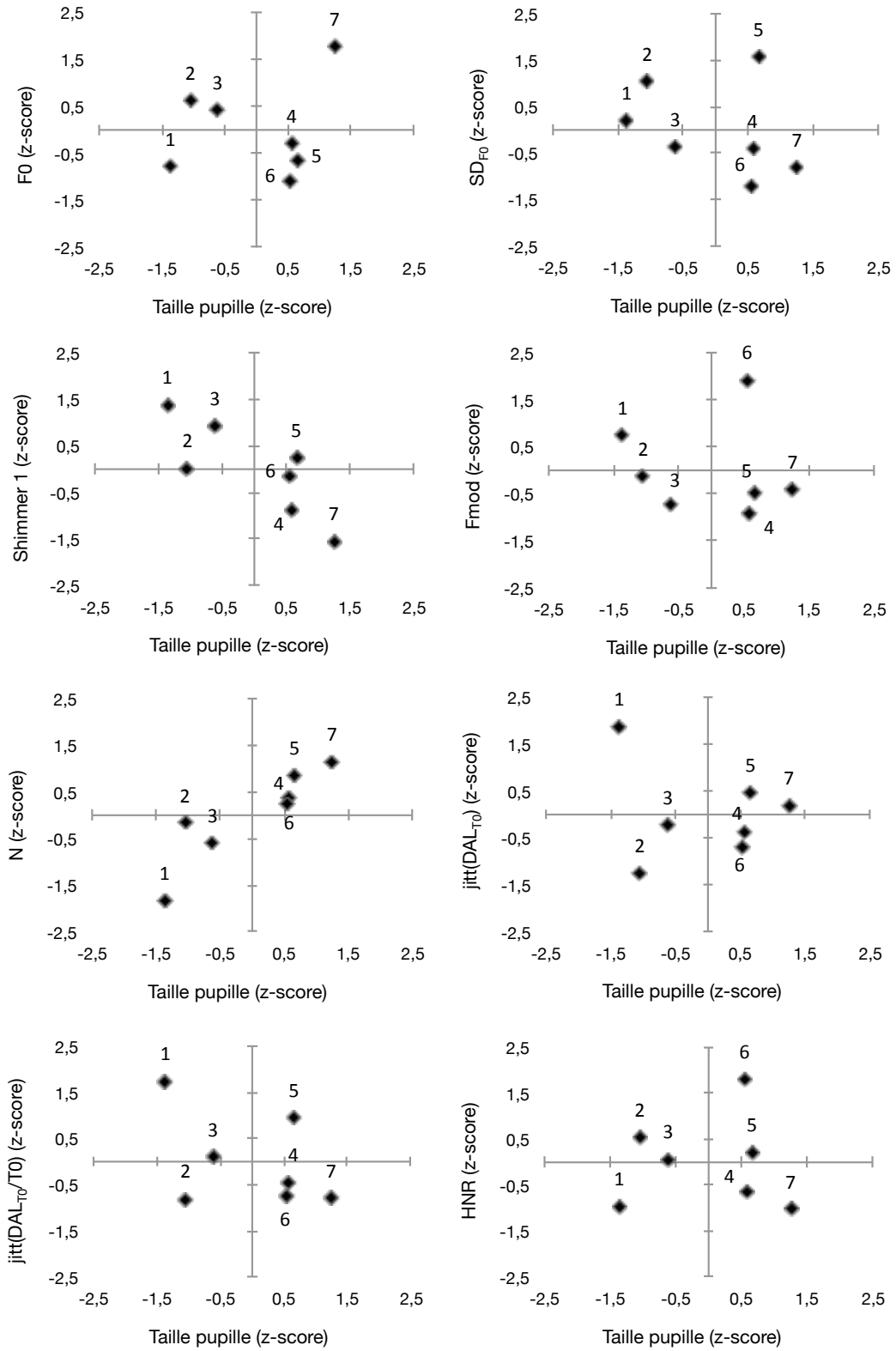
# Participant 15



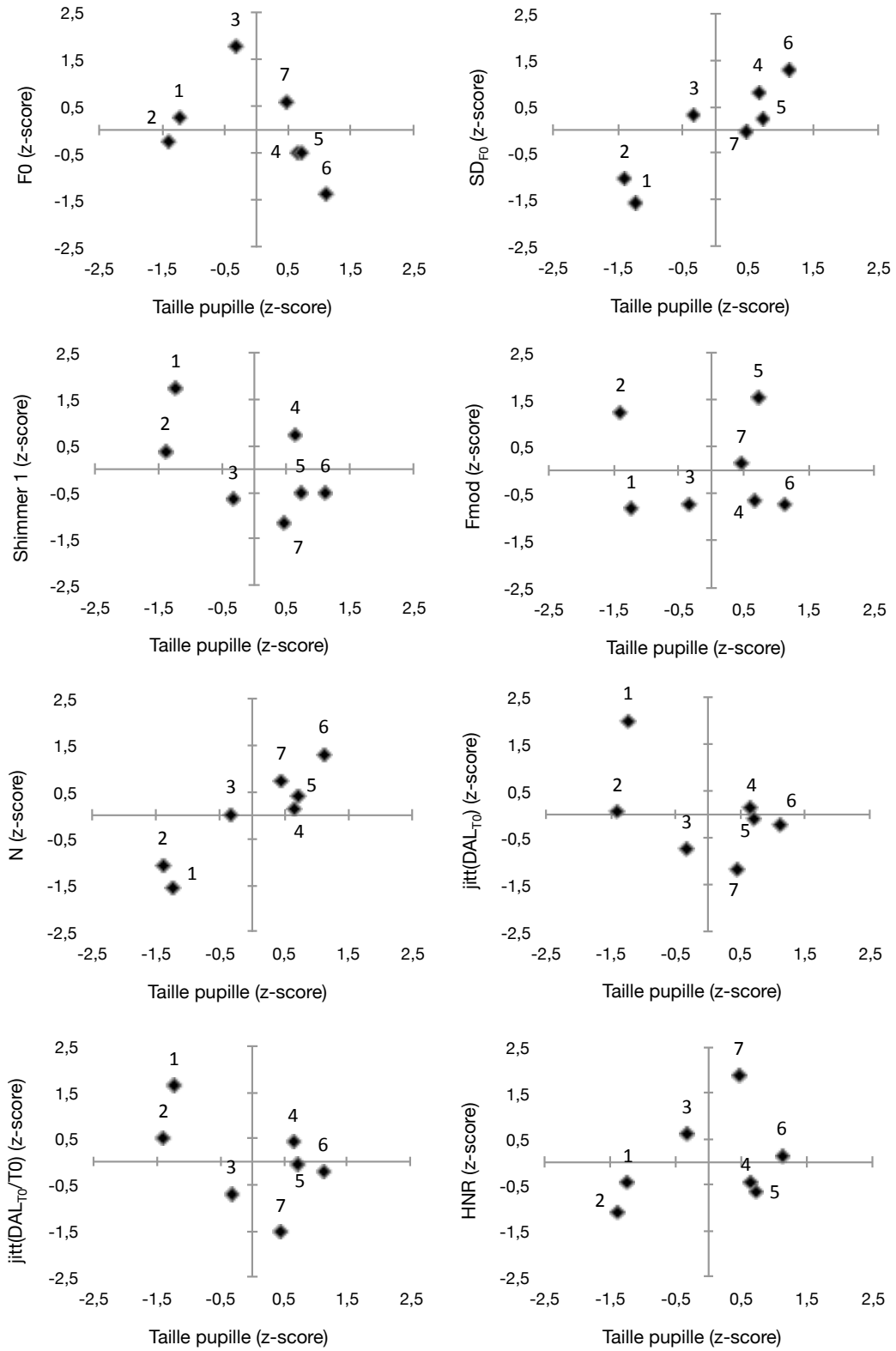




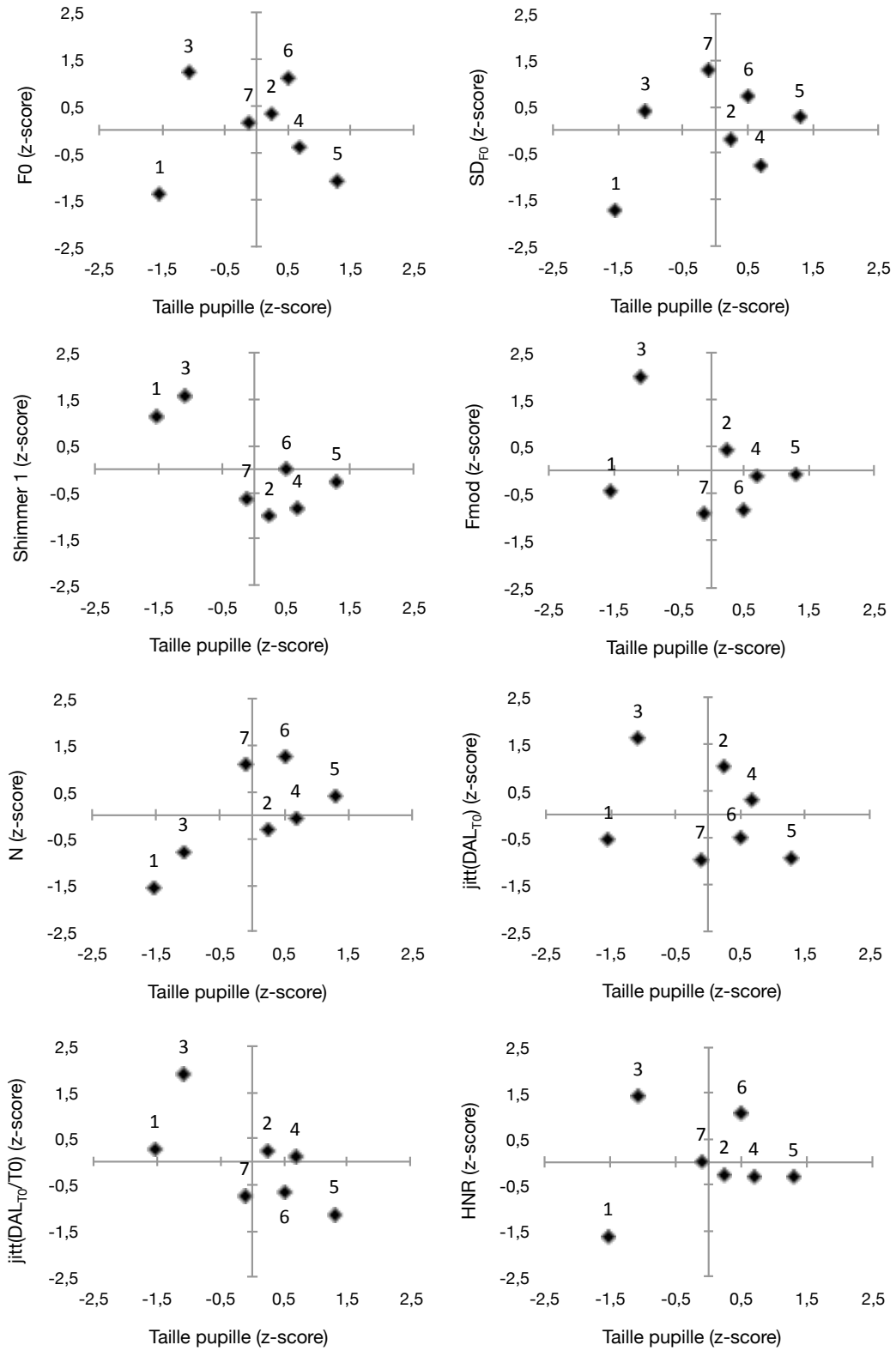
## Participant 17



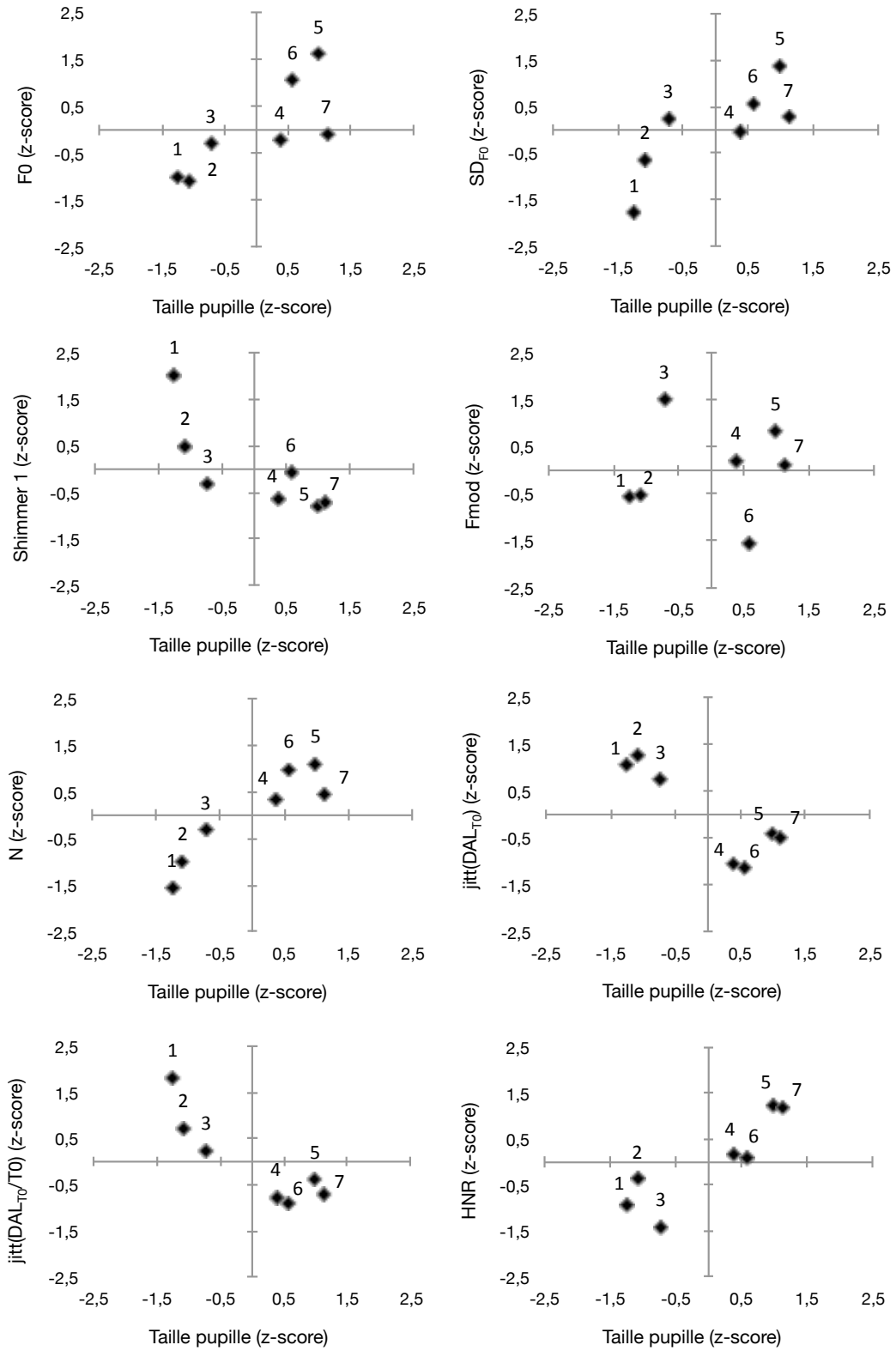
## Participant 18



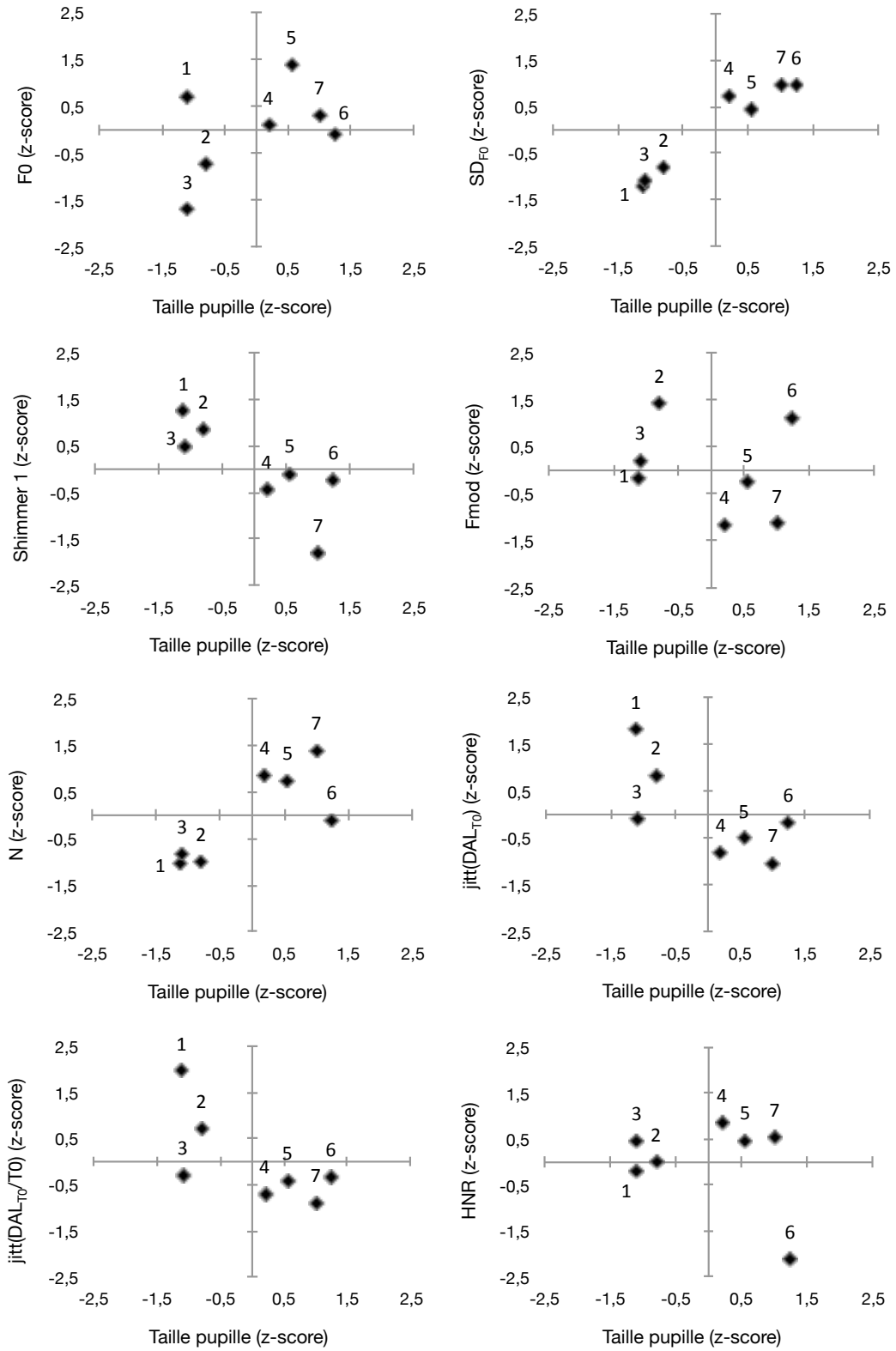
## Participant 19



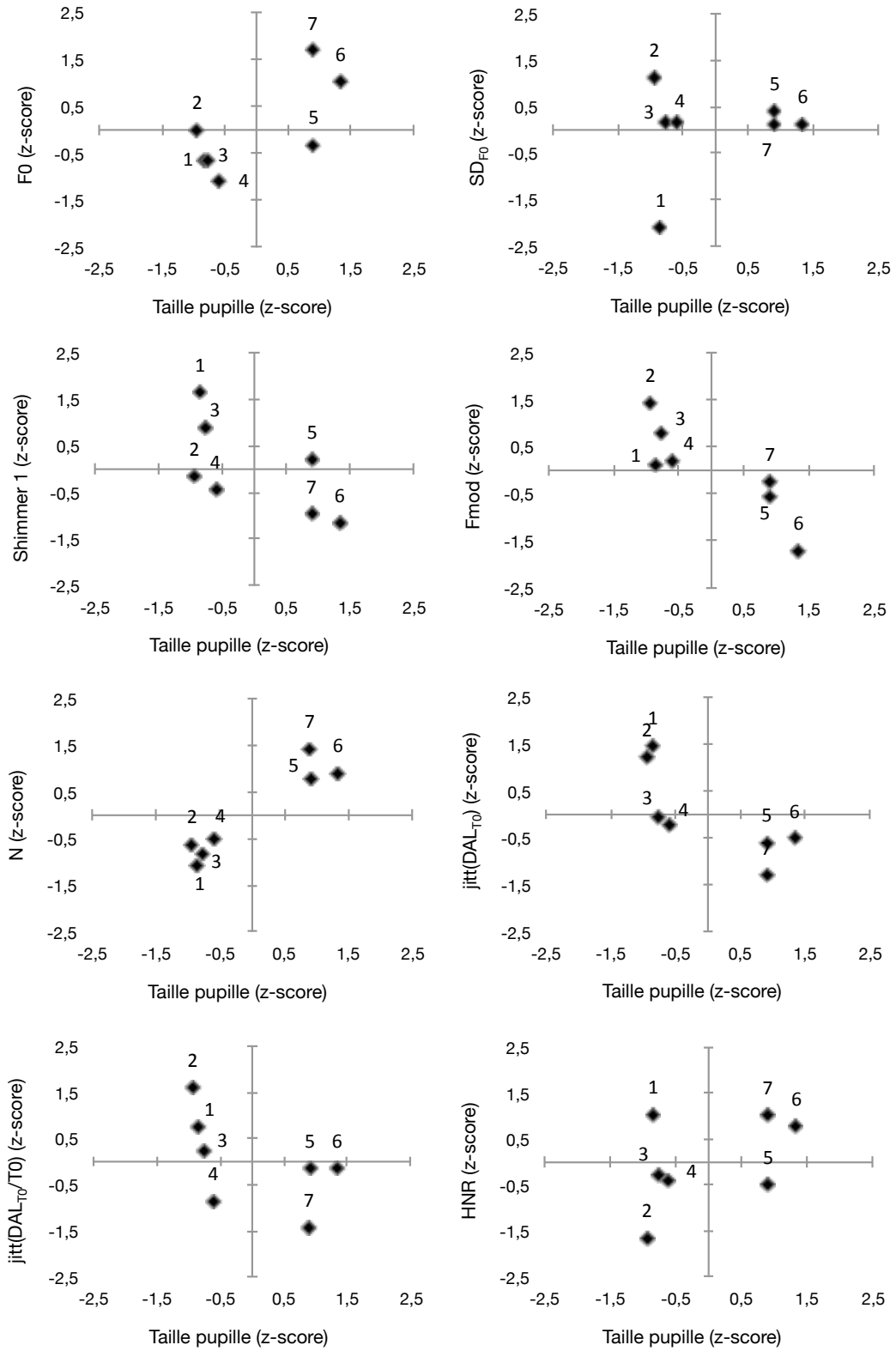
## Participant 20



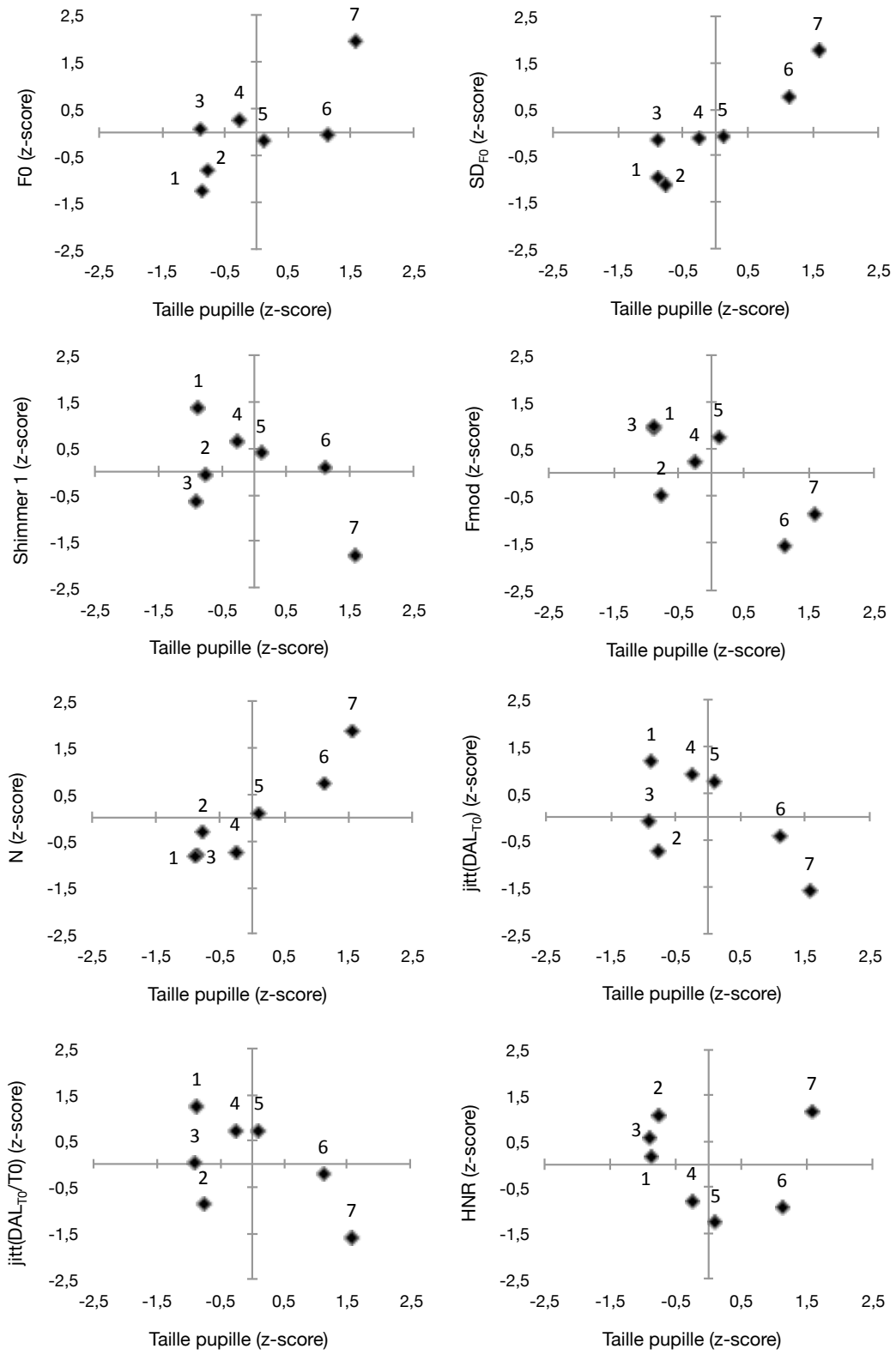
## Participant 21



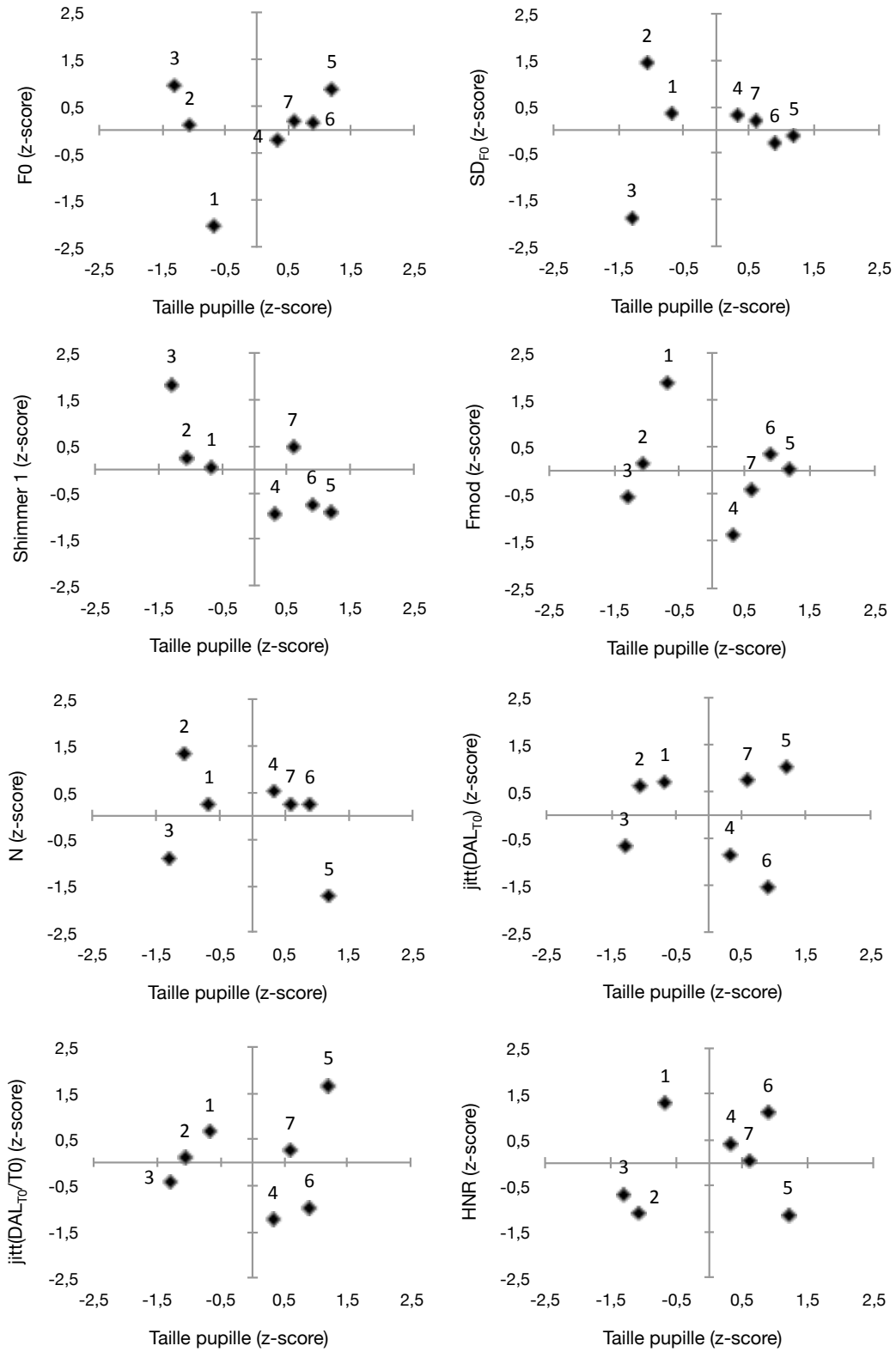
## Participant 22



## Participant 23

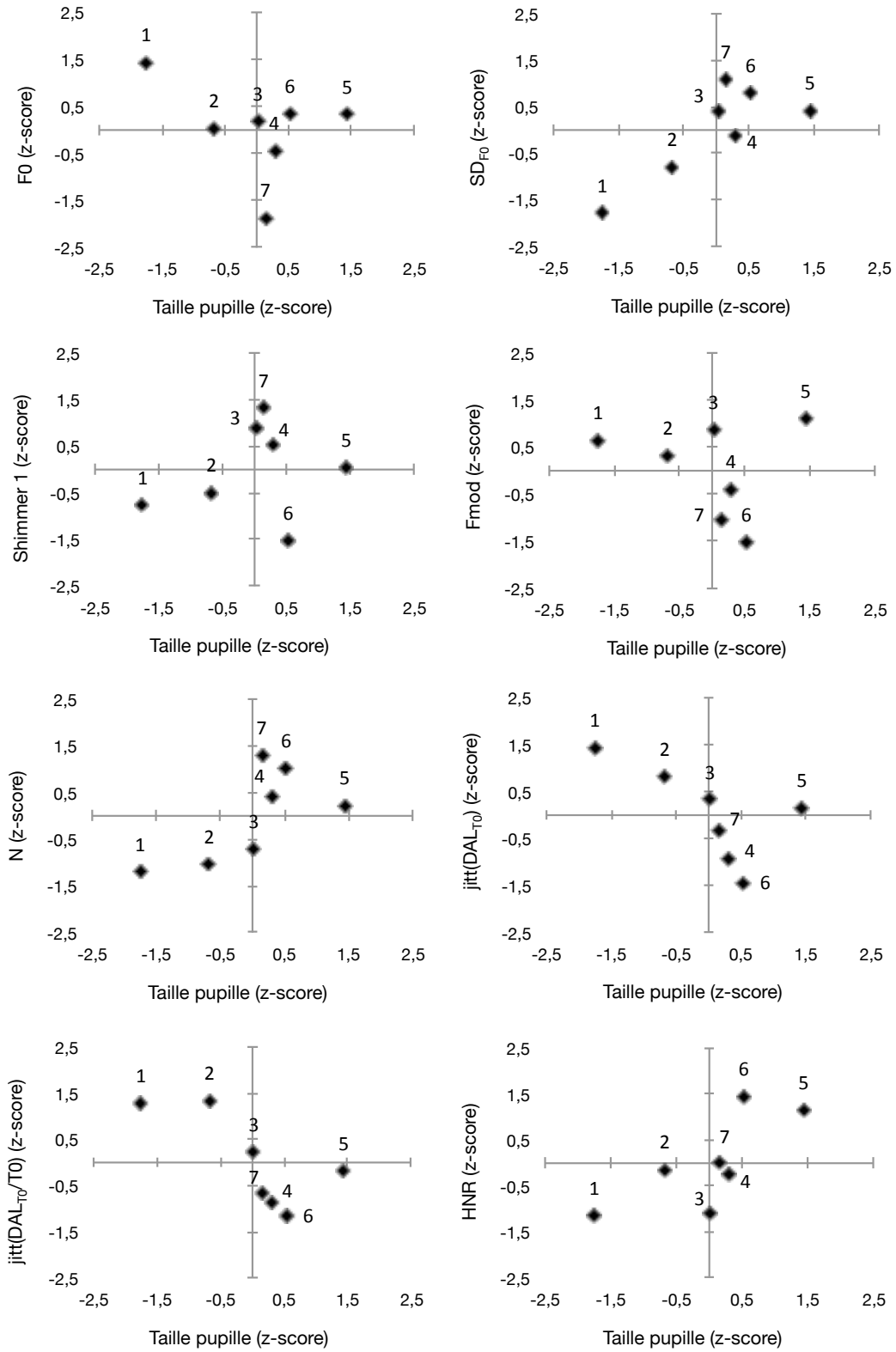


## Participant 24

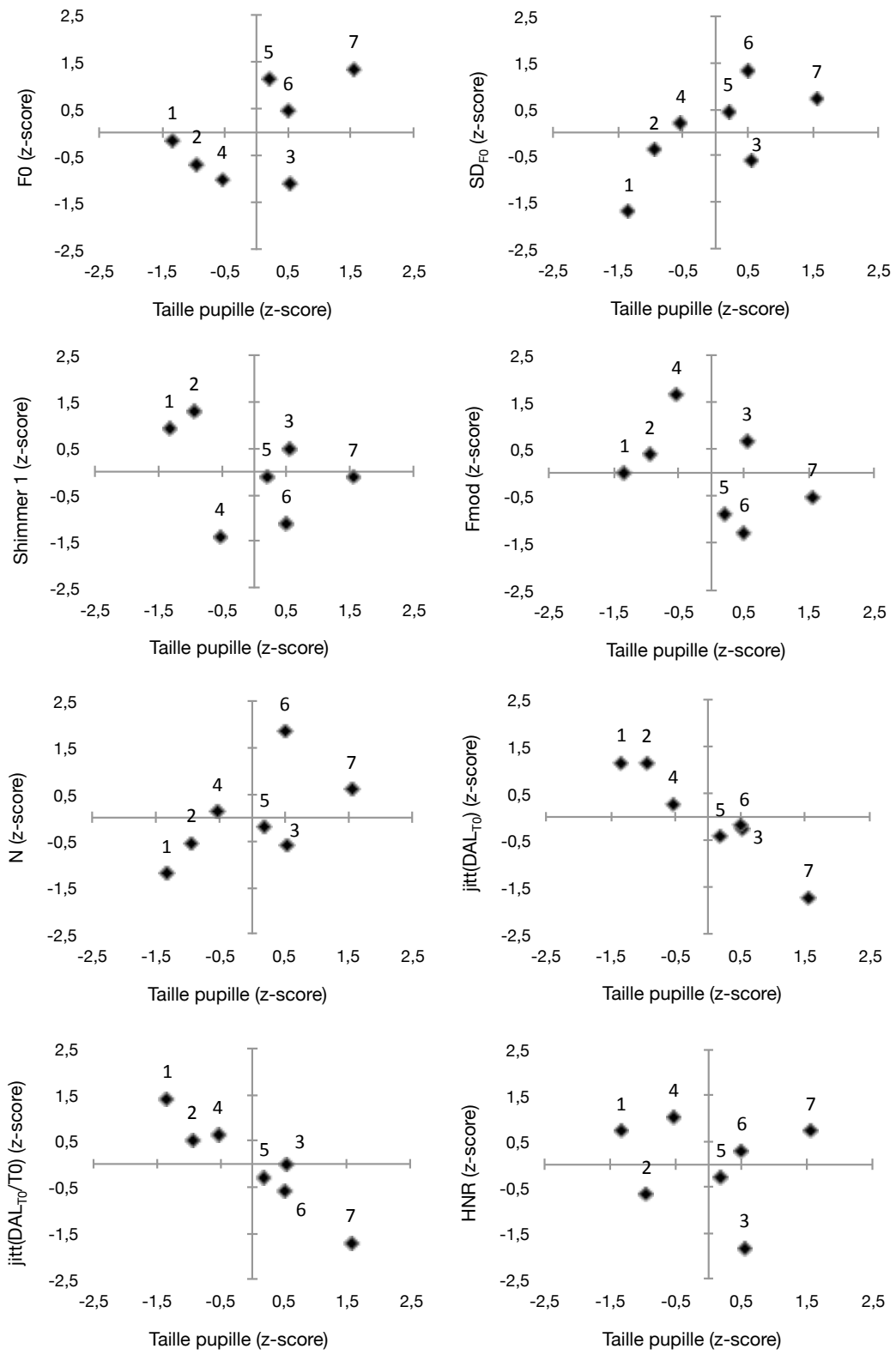




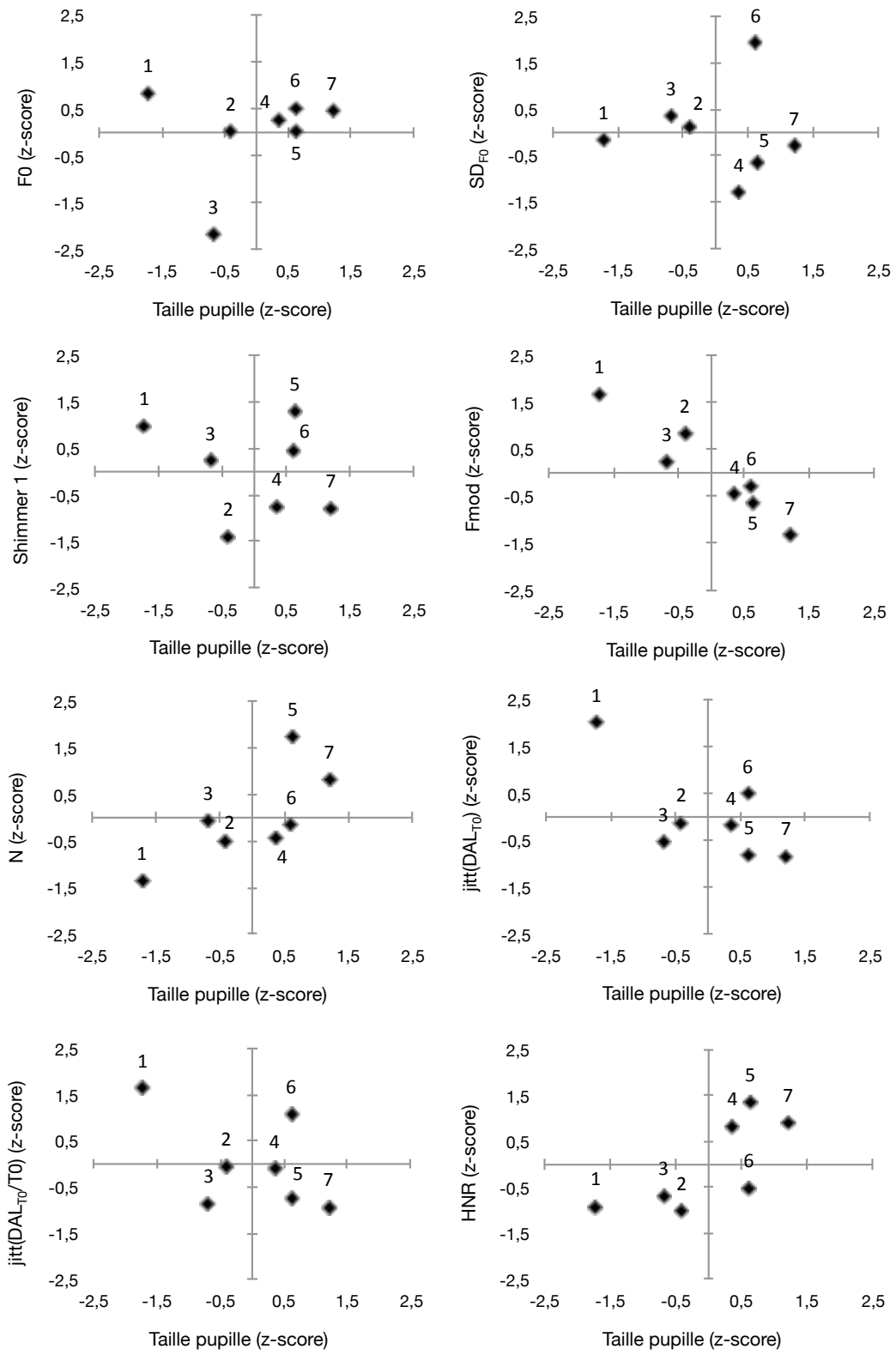
## Participant 25



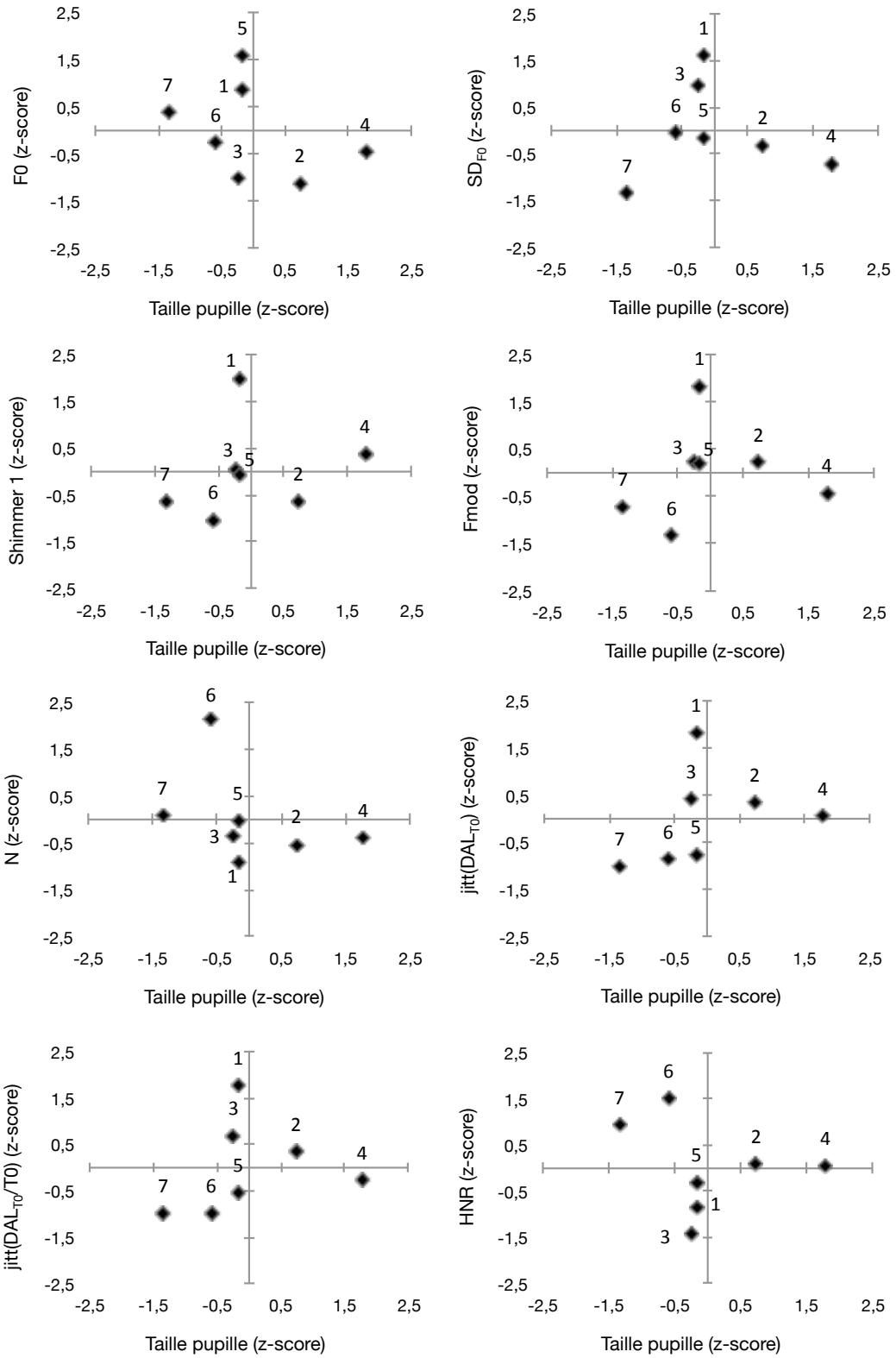
# Participant 26



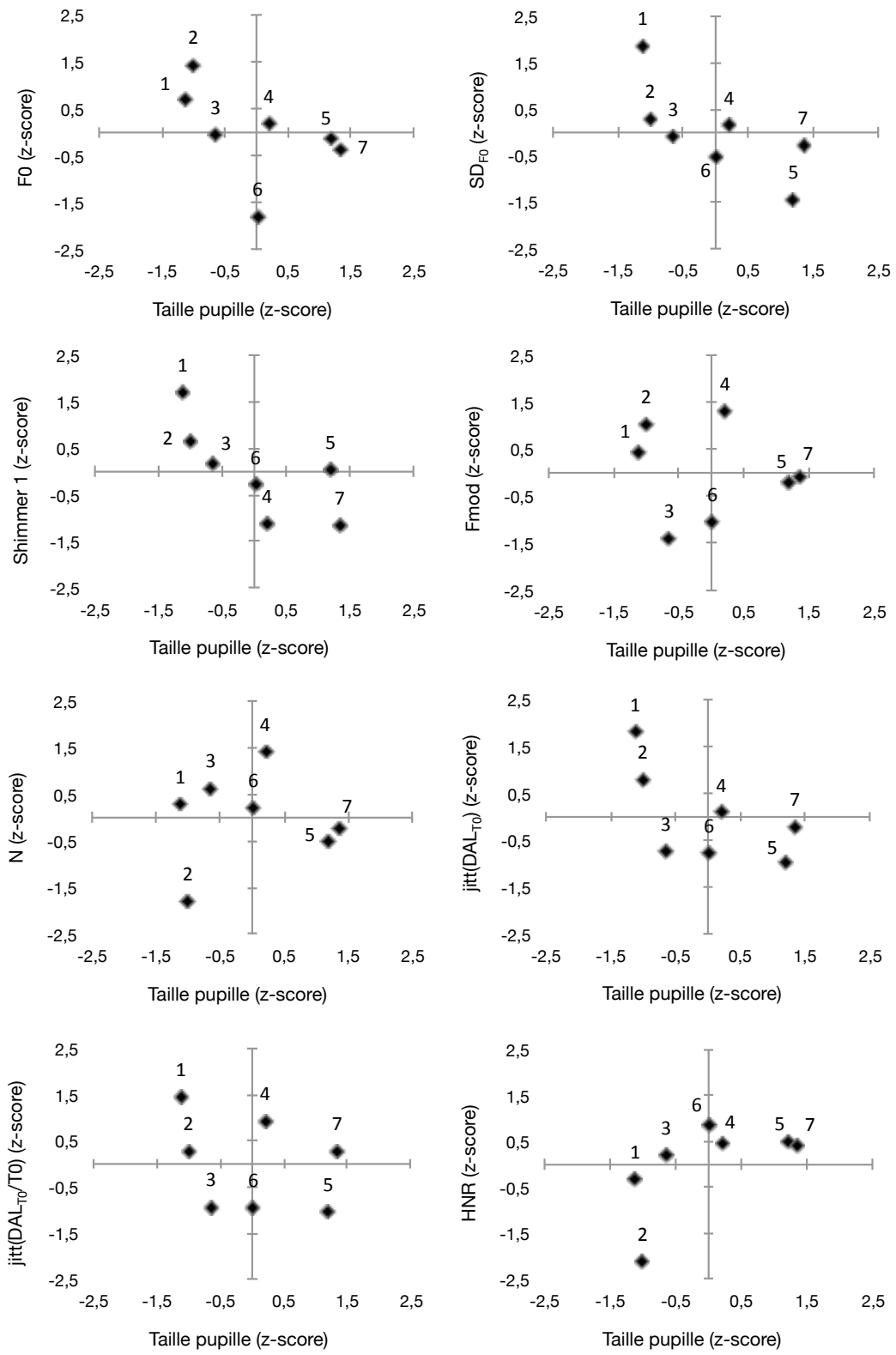
# Participant 27



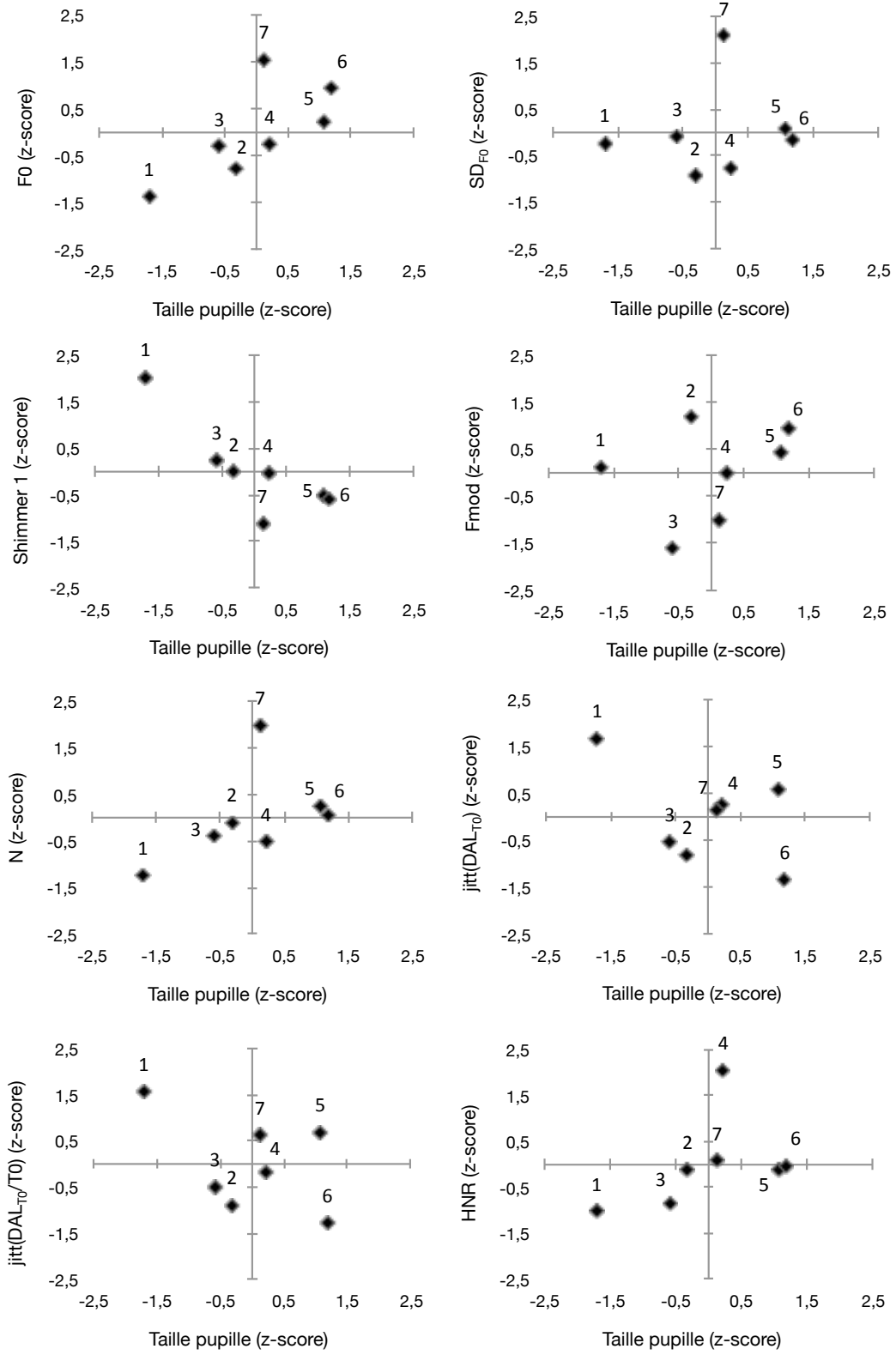
## Participant 28



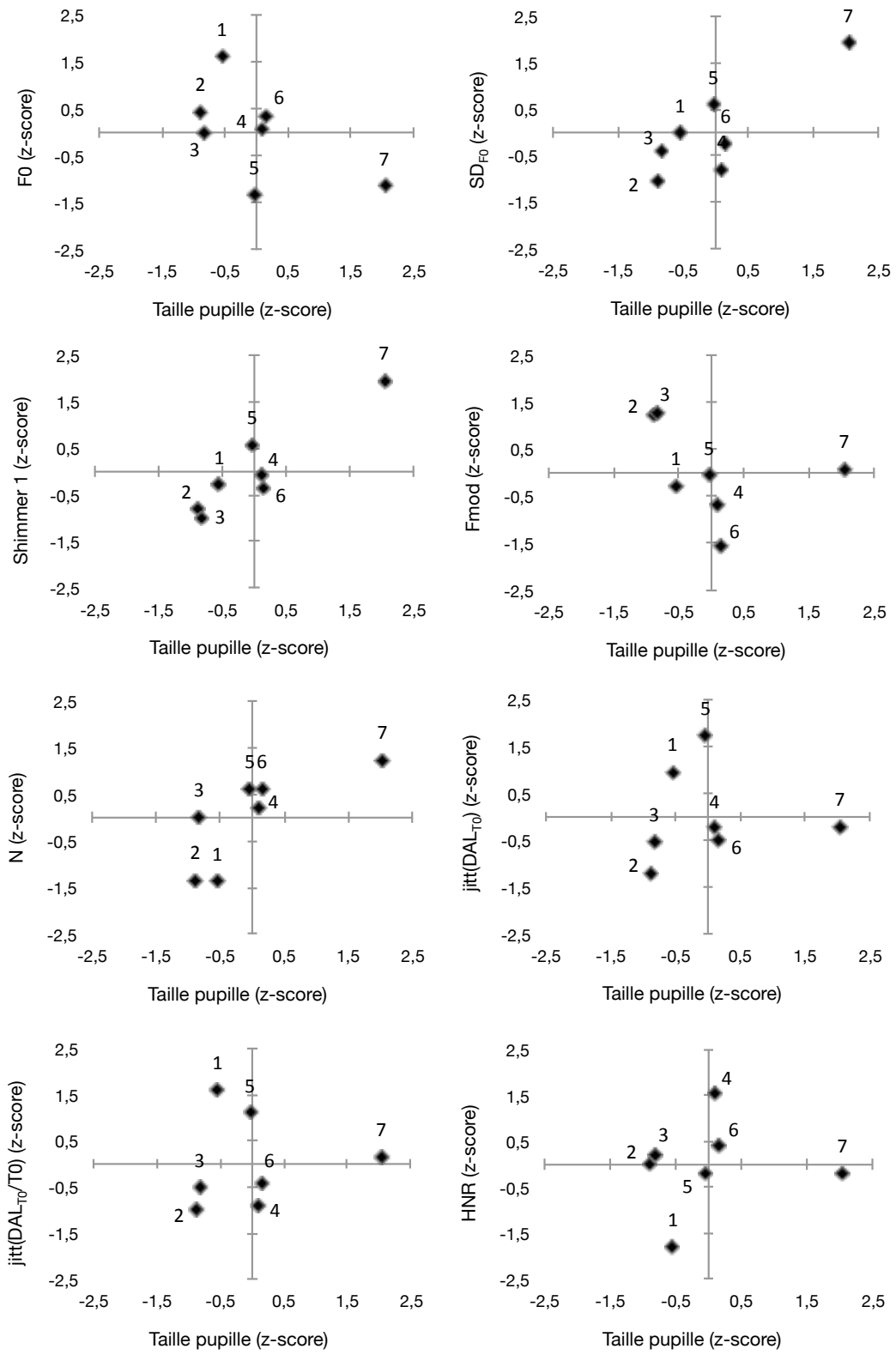
## Participant 29



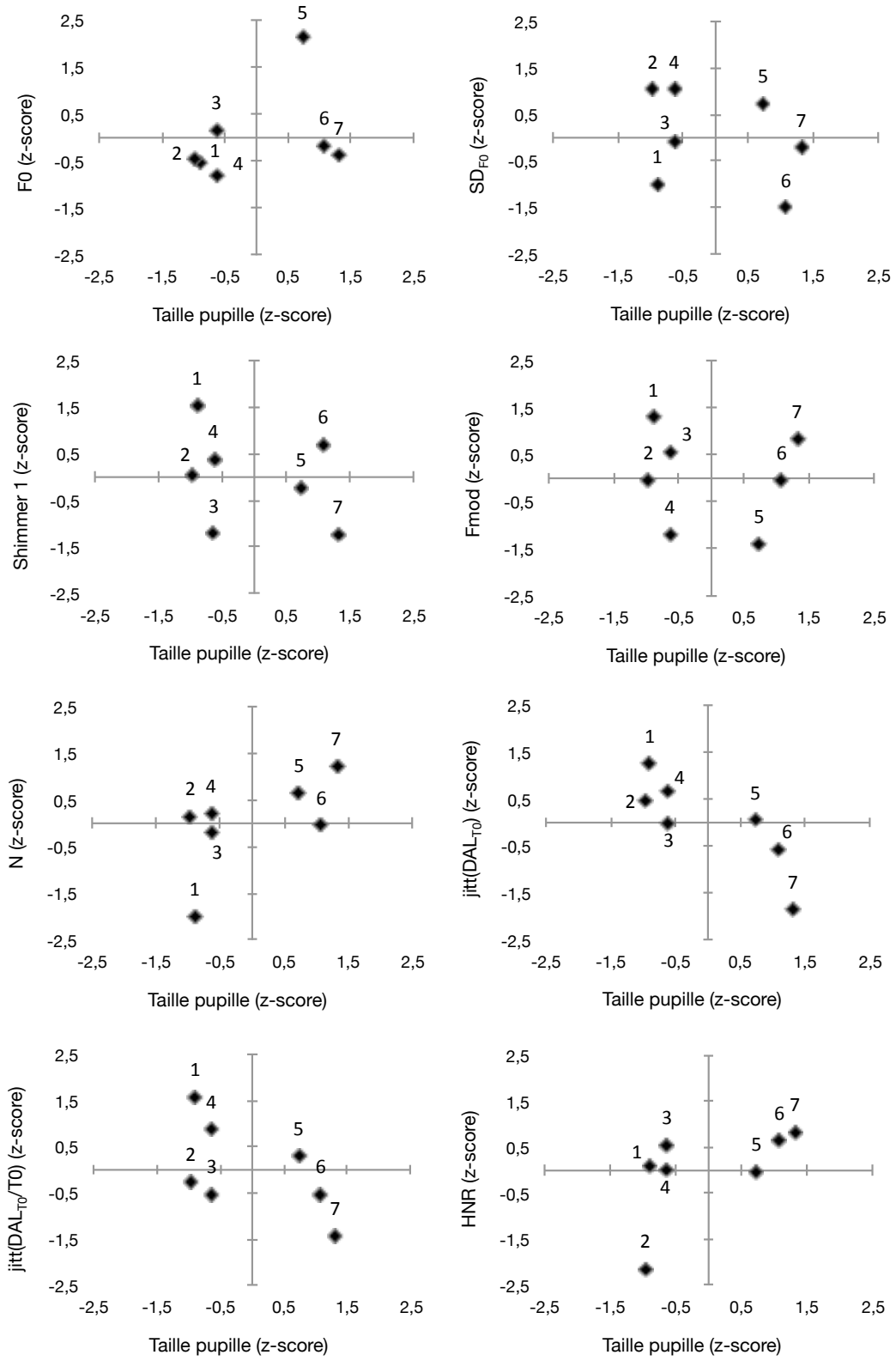
# Participant 30



# Participant 31



## Participant 32





## 10.10 VARIABILITÉ INTRA-LOCUTEUR

TABLE 10.17: Coefficients de variation ( $|\text{CoV}| = \left| \frac{\sigma}{\bar{x}} * 100 \right|$ , dans laquelle  $\sigma$  représente l'écart type et  $\bar{x}$  la moyenne de l'échantillon) des paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique dans les conditions de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil [PTS] ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler » [C1]). Le pourcentage de variation des paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique à la suite de la PTS (Avant→Après PTS) ainsi qu'entre les conditions « 1 mot à rappeler » et « 7 mots à rappeler » (C1→C7) est également présenté. Les paramètres prosodiques et de la forme du signal acoustique ayant significativement varié dans l'étude « Voix et Somnolence » et/ou dans l'étude « Voix et Charge Mentale » sont indiqués en gras.

Condition	Étude « Voix et Somnolence »		Étude « Voix et Charge Mentale »	
	Avant PTS	Avant→Après PTS	C1	C1→C7
	CoV (%)	%	CoV (%)	%
<b>Caractéristiques prosodiques</b>				
Fo	10.85	-0.25	10.29	<b>4.16</b>
SD <sub>Fo</sub>	97.80	2.56	83.20	<b>47.95</b>
Jitter 1	75.04	5.61	63.07	-7.76
Jitter 2	81.82	8.28	73.66	-11.03
RAP	110.06	17.04	86.40	1.59
PPQ <sub>5</sub>	90.09	15.62	72.08	-9.42
DDP	109.07	17.23	84.45	1.66
Shimmer 1	75.38	7.40	65.39	<b>-22.66</b>
Shimmer 2	77.29	7.52	68.37	-6.35
APQ <sub>3</sub>	91.90	8.52	83.81	-23.03
APQ <sub>5</sub>	86.32	4.55	74.21	-13.26
APQ <sub>11</sub>	68.38	18.70	55.55	-12.76
DDA	91.83	8.52	83.83	-6.35
Fmod	73.50	<b>-4.92</b>	91.36	<b>-15.98</b>
<b>Caractéristiques forme du signal acoustique</b>				
N	56.44	2.82	59.33	<b>52.53</b>
$\overline{\text{DAL}}_{T_0}$	39.91	<b>-9.88</b>	38.62	-7.58
jitt( $\overline{\text{DAL}}_{T_0}$ )	125.35	<b>-8.20</b>	111.21	<b>-31.74</b>
$\overline{\text{DAL}}_{T_0}/T_0$	35.81	<b>-9.89</b>	35.47	-4.08
jitt( $\overline{\text{DAL}}_{T_0}/T_0$ )	86.41	<b>-5.84</b>	83.35	<b>-28.79</b>

TABLE 10.18: Coefficients de variation ( $|\text{CoV}| = \left| \frac{\sigma}{\bar{x}} * 100 \right|$ , dans laquelle  $\sigma$  représente l'écart type et  $\bar{x}$  la moyenne de l'échantillon) des paramètres spectraux dans les conditions de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil [PTS] ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler » [C1]). Le pourcentage de variation des paramètres spectraux à la suite de la PTS (Avant→Après PTS) ainsi qu'entre les conditions « 1 mot à rappeler » et « 7 mots à rappeler » (C1→C7) est également présenté. Les paramètres spectraux ayant significativement varié dans l'étude « Voix et Somnolence » et/ou dans l'étude « Voix et Charge Mentale » sont indiqués en gras.

Condition	Étude « Voix et Somnolence »		Étude « Voix et Charge Mentale »	
	Avant PTS	Avant→Après PTS	C1	C1→C7
	CoV (%)	%	CoV (%)	%
HNR	15.90	<b>-1.88</b>	–	–
[a]	15.68	<b>-2.92</b>	15.89	<b>5.93</b>
[ə]	15.32	-0.15	–	–
[i]	16.17	-2.30	–	–
[e]	16.60	-1.72	–	–
$SD_{\text{HNR}}$	61.86	0.61	–	–
[a]	61.94	4.09	45.84	7.84
[ə]	63.82	2.57	–	–
[i]	58.17	-2.73	–	–
[e]	64.01	1.13	–	–
Formant 1	20.15	2.00	–	–
[a]	30.69	4.69	22.05	6.12
[ə]	14.71	0.70	–	–
[i]	13.86	2.33	–	–
[e]	18.34	0.43	–	–
Formant 2	38.85	3.68	–	–
[a]	32.96	-2.67	15.31	-9.25
[ə]	33.10	4.63	–	–
[i]	44.54	<b>12.55</b>	–	–
[e]	45.39	3.00	–	–
Formant 3	14.01	-0.32	–	–
[a]	19.57	-2.39	11.98	-1.28
[ə]	15.60	1.48	–	–
[i]	10.42	0.07	–	–
[e]	11.89	-0.41	–	–
Formant 4	11.30	0.37	–	–
[a]	12.47	-1.03	7.21	8.59
[ə]	12.03	1.01	–	–
[i]	8.81	1.24	–	–
[e]	11.98	0.37	–	–
SCG	12.37	2.32	–	–
[a]	16.69	<b>7.30</b>	15.68	1.28
[ə]	11.15	-0.13	–	–

TABLE 10.18: Coefficients de variation ( $|\text{CoV}| = \left| \frac{\sigma}{\bar{x}} * 100 \right|$ , dans laquelle  $\sigma$  représente l'écart type et  $\bar{x}$  la moyenne de l'échantillon) des paramètres spectraux dans la condition de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil [PTS] ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler » [C1]) (suite). Le pourcentage de variation des paramètres spectraux à la suite de la PTS (Avant→Après PTS) ainsi qu'entre les conditions « 1 mot à rappeler » et « 7 mots à rappeler » (C1→C7) est également présenté. Les paramètres spectraux ayant significativement varié dans l'étude « Voix et Somnolence » et/ou dans l'étude « Voix et Charge Mentale » sont indiqués en gras.

Condition	Étude « Voix et Somnolence »		Étude « Voix et Charge Mentale »	
	Avant PTS	Avant→Après PTS	C1	C1→C7
	CoV (%)	%	CoV (%)	%
[i]	9.18	-0.24	–	–
[e]	11.92	1.90	–	–
SKE	33.31	-2.43	–	–
[a]	42.63	<b>-12.31</b>	39.27	2.48
[ə]	34.07	5.48	–	–
[i]	31.05	-3.10	–	–
[e]	29.94	-0.28	–	–
KUR	57.10	-4.44	–	–
[a]	76.63	<b>-21.24</b>	72.58	1.53
[ə]	44.39	4.73	–	–
[i]	57.47	-3.68	–	–
[e]	49.76	-1.87	–	–
MFCC 1	28.25	2.19	–	–
[a]	31.07	3.54	45.02	7.54
[ə]	21.89	0.25	–	–
[i]	32.15	3.33	–	–
[e]	31.75	0.96	–	–
MFCC 2	8.87	1.17	–	–
[a]	8.56	0.15	8.71	-2.01
[ə]	8.68	1.41	–	–
[i]	10.02	2.21	–	–
[e]	8.47	1.04	–	–
MFCC 3	7.44	<b>2.27</b>	–	–
[a]	8.46	<b>2.54</b>	7.63	-0.22
[ə]	7.69	<b>1.64</b>	–	–
[i]	6.42	<b>3.23</b>	–	–
[e]	7.50	<b>1.55</b>	–	–
MFCC 4	7.90	1.03	–	–
[a]	7.27	<b>2.07</b>	8.30	1.98
[ə]	8.43	0.57	–	–
[i]	8.90	0.51	–	–
[e]	7.11	0.91	–	–

TABLE 10.18: Coefficients de variation ( $|\text{CoV}| = \left| \frac{\sigma}{\bar{x}} * 100 \right|$ , dans laquelle  $\sigma$  représente l'écart type et  $\bar{x}$  la moyenne de l'échantillon) des paramètres spectraux dans la condition de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil [PTS] ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler » [C1]) (suite). Le pourcentage de variation des paramètres spectraux à la suite de la PTS (Avant→Après PTS) ainsi qu'entre les conditions « 1 mot à rappeler » et « 7 mots à rappeler » (C1→C7) est également présenté. Les paramètres spectraux ayant significativement varié dans l'étude « Voix et Somnolence » et/ou dans l'étude « Voix et Charge Mentale » sont indiqués en gras.

Condition	Étude « Voix et Somnolence »		Étude « Voix et Charge Mentale »	
	Avant PTS	Avant→Après PTS	C1	C1→C7
	CoV (%)	%	CoV (%)	%
MFCC 5	7.02	1.02	–	–
[a]	7.20	-0.42	6.64	0.93
[ə]	7.44	1.51	–	–
[i]	6.55	1.91	–	–
[e]	6.88	1.13	–	–
MFCC 6	5.80	<b>1.95</b>	–	–
[a]	6.28	<b>1.52</b>	4.87	0.46
[ə]	6.02	<b>1.42</b>	–	–
[i]	5.18	<b>3.13</b>	–	–
[e]	5.80	<b>1.62</b>	–	–
MFCC 7	5.37	<b>1.64</b>	–	–
[a]	5.44	<b>2.63</b>	6.08	1.49
[ə]	5.55	1.41	–	–
[i]	5.37	1.24	–	–
[e]	5.14	1.25	–	–
MFCC 8	5.22	0.72	–	–
[a]	5.40	-0.73	4.58	0.41
[ə]	5.38	<b>1.11</b>	–	–
[i]	5.02	<b>1.68</b>	–	–
[e]	5.07	0.85	–	–
MFCC 9	5.08	<b>1.99</b>	–	–
[a]	5.04	<b>1.89</b>	4.55	0.52
[ə]	5.07	1.50	–	–
[i]	5.14	<b>2.93</b>	–	–
[e]	5.11	<b>1.60</b>	–	–
MFCC 10	4.35	<b>1.07</b>	–	–
[a]	4.58	<b>0.97</b>	3.76	-0.59
[ə]	4.74	<b>1.09</b>	–	–
[i]	4.13	<b>1.47</b>	–	–
[e]	3.98	0.71	–	–
MFCC 11	4.30	<b>0.90</b>	–	–
[a]	4.11	<b>1.37</b>	3.69	1.21
[ə]	4.76	0.71	–	–

TABLE 10.18: Coefficients de variation ( $|\text{CoV}| = \left| \frac{\sigma}{\bar{x}} * 100 \right|$ , dans laquelle  $\sigma$  représente l'écart type et  $\bar{x}$  la moyenne de l'échantillon) des paramètres spectraux dans la condition de référence de l'étude « Voix et Somnolence » (condition « avant privation totale de sommeil [PTS] ») et de l'étude « Voix et Charge Mentale » (condition « 1 mot à rappeler » [C1]) (suite). Le pourcentage de variation des paramètres spectraux à la suite de la PTS (Avant→Après PTS) ainsi qu'entre les conditions « 1 mot à rappeler » et « 7 mots à rappeler » (C1→C7) est également présenté. Les paramètres spectraux ayant significativement varié dans l'étude « Voix et Somnolence » et/ou dans l'étude « Voix et Charge Mentale » sont indiqués en gras.

Condition	Étude « Voix et Somnolence »		Étude « Voix et Charge Mentale »	
	Avant PTS	Avant→Après PTS	C1	C1→C7
	CoV (%)	%	CoV (%)	%
[i]	4.26	0.56	–	–
[e]	4.06	0.94	–	–
MFCC 12	6.14	<b>1.14</b>	–	–
[a]	5.95	0.53	5.39	0.22
[ə]	6.63	0.43	–	–
[i]	6.03	<b>2.68</b>	–	–
[e]	6.02	0.75	–	–
ED1	33.47	0.80	–	–
[a]	35.45	<b>10.17</b>	31.72	-7.04
[ə]	33.29	1.49	–	–
[i]	30.41	-4.12	–	–
[e]	36.45	0.11	–	–
ED2	13.30	<b>2.14</b>	–	–
[a]	15.58	<b>4.66</b>	13.23	-4.49
[ə]	13.71	1.49	–	–
[i]	11.99	1.44	–	–
[e]	12.13	1.13	–	–
ED3	11.96	1.30	–	–
[a]	12.06	<b>1.85</b>	10.47	-2.88
[ə]	12.58	1.16	–	–
[i]	11.20	1.20	–	–
[e]	11.91	0.80	–	–
EBF	19.09	<b>3.90</b>	–	–
[a]	26.42	<b>10.31</b>	17.90	3.13
[ə]	13.22	-0.22	–	–
[i]	17.26	1.01	–	–
[e]	16.75	2.01	–	–
ST	23.84	-2.26	–	–
[a]	16.96	<b>-4.17</b>	13.91	-3.27
[ə]	18.02	-0.11	–	–
[i]	85.97	-12.93	–	–
[e]	25.73	0.20	–	–



---

## BIBLIOGRAPHIE

---

- Akerstedt, T., & Folkard, S. (1995). Validation of the S and C components of the three-process model of alertness regulation. *Sleep*, 18(1), 1–6.
- Akerstedt, T., & Gillberg, M. (1990). Subjective and Objective Sleepiness in the Active Individual. *International Journal of Neuroscience*, 52(1-2), 29–37.
- Archer, S. N., Robilliard, D. L., Skene, D. J., Smits, M., Williams, A., Arendt, J., & von Schantz, M. (2003). A length polymorphism in the circadian clock gene *Per3* is linked to delayed sleep phase syndrome and extreme diurnal preference. *Sleep*, 26(4), 413–415.
- Artkoski, M., Tommila, J., & Laukkanen, A.-M. (2002). Changes in voice during a day in normal voices without vocal loading. *Logopedics Phoniatrics Vocology*, 27(3), 118–123.
- Atkinson, R., & Shiffrin, R. (1968). Human Memory : A Proposed System and its Control Processes. In K. Spence & J. Spence (Eds.), *The psychology of learning and motivation* (Vol. 2, pp. 89–195). Oxford : Academic Press.
- Baddeley, A. D. (1986). *Working Memory*. Oxford : Clarendon Press.
- Baddeley, A. D. (2000). The episodic buffer : a new component of working memory ? *Trends in Cognitive Sciences*, 4(11), 417–423.
- Baddeley, A. D., Chincotta, D., Stafford, L., & Turk, D. (2002). Is the word length effect in STM entirely attributable to output delay ? Evidence from serial recognition. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 55(2), 353–369.
- Baddeley, A. D., & Hitch, G. (1974). *Working memory* (Vol. 8 ; G. H. Bower, Ed.). New York : Academic Press.
- Banks, S., & Dinges, D. F. (2007). Behavioral and physiological consequences of sleep restriction. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 3(5), 519–28.
- Bard, E. G., Sotillo, C., Anderson, A. H., Thompson, H. S., & Taylor, M. M. (1996). The DCIEM Map Task Corpus : Spontaneous dialogue under sleep deprivation and drug treatment. *Speech Communication*, 20(1-2), 71–84.
- Barrouillet, P. (1996). Ressources, capacités cognitives et mémoire de travail : postulats, métaphores et modèles. *Psychologie Française*, 41(4), 319–338.
- Barrouillet, P., & Camos, V. (2007). Le développement de la mémoire de travail. In J. Lautrey (Ed.), *Psychologie du développement et de l'éducation* (pp. 51–86). Paris: PUF.
- Barwick, F., Arnett, P., & Slobounov, S. (2012). EEG correlates of fatigue during administration of a neuropsychological test battery. *Clinical Neurophysiology*, 123(2), 278–284.
- Beatty, J. (1982). Task-evoked pupillary responses, processing load, and the structure of processing resources. *Psychological Bulletin*, 91(2), 276–292.
- Belenky, G., Wesensten, N. J., Thorne, D. R., Thomas, M. L., Sing, H. C., Redmond, D. P., ... Balkin, T. J. (2003). Patterns of performance degradation and restoration during sleep restriction and subsequent recovery : a sleep dose-response study. *Journal of Sleep Research*, 12(1), 1–12.
- Bennett, L. S., Stradling, J. R., & Davies, R. J. (1997). A behavioural test to assess daytime sleepiness in obstructive sleep apnoea. *Journal of Sleep Research*, 6(2), 142–145.

- Biferno, M. A. (1985). *Mental workload measurement : event-related potentials and ratings of workload and fatigue* (Tech. Rep.). (NASA CR-177354) Washington, D. C. : National Aeronautics.
- Bittner, R., Begault, D., & Christopher, B. (2013). Pilot Workload and Speech Analysis : A Preliminary Investigation. In *Proceedings of audio engineering society 135* (pp. 2–7).
- Blatter, K., Graw, P., Münch, M., Knoblauch, V., Wirz-Justice, A., & Cajochen, C. (2006). Gender and age differences in psychomotor vigilance performance under differential sleep pressure conditions. *Behavioural Brain Research, 168*(2), 312–317.
- Blouin, A. M., Fried, I., Wilson, C. L., Staba, R. J., Behnke, E. J., Lam, H. A., ... Siegel, J. M. (2013). Human hypocretin and melanin-concentrating hormone levels are linked to emotion and social interaction. *Nature Communications, 4*, 1547.
- Boersma, P., & Weenink, D. (2001). Praat, a system for doing phonetics by computer. *Glott International, 5*(9/10), 341–345.
- Borbély, A. A. (1982). A two process model of sleep regulation. *Human Neurobiology, 1*(3), 195–204.
- Borghini, G., Astolfi, L., Vecchiato, G., Mattia, D., & Babiloni, F. (2014). Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 44*, 58–75.
- Boril, H., Sadjadi, S. O., Kleinschmidt, T., & Hansen, J. H. L. (2010). Analysis and detection of cognitive load and frustration in drivers' speech. In T. Kobayashi, K. Hirose, & S. Nakamura (Eds.), *Proceedings of interspeech '10* (pp. 502–505). Makuhari Messe International Convention Complex, Chiba, Makuhari, Japan: International Speech Communication Association.
- Bortoletto, M., Tona, G. D. M., Scozzari, S., Sarasso, S., & Stegagno, L. (2011). Effects of sleep deprivation on auditory change detection : a N1-Mismatch Negativity study. *International Journal of Psychophysiology, 81*(3), 312–316.
- Bough, I. D., Heuer, R. J., Sataloff, R. T., Hills, J. R., & Cater, J. R. (1996). Intrasubject variability of objective voice measures. *Journal of Voice, 10*(2), 166–174.
- Bouhuys, A. L., Schutte, H. K., Beersma, D. G. M., & Nieboer, G. L. J. (1990). Relations between depressed mood and vocal parameters before, during and after sleep deprivation : a circadian rhythm study. *Journal of Affective Disorders, 19*(4), 249–258.
- Bourgeois-Bougrine, S., Carbon, P., Gounelle, C., Mollard, R., & Coblentz, A. (2003). Perceived fatigue for short- and long-haul flights : a survey of 739 airline pilots. *Aviation Space and Environmental Medicine, 74*(10), 1072–1077.
- Brandimonte, M. A., Hitch, G. J., & Bishop, D. V. (1992). Influence of short-term memory codes on visual image processing : Evidence from image transformation tasks. *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition, 18*(1), 157–165.
- Brenner, M., & Shipp, T. (1988). Voice stress analysis. NASA. Langley Research Center, *Mental-State Estimation, 1987 pp. 363-376 (SEE N 88-23370 16-53)*.
- Broadbent, D. (1958). *Perception and communication*. Oxford : Pe.
- Buysse, D. J., Reynolds, C. F., Monk, T. H., Berman, S. R., & Kupfer, D. J. (1989). The Pittsburgh sleep quality index : A new instrument for psychiatric practice and research. *Psychiatry Research, 28*(2), 193–213.
- Cabon, P., Coblentz, A., Mollard, R., & Fouillot, J. P. (1993). Human vigilance in railway and long-haul flight operation. *Ergonomics, 36*(9), 1019–1033.



- Cain, B. (2007). *A review of the mental workload literature* (Tech. Rep. No. 1998). Defence Research and Development Canada.
- Caldwell, J. A. (2001). The impact of fatigue in air medical and other types of operations : A review of fatigue facts and potential countermeasures. *Air Medical Journal*, 20(1), 25–32.
- Caldwell, J. A. (2005). Fatigue in aviation. *Travel Medicine and Infectious Disease*, 3(2), 85–96.
- Caldwell, J. A., Caldwell, J. L., Brown, D. L., & Smith, J. K. (2004). The Effects of 37 Hours of Continuous Wakefulness On the Physiological Arousal, Cognitive Performance, Self-Reported Mood, and Simulator Flight Performance of F-117A Pilots. *Military Psychology*, 16(3), 163–181.
- Caldwell, J. A., & Gilreath, S. R. (2002). A survey of aircrew fatigue in a sample of U.S. Army aviation personnel. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 73(5), 472–480.
- Caldwell, J. A., Hall, K. K., & Erickson, B. S. (2002). EEG Data Collected From Helicopter Pilots in Flight Are Sufficiently Sensitive to Detect Increased Fatigue From Sleep Deprivation. *The International Journal of Aviation Psychology*, 12(1), 19–32.
- Caldwell, J. A., Mallis, M. M., Caldwell, J. L., Paul, M. A., Miller, J. C., & Neri, D. F. (2009). Fatigue Countermeasures in Aviation. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 80(1), 29–59.
- Calliope. (1989). *La parole et son traitement automatique*. Paris: Masson.
- Campbell, K. B., & Colrain, I. M. (2002). Event-related potential measures of the inhibition of information processing : II. The sleep onset period. *International Journal of Psychophysiology*, 46(3), 197–214.
- Candea, M. (2000). *Contribution à l'étude des pauses silencieuses et des phénomènes dits « d'hésitation » en français oral spontané* (Unpublished doctoral dissertation).
- Carskadon, M. A., & Dement, W. C. (1981). Cumulative Effects of Sleep Restriction on Day-time Sleepiness. *Psychophysiology*, 18(2), 107–113.
- Carskadon, M. A., & Dement, W. C. (1982). Nocturnal determinants of daytime sleepiness. *Sleep*, 5 Suppl 2, 73–81.
- Casagrande, M., Violani, C., Curcio, G., & Bertini, M. (1997). Assessing vigilance through a brief pencil and paper letter cancellation task (LCT) : effects of one night of sleep deprivation and of the time of day. *Ergonomics*, 40(6), 613–630.
- Castle, H., & Leggatt, A. (2002). *Instantaneous Self Assessment (ISA) – Validity and Reliability* (Tech. Rep.).
- Cegarra, J., & Chevalier, A. (2008). The use of Tholos software for combining measures of mental workload : Toward theoretical and methodological improvements. *Behavior Research Methods*, 40(4), 988–1000.
- Chanquoy, L., Tricot, A., & Sweller, J. (2007). *La charge cognitive : Théorie et applications* (M. Jourdan & J. Theureau, Eds.). Toulouse: Octarès.
- Cherry, E. C. (1953). Some Experiments on the Recognition of Speech, with One and with Two Ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 25(5), 975.
- Chou, T. C., Scammell, T. E., Gooley, J. J., Gaus, S. E., Saper, C. B., & Lu, J. (2003). Critical role of dorsomedial hypothalamic nucleus in a wide range of behavioral circadian rhythms. *The Journal of neuroscience*, 23(33), 10691–10702.
- Civil aviation safety data 1993-2007* (Tech. Rep.). (2008). Civil Aviation Authority of the Netherlands (CAA-NL).

- Clavel, C., & Richard, G. (2010). Reconnaissance acoustique des émotions. In C. Pelachaud (Ed.), *Systèmes d'interaction émotionnelle* (chap. 5).
- Cluydts, R., De Valck, E., Verstraeten, E., & Theys, P. (2002). Daytime sleepiness and its evaluation. *Sleep Medicine Reviews*, 6(2), 83–96.
- Comstock, J. R. (1994). *Mat - Multi-Attribute Task Battery for Human Operator Workload and Strategic Behavior Research* (Tech. Rep.).
- Congleton, J. J., Jones, W. A., Shiflett, S. G., McSweeney, K. P., & Huchingson, R. D. (1997). An evaluation of voice stress analysis techniques in a simulated AWACS environment. *International Journal of Speech Technology*, 2(1), 61–69.
- Cooper, G. E., & Harper, R. P. (1969). *The use of pilot rating in the evaluation of aircraft handling qualities* (Tech. Rep.). Moffett Field, CA, Ames Research Center, NASA.
- Corsi-Cabrera, M. (2003). Effect of 38 h of total sleep deprivation on the waking EEG in women : sex differences. *International Journal of Psychophysiology*, 50(3), 213–224.
- Cote, K. A. (2002). Probing awareness during sleep with the auditory odd-ball paradigm. *International Journal of Psychophysiology*, 46(3), 227–241.
- Cowan, N. (2000). The Magical Number 4 in Short-term Memory : A Reconsideration of Mental Storage Capacity. *Behavioral and Brain Sciences*, 24(1), 87–114.
- Cowan, N. (2010). The Magical Mystery Four : How Is Working Memory Capacity Limited, and Why? *Current Directions in Psychological Science*, 19(1), 51–57.
- Cullinan, W. E., & Záborszky, L. (1991). Organization of ascending hypothalamic projections to the rostral forebrain with special reference to the innervation of cholinergic projection neurons. *Journal of Comparative Neurology*, 306(4), 631–667.
- Curcio, G., Casagrande, M., & Bertini, M. (2001). Sleepiness : evaluating and quantifying methods. *International Journal of psychophysiology*, 41(3), 251–63.
- Cuvelier, L. (2012). Mesures quantitatives de la charge mentale : avancées, limites et usages pour la prévention des risques professionnels. *Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement*, 73(2), 120–126.
- Czeisler, C. A. (1999). Stability, Precision, and Near-24-Hour Period of the Human Circadian Pacemaker. *Science*, 284(5423), 2177–2181.
- Dalton, P., & Fraenkel, N. (2012). Gorillas we have missed : Sustained inattentive deafness for dynamic events. *Cognition*, 124(3), 367–372.
- Dawson, D., & Reid, K. (1997). Fatigue, alcohol and performance impairment. *Nature*, 388(6639), 235.
- De Boysson, C. (2010). *La plasticité cérébrale dans le vieillissement normal : effet de l'éducation formelle et de l'entraînement cognitif sur les mesures de potentiels évoqués* (Unpublished doctoral dissertation).
- De Corbière, S., & Fresnel, E. (2001). La voix : la corde vocale et sa pathologie. Collège International de Médecine et Chirurgie de l'Hôpital Américain de Paris.
- De Gennaro, L., Marzano, C., Veniero, D., Moroni, F., Fratello, F., Curcio, G., ... Rossini, P. M. (2007). Neurophysiological correlates of sleepiness : A combined TMS and EEG study. *NeuroImage*, 36(4), 1277–1287.
- De Lecea, L., Kilduff, T. S., Peyron, C., Gao, X. B., Foye, P. E., Danielson, P. E., ... Sutcliffe, J. G. (1998). The hypocretins : Hypothalamus-specific peptides with neuroexcitatory activity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 95(1), 322–327.
- De Rivecourt, M., Kuperus, M. N., Post, W. J., & Mulder, L. J. (2008). Cardiovascular and eye activity measures as indices for momentary changes in mental effort during simulated

- flight. *Ergonomics*, 51(9), 1295–1319.
- De Vos, M., Riès, S., Vanderperren, K., Vanrumste, B., Alario, F.-X., Van Huffel, S., & Bnourle, B. (2010). Removal of Muscle Artifacts from EEG Recordings of Spoken Language Production. *Neuroinformatics*, 8(2), 135–150.
- De Waard, D. (1996). *The Measurement of Drivers' Mental Workload. PhD thesis, University of Groningen*. Haren, The Netherlands: University of Groningen, Traffic Research Centre.
- Dehais, F., Causse, M., Vachon, F., Regis, N., Menant, E., & Tremblay, S. (2014). Failure to Detect Critical Auditory Alerts in the Cockpit : Evidence for Inattentive Deafness. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 56(4), 631–644.
- Dement, W. C., & Carskadon, M. A. (1982). Current perspectives on daytime sleepiness : the issues. *Sleep*, 5 Suppl 2, S56–66.
- Desrochers, A., & Bergeron, M. (2000). Valeurs de fréquence subjective et d'imagerie pour un échantillon de 1,916 substantifs de la langue française. *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue canadienne de psychologie expérimentale*, 54(4), 274–325.
- Deutsch, J. A., & Deutsch, D. (1963). Attention : Some Theoretical Considerations. *Psychological Review*, 70(1), 80–90.
- Devillers, L., Tahon, M., Sehili, M. A., & Delaborde, A. (2014). Détection des états affectifs lors d'interactions parlées : robustesse des indices non verbaux. *Revue Traitement Automatique du Langage Parlé*, 55(2), 123–149.
- Dhupati, L. S., Kar, S., Rajaguru, A., & Routray, A. (2010). A novel drowsiness detection scheme based on speech analysis with validation using simultaneous EEG recordings. In *Proceedings of IEEE conference on automation science and engineering (case '10)* (pp. 917–921). IEEE.
- Dijk, D.-J., Brunner, D. P., Beersma, D. G., & Borbély, A. A. (1990). Electroencephalogram power density and slow wave sleep as a function of prior waking and circadian phase. *Sleep*, 13(5), 430–40.
- Dijk, D.-J., & Edgar, D. M. (1999). Circadian and homeostatic control of wakefulness and sleep. In F. W. Turek & P. C. Zee (Eds.), *Regulation of sleep and circadian rhythms* (Vol. 133, pp. 111–147). New York : Marcel Dekker Inc.
- Dijk, D.-J., & Lockley, S. W. (2002). Invited Review : Integration of human sleep-wake regulation and circadian rhythmicity. *Journal of Applied Physiology*, 92(2), 852–862.
- Dinges, D. F., & Powell, J. W. (1985). Microcomputer analyses of performance on a portable, simple visual RT task during sustained operations. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 17(6), 652–655.
- Dinges, D. F., Rogers, N. L., & Baynard, M. D. (2005). Chronic Sleep Deprivation. In *Principles and practice of sleep medicine* (pp. 67–76). Elsevier.
- Duncan, C. C., Barry, R. J., Connolly, J. F., Fischer, C., Michie, P. T., Näätänen, R., ... Van Petten, C. (2009). Event-related potentials in clinical research : Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clinical Neurophysiology*, 120(11), 1883–1908.
- Durant, G., Gagnon, J.-F., Tremblay, S., & Dehais, F. (2014). Using near infrared spectroscopy and heart rate variability to detect mental overload. *Behavioural Brain Research*, 259, 16–23.
- Dussault, C., Jouanin, J.-C., Philippe, M., & Guezennec, C.-Y. (2005). EEG and ECG changes during simulator operation reflect mental workload and vigilance. *Aviation Space and*

- Environmental Medicine*, 76(4), 344–51.
- Edgar, D. M., Dement, W. C., & Fuller, C. A. (1993). Effect of SCN lesions on sleep in squirrel monkeys : evidence for opponent processes in sleep-wake regulation. *The Journal of Neuroscience*, 13(3), 1065–1079.
- Eggemeier, F. T., Wilson, G. F., Kramer, A. F., & Damos, D. L. (1991). Workload assessment in multi-task environments. In D. L. Damos (Ed.), *Multiple task performance* (pp. 207–216). London, GB: Taylor & Francis.
- Ellis, G. A., & Roscoe, A. H. (1982). *The airline pilot's view of flight deck workload : a preliminary study using a questionnaire* (Tech. Rep.). Technical Memorandum No. FS (B) 465. Bedford, UK : Royal Aircraft Establishment.
- Eriksen, C. W., & St. James, J. D. (1986). Visual attention within and around the field of focal attention : A zoom lens model. *Perception & Psychophysics*, 40(4), 225–240.
- Eysenck, M. W., & Keane, M. T. (2000). *Cognitive psychology : A student's handbook, 4th Edition*. Psychology Press.
- Fabre, V., Adrien, J., Bonnavion, P., & Hamon, M. (2011). Régulation de la veille et du sommeil : Les acteurs moléculaires. *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine*, 195(7), 1551–1565.
- Fant, G. (1960). *Acoustic Theory of Speech Production*. The Hague, Netherlands : Mouton.
- Fant, G., & Scully, C. (1975). The Larynx and Language. *Phonetica*, 34, 249–318.
- Ferrand, L. (2011). Comparing word processing times in naming, lexical decision, and progressive demasking : evidence from Chronolex. *Frontiers in Psychology*, 2, 1–10.
- Folkard, S., & Akerstedt, T. (1987). Towards a model for the prediction of alertness and/or fatigue on different sleep/wake schedules. In A. Oginski, J. Pokorski, & J. Rutenfranz (Eds.), *Contemporary advances in shiftwork research* (pp. 231–240). Kraków, Poland: Medical Academy.
- Fougnie, D., & Marois, R. (2007). Executive working memory load induces inattentive blindness. *Psychonomic Bulletin & Review*, 14(1), 142–147.
- Gaillard, A. W. K. (1993). Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics*, 36(9), 991–1005.
- Gaillard, A. W. K., & Wientjes, C. J. E. (1994). Mental load and work stress as two types of energy mobilization. *Work & Stress*, 8(2), 141–152.
- Gallopín, T., Fort, P., Eggermann, E., Cauli, B., Luppi, P. H., Rossier, J., ... Serafin, M. (2000). Identification of sleep-promoting neurons in vitro. *Nature*, 404(6781), 992–995.
- Gallopín, T., Luppi, P. H., Cauli, B., Urade, Y., Rossier, J., Hayaishi, O., ... Fort, P. (2005). The endogenous somnogen adenosine excites a subset of sleep-promoting neurons via A2A receptors in the ventrolateral preoptic nucleus. *Neuroscience*, 134(4), 1377–1390.
- Gander, P. H., Gregory, K. B., Graeber, R. C., Connell, L. J., Miller, D. L., & Rosekind, M. R. (1998). Flight crew fatigue II : Short-haul fixed-wing air transport operations. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 69(9,Suppl.), 8–15.
- Garnier, M., Henrich, N., & Dubois, D. (2010). Influence of Sound Immersion and Communicative Interaction on the Lombard Effect. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 53(3), 588–608.
- Gevins, A., & Smith, M. E. (2003). Neurophysiological measures of cognitive workload during human-computer interaction. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 4(1-2), 113–131.
- Giddens, C. L., Barron, K. W., Byrd-Craven, J., Clark, K. F., & Winter, a. S. (2013). Vocal Indices of Stress : A Review. *Journal of Voice*, 27(3), 390.e21–390.e29.

- Giraudet, L., St-Louis, M.-E., Scannella, S., & Causse, M. (2015). P300 Event-Related Potential as an Indicator of Inattentional Deafness? *PLoS ONE*, *10*(2), e0118556.
- Gopher, D., & Donchin, E. (1986). Workload : An examination of the concept. In K. R. Boff, L. Kaufman, & J. P. Thomas (Eds.), *Handbook of perception and human performance. volume ii, cognitive processes and performance* (pp. 41/1–41/49). New York: Wiley.
- Gorovoy, K., Tung, J., & Poupart, P. (2010). Automatic speech feature extraction for cognitive load classification. In *Conference of the canadian medical and biological engineering society* (pp. 2–5). Vancouver, BC.
- Gosselin, A., De Koninck, J., & Campbell, K. B. (2005). Total sleep deprivation and novelty processing : implications for frontal lobe functioning. *Clinical Neurophysiology*, *116*(1), 211–222.
- Graeber, R. C., Lauber, J. K., Connell, L. J., & Gander, P. H. (1986). International aircrew sleep and wakefulness after multiple time zone flights : A cooperative study. *Aviation Space and Environmental Medicine*, *57*, B10–13.
- Gramley, V. (2010). Acoustic Phonetics. [http://www.uni-bielefeld.de/lili/personen/vgramley-teaching/HTHS/acoustic\\_2010.html](http://www.uni-bielefeld.de/lili/personen/vgramley-teaching/HTHS/acoustic_2010.html).
- Granholm, E., Asarnow, R. F., Sarkin, A. J., & Dykes, K. L. (1996). Pupillary responses index cognitive resource limitations. *Psychophysiology*, *33*(4), 457–461.
- Gratton, G., Coles, M. G., & Donchin, E. (1983). A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *55*(4), 468–484.
- Greeley, H. P., Berg, J., Friets, E., Wilson, J., Greenough, G., Picone, J., ... Nesthus, T. (2007). Fatigue estimation using voice analysis. *Behavior Research Methods*, *39*(3), 610–619.
- Greeley, H. P., Friets, E., Wilson, J., Raghavan, S., Picone, J., & Berg, J. (2006). Detecting Fatigue From Voice Using Speech Recognition. In *Signal processing and information technology, 2006 ieee international symposium on* (pp. 567–571). IEEE.
- Griffin, G. R., & Williams, C. E. (1987). The effects of different levels of task complexity on three vocal measures. *Aviation Space and Environmental Medicine*, *58*(12), 1165–1170.
- Haba-Rubio, J., & Krieger, J. (2011). Somnolence, fatigue et hypersomnie. *Medecine du Sommeil*, *8*(1), 5–14.
- Han, S.-H., & Kim, M.-S. (2004). Visual Search Does Not Remain Efficient When Executive Working Memory Is Working. *Psychological Science*, *15*(9), 623–628.
- Hansenne, M. (2000). Le potentiel évoqué cognitif P300 ( I ) : aspects théorique et psychobiologique. *Neurophysiologie Clinique*, 191–210.
- Harrison, Y., & Horne, J. A. (1997). Sleep deprivation affects speech. *Sleep*, *20*(10), 871–877.
- Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index) : Results of Empirical and Theoretical Research. In P. A. Hancock & N. Meshkati (Eds.), *Human mental workload* (pp. 139–183). North-Holland: Elsevier Science Publishers.
- Hassani, O. K., Lee, M. G., & Jones, B. E. (2009). Melanin-concentrating hormone neurons discharge in a reciprocal manner to orexin neurons across the sleep-wake cycle. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *106*(7), 2418–2422.
- Hattar, S. (2002). Melanopsin-Containing Retinal Ganglion Cells : Architecture, Projections, and Intrinsic Photosensitivity. *Science*, *295*(5557), 1065–1070.
- Hebb, D. O. (1955). Drives and the C. N. S. (conceptual nervous system). *Psychological Review*, *62*(4), 243–254.
- Hecker, M. H. L., Stevens, K. N., von Bismarck, G., & Williams, C. E. (1968). Effects of Task-Induced Stress on Speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *44*(1), 365–

- 366.
- Hilliker, N. A., Muehlbach, M. J., Schweitzer, P. K., & Walsh, J. K. (1992). Sleepiness/alertness on a simulated night shift schedule and morningness-eveningness tendency. *Sleep*, *15*(5), 430–433.
- Hoddes, E., Zarcone, V., Smythe, H., Phillips, R., & Dement, W. C. (1973). Quantification of Sleepiness : A New Approach. *Psychophysiology*, *10*(4), 431–436.
- Holm, A. (2010). *Developing neurophysiological metrics for the assessment of mental workload and the functional state of the brain* (Unpublished doctoral dissertation).
- Holmes, A., Al-Bayat, S., Hilditch, C., & Bourgeois-Bougrine, S. (2012). Sleep and sleepiness during an ultra long-range flight operation between the Middle East and United States. *Accident Analysis & Prevention*, *45*(Suppl.), 27–31.
- Horne, J. A., & Ostberg, O. (1976). A self-assessment questionnaire to determine morningness-eveningness in human circadian rhythms. *International Journal of Chronobiology*, *4*(2), 97–110.
- Hughes, R. W., Hnourlstone, M. J., Marsh, J. E., Vachon, F., & Jones, D. M. (2013). Cognitive control of auditory distraction : Impact of task difficulty, foreknowledge, and working memory capacity supports duplex-mechanism account. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, *39*(2), 539–553.
- Huttunen, K., Keränen, H., Väyrynen, E., Pääkkönen, R., & Leino, T. (2011). Effect of cognitive load on speech prosody in aviation : Evidence from military simulator flights. *Applied Ergonomics*, *42*(2), 348–357.
- James, W. (1890). *Principles of psychology*. New York: Holt.
- Jasper, H. H. (1958). The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *10*, 371–375.
- Jeanneret, P. R., & Webb, W. B. (1963). Strength of grip on arousal from full night's sleep. *Perceptual and motor skills*, *17*, 759–761.
- Jego, S., Glasgow, S. D., Herrera, C. G., Ekstrand, M., Reed, S. J., Boyce, R., ... Adamantidis, A. R. (2013). Optogenetic identification of a rapid eye movement sleep modulatory circuit in the hypothalamus. *Nature Neuroscience*, *16*(11), 1637–1643.
- Jex, H., McDonnell, J., & Phatak, A. (1966). A “Critical” Tracking Task for Manual Control Research. *Human Factors in Electronics, IEEE Transactions on*(4), 138–145.
- Johannes, B., Salnitski, V. P., Gunga, H. C., & Kirsch, K. (2000). Voice stress monitoring in space—possibilities and limits. *Aviation Space and Environmental Medicine*, *71*(9 Suppl), A58–65.
- Johns, M. (1998). Rethinking the assessment of sleepiness. *Sleep Medicine Reviews*, *2*(1), 3–15.
- Johns, M. W. (1991). A new method for measuring daytime sleepiness : the Epworth sleepiness scale. *Sleep*, *14*(6), 540–545.
- Johnson, A., & Proctor, R. (2004). *Attention : Theory and Practice*. Thousand Oaks: SAGE Publications, Inc.
- Johnstone, T., Van Reekum, C. M., Bänziger, T., Hird, K., Kirsner, K., & Scherer, K. R. (2007). The effects of difficulty and gain versus loss on vocal physiology and acoustics. *Psychophysiology*, *44*(5), 827–837.
- Jordan, C. S. (1992). *Experimental study of the effects of an instantaneous self assessment workload recorder on task performance* (Tech. Rep.). Farnborough: Defence Evaluation & Research Agency.

- Just, M. A., & Carpenter, P. A. (1992). A capacity theory of comprehension : Individual differences in working memory. *Psychological Review*, 99(1), 122–149.
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- Kahneman, D., & Beatty, J. (1966). Pupil diameter and load on memory. *Science*, 154(3756), 1583–1585.
- Kilduff, T. S., Cauli, B., & Gerashchenko, D. (2011). Activation of cortical interneurons during sleep : An anatomical link to homeostatic sleep regulation? *Trends in Neurosciences*, 34(1), 10–19.
- Kirsch, A. D. (1996). *Report on the statistical methods employed by the U.S. Federal Aviation Administration in its cost/benefit analysis of the proposed flight crew member duty period limitations, flight time limitations and rest requirements* (Tech. Rep.). Washington, DC: United States Federal Aviation Administration.
- Klatt, D. H., & Klatt, L. C. (1990). Analysis, synthesis, and perception of voice quality variations among female and male talkers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 87(2), 820–57.
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance : a review and analysis. *Brain Research Reviews*, 29(2-3), 169–195.
- Konadhode, R. R., Pelluru, D., Blanco-Centurion, C., Zayachkivsky, A., Liu, M., Uhde, T., ... Shiromani, P. J. (2013). Optogenetic Stimulation of MCH Neurons Increases Sleep. *Journal of Neuroscience*, 33(25), 10257–10263.
- Konadhode, R. R., Pelluru, D., & Shiromani, P. J. (2015). Neurons containing orexin or melanin concentrating hormone reciprocally regulate wake and sleep. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 8, 1–9.
- Koreimann, S., Strauß, S., & Vitouch, O. (2009). Inattentive deafness under dynamic musical conditions. In *Proceedings of the 7th triennial conference of european society for the cognitive sciences of music (escm 2009)* (pp. 246–249). Jyväskylä, Finland.
- Krajewski, J., Batliner, A., & Golz, M. (2009). Acoustic sleepiness detection : Framework and validation of a speech-adapted pattern recognition approach. *Behavior Research Methods*, 41(3), 795–804.
- Krajewski, J., & Kröger, B. (2007). Using prosodic and spectral characteristics for sleepiness detection. In *Proceedings of interspeech '07* (pp. 1841–1844). Antwerp, Belgium.
- Krajewski, J., Schnieder, S., Sommer, D., Batliner, A., & Schuller, B. (2012). Applying multiple classifiers and non-linear dynamics features for detecting sleepiness from speech. *Neurocomputing*, 84, 65–75.
- Kramer, A. F. (1991). Physiological metrics of mental workload : A review of recent progress. In D. Damos (Ed.), *Multiple-task performance* (pp. 279–328). London: Taylor & Francis.
- Kramer, A. F., Sirevaag, E. J., & Braune, R. (1987). A psychophysiological assessment of operator workload during simulated flight missions. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 29(2), 145–60.
- Kramer, A. F., Trejo, L. J., & Humphrey, D. (1995). Assessment of mental workload with task-irrelevant auditory probes. *Biological Psychology*, 40(1-2), 83–100.
- Kramer, A. F., Wickens, C. D., & Donchin, E. (1985). Processing of stimulus properties : Evidence for dual-task integrality. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 11(4), 393–408.
- Krieger, J., Zamagni, M., Sforza, E., Petiau, C., & Trautmann, D. (1996). Propensity for sleep and diurnal somnolence in the course of sleep apnea syndrome. *Neurophysiologie Cli-*

- nique/Clinical neurophysiology*, 26(3), 131–137.
- LaBerge, D. (1983). Spatial extent of attention to letters and words. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 9(3), 371–379.
- Lavie, N. (1995). Perceptual load as a necessary condition for selective attention. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 21(3), 451–468.
- Lavie, N. (2005). Distracted and confused ? : Selective attention under load. *Trends in Cognitive Sciences*, 9(2), 75–82.
- Le, P. N., Ambikairajah, E., Choi, E. H., & Epps, J. (2009). A non-uniform subband approach to speech-based cognitive load classification. In *Proceeding of the 7th international conference on information, communications and signal processing (icics '09)* (pp. 1–5). IEEE.
- Le, P. N., Ambikairajah, E., Epps, J., Sethu, V., & Choi, E. H. (2011). Investigation of spectral centroid features for cognitive load classification. *Speech Communication*, 53(4), 540–551.
- Le, P. N., Epps, J., Ambikairajah, E., & Sethu, V. (2010). Robust speech-based cognitive load classification using a multi-band approach. In *Proceedings of the second apsip annual summit and conference* (pp. 400–404). Biopolis, Singapore.
- Le, P. N., Epps, J., Choi, E. H., & Ambikairajah, E. (2010). A Study of Voice Source and Vocal Tract Filter Based Features in Cognitive Load Classification. In *Proceeding of the 20th international conference on pattern recognition* (pp. 4516–4519). IEEE.
- Lee, H.-J., Kim, L., Kim, Y.-K., Suh, K.-Y., Han, J., Park, M.-K., ... Lee, D.-H. (2004). Auditory Event-Related Potentials and Psychological Changes during Sleep Deprivation. *Neuropsychobiology*, 50(1), 1–5.
- Lee, M. G. (2005). Discharge of Identified Orexin/Hypocretin Neurons across the Sleep-Waking Cycle. *Journal of Neuroscience*, 25(28), 6716–6720.
- Lee, Y.-H., & Liu, B.-S. (2003). Inflight workload assessment : Comparison of subjective and physiological measurements. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 74(10), 1078–1084.
- Lehuche, F., & Allali, A. (2010). *La voix - Tome I : Anatomie et physiologie des organes de la voix et de la parole*. Paris: Masson.
- Leplat, J. (2002). Éléments pour une histoire de la notion de charge mentale. In *Charge mentale : notion floue et vrai problème* (pp. 27–40).
- Li, T., Jo, C., Wang, S.-G. W., Yang, B.-G. Y., & Kim, H.-S. K. (2004). Classification of Pathological Voice including Severely Noisy Cases. In *Proceeding of the international conference on spoken language processing (icslp '04)* (pp. 77–80). Jeju Island, Rep. of Korea.
- Lively, S. E., Pisoni, D. B., Van Summers, W., & Bernacki, R. H. (1993). Effects of cognitive workload on speech production : acoustic analyses and perceptual consequences. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 93(5), 2962–2973.
- Locco, J. (2005). *La production des occlusives dans la maladie de Parkinson* (Unpublished doctoral dissertation).
- Lombard, E. (1911). Le signe de l'élévation de la voix. *Annales des Maladies de l'Oreille, du Larynx, du Nez et du Pharynx*, 37, 101–119.
- Lopez, N., Previc, F. H., Fischer, J., Heitz, R. P., & Engle, R. W. (2012). Effects of sleep deprivation on cognitive performance by United States Air Force pilots. *Journal of Applied Research in Memory and Cognition*, 1(1), 27–33.
- Lowden, A., & Akerstedt, T. (1998). Retaining Home-Base Sleep Hours to Prevent Jet Lag in Connection with a Westward Flight Across Nine Time Zones. *Chronobiology Interna-*



- tional*, 15(4), 365–376.
- Lowden, A., & Akerstedt, T. (1999). Eastward long distance flights, sleep and wake patterns in air crews in connection with a two-day layover. *Journal of Sleep Research*, 8(1), 15–24.
- Luna, T. (2003). Fatigue in context : USAF mishap experience. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 74(4), 388.
- Mack, A., & Rock, I. (1998). *Inattentive blindness*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Mackworth, J. F. (1970). *Vigilance and Attention*. Harmondsworth, U.K.: Penguin Books.
- Mallis, M. M., Banks, S., & Dinges, D. F. (2010). Aircrew fatigue, sleep need and circadian rhythmicity. In E. Salas & D. Maurino (Eds.), *Human factors in aviation, 2nd edition* (pp. 401–436). Burlington, MA: Academic Press.
- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism : Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press.
- Martin, C. (2013). *La gestion de la charge mentale des contrôleurs aériens En-Route : Apports de l'eye-tracking dans le cadre du projet européen SESAR* (Unpublished doctoral dissertation).
- Martini, F. H., Nath, J. L., & Bartholomew, E. F. (2012). *Fundamentals of Anatomy & Physiology, 9th Edition*. San Francisco: Benjamin Cummings.
- Matthews, G., Davies, D. R., Westerman, S. J., & Stammers, R. B. (2000). *Human performance : cognition, stress, and individual differences*. East Sussex: Psychology Press.
- McGlinchey, E. L., Talbot, L. S., Chang, K.-H., Kaplan, K. A., Dahl, R. E., & Harvey, A. G. (2011). The Effect of Sleep Deprivation on Vocal Expression of Emotion in Adolescents and Adults. *SLEEP*, 34(9), 1233–1241.
- McLaren, J. W., Hauri, P. J., Lin, S.-C., & Harris, C. D. (2002). Pupillometry in clinically sleepy patients. *Sleep Medicine*, 3(4), 347–352.
- McLeod, P. (1977). A dual task response modality effect : Support for multiprocessor models of attention. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 29(4), 651–667.
- McNair, D. M., Lorr, M., & Droppleman, L. F. (1971). *Manual for the Profile of Mood States Scale*. San Diego, CA: Educational and Industrial Testing Services.
- Mendoza, E., & Carballo, G. (1998). Acoustic analysis of induced vocal stress by means of cognitive workload tasks. *Journal of Voice*, 12(3), 263–273.
- Miller, G. A. (1956). The magical number seven, plus or minus two : some limits on our capacity for processing information. *Psychological Review*, 63(2), 81–97.
- Miller, G. A., Galanter, E., & Pribram, K. H. (1960). *Plans and the structure of behavior*. New York: Henry Holt.
- Miller, S. (2001). *Workload Measures*. Oakland, IA: The University of Iowa.
- Min, B. K., Marzelli, M. J., & Yoo, S. S. (2010). Neuroimaging-based approaches in the brain–computer interface. *Trends in Biotechnology*, 28(11), 552–560.
- Mise en place d'une méthode d'étude de la fatigue des pilotes dans le transport aérien - Phase 1* (Tech. Rep.). (1996). LAA.
- Moldofsky, H. (1992). Evaluation of daytime sleepiness. *Clinics in chest medicine*, 13(3), 417–25.
- Mongrain, V., Carrier, J., & Dumont, M. (2006). Circadian and homeostatic sleep regulation in morningness-eveningness. *Journal of Sleep Research*, 15(2), 162–166.
- Monk, T. H. (1989). A visual analogue scale technique to measure global vigor and affect. *Psychiatry Research*, 27(1), 89–99.

- Morad, Y., Lemberg, H., Yofe, N., & Dagan, Y. (2000). Pupillography as an objective indicator of fatigue. *Current eye research*, 21(1), 535–42.
- Morris, A. M., So, Y., Lee, K. A., Lash, A. A., & Becker, C. E. (1992). The P300 event-related potential. The effects of sleep deprivation. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 34(12), 1143–1152.
- Morris, G. O., Williams, H. L., & Lubin, A. (1960). Misperception and disorientation during sleep deprivation. *A.M.A. Archives of General Psychiatry*, 2(3), 247–254.
- Mosko, J. D., Stevens, K. N., & Griffin, G. R. (1983). *Interactive Voice Technology : Variations in the Vocal Utterances of Speakers Performing a Stress-Inducing Task* (Tech. Rep.). Florida, USA: Naval Aerospace Medical Research Laboratory.
- Müller, C. (Ed.). (2007). *Speaker Classification I : Fundamentals, Features, and Methods* (Vol. 4343). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Müller, N. G., Bartelt, O. A., Donner, T. H., Villringer, A., & Brandt, S. A. (2003). A physiological correlate of the "Zoom Lens" of visual attention. *Journal of Neuroscience*, 23(9), 3561–3565.
- Muzet, Nicolas, Tassi, Dewasmes, & Bonneau. (1995). Implementation of napping in industry and the problem of sleep inertia. *Journal of Sleep Research*, 4(S2), 67–69.
- Näätänen, R., Gaillard, A., & Mäntysalo, S. (1978). Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta Psychologica*, 42(4), 313–329.
- Näätänen, R., Paavilainen, P., Rinne, T., & Alho, K. (2007). The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing : A review. *Clinical Neurophysiology*, 118(12), 2544–2590.
- Nashida, T., Yabe, H., Sato, Y., Hiruma, T., Sutoh, T., Shinozaki, N., & Kaneko, S. (2000). Automatic auditory information processing in sleep. *Sleep*, 23(6), 821–828.
- Natani, K., & Gomer, F. E. (1981). *Electrocortical activity and operator workload : A comparison of changes in the electroencephalogram and in event-related potentials* (Tech. Rep.). St. Louis, MO : McDonnell Douglas Astronautics Company.
- Neri, D. F., Oyung, R. L., Colletti, L. M., Mallis, M. M., Tam, P. Y., & Dinges, D. F. (2002). Controlled breaks as a fatigue countermeasure on the flight deck. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 73(7), 654–664.
- Netter, F. H. (2014). *Atlas of Human Anatomy, International Edition, 6th Edition*. Elsevier Health Sciences.
- Ngo, T. D., Akagi, M., & Bui, T. D. (2015). Toward a Rule-Based Synthesis of Vietnamese Emotional Speech. In V.-H. Nguyen, A.-C. Le, & V.-N. Huynh (Eds.), *Advances in intelligent systems and computing* (Vol. 326, pp. 129–142). Cham: Springer International Publishing.
- Nittono, H., Momose, D., & Hori, T. (2001). The vanishing point of the mismatch negativity at sleep onset. *Clinical Neurophysiology*, 112(5), 732–739.
- Norman, D. A., & Bobrow, D. G. (1975). On data-limited and resource-limited processes. *Cognitive Psychology*, 7(1), 44–64.
- Nwe, T., Li, H., & Dong, M. (2006). Analysis and detection of speech under sleep deprivation. In *Proceeding of interspeech '06* (pp. 17–21). Pittsburgh, USA.
- O'Donnell, R., & Eggemeier, T. (1986). Workload assessment methodology. In K. R. Boff, L. Kaufman, & J. P. Thomas (Eds.), *Handbook of perception and human performance. volume ii, cognitive processes and performance* (pp. 42/1–42/49). New York: Wiley.
- Ogilvie, R. D. (2001). The process of falling asleep. *Sleep Medicine Reviews*, 5(3), 247–270.

- Ogilvie, R. D., Wilkinson, R. T., & Allison, S. (1989). The detection of sleep onset : behavioral, physiological, and subjective convergence. *Sleep*, 12(5), 458–474.
- Oh, S.-H., & Kim, M.-S. (2004). The role of spatial working memory in visual search efficiency. *Psychonomic Bulletin & Review*, 11(2), 275–281.
- Oken, B. S., Salinsky, M. C., & Elsas, S. M. (2006). Vigilance, alertness, or sustained attention : physiological basis and measurement. *Clinical Neurophysiology*, 117(9), 1885–1901.
- Orlikoff, R. F. (1990). Vowel amplitude variation associated with the heart cycle. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 88(5), 2091.
- Orlikoff, R. F., & Baken, R. J. (1989). The Effect of the Heartbeat on Vocal Fundamental Frequency Perturbation. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 32(3), 576.
- Parasuraman, R. (1998). *The attentive brain*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Parasuraman, R., Molloy, R., Mouloua, M., & Hillburn, B. (1996). Monitoring of Automated Systems. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance : Theory and applications* (pp. 91–115). Mahwah, NJ: Erlbaum.
- Pérez-Moreno, E., Conchillo, Á., & Recarte, M. (2011). The Role of Mental Load in Inattentive Blindness. *Psicologica*, 32, 255–278.
- Peterson, L., & Peterson, M. J. (1959). Short-term retention of individual verbal items. *Journal of Experimental Psychology*, 58(3), 193–198.
- Petrilli, R. M., Roach, G. D., Dawson, D., & Lamond, N. (2006). The Sleep, Subjective Fatigue, and Sustained Attention of Commercial Airline Pilots during an International Pattern. *Chronobiology International*, 23(6), 1357–1362.
- Peyron, C., Tighe, D. K., Van Den Pol, A. N., De Lecea, L., Heller, H. C., Sutcliffe, J. G., & Kilduff, T. S. (1998). Neurons containing hypocretin (orexin) project to multiple neuronal systems. *The Journal of Neuroscience*, 18(23), 9996–10015.
- Philip, P., Sagaspe, P., Taillard, J., Valtat, C., Moore, N., Akerstedt, T., ... Bioulac, B. (2005). Fatigue, sleepiness, and performance in simulated versus real driving conditions. *Sleep*, 28(12), 1511–1516.
- Přibil, J., & Přibilová, A. (2012). Comparison of Complementary Spectral Features of Emotional Speech for German, Czech, and Slovak. In A. Esposito, R. Hoffmann, S. Hubler, & B. Wrann (Eds.), *Cognitive behavioural systems* (Vol. 7403, pp. 236–250). Springer Berlin Heidelberg.
- Picot, A. (2009). *Détection d'hypovigilance chez le conducteur par fusion d'informations physiologiques et vidéo* (Unpublished doctoral dissertation).
- Picton, T. W. (1992). The P300 Wave of the Human Event-Related Potential. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 9(4), 456–479.
- Piquado, T., Isaacowitz, D., & Wingfield, A. (2010). Pupillometry as a measure of cognitive effort in younger and older adults. *Psychophysiology*, 47(3), 560–569.
- Polich, J. (2007). Updating P300 : An integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118(10), 2128–2148.
- Powell, D. M. C., Spencer, M. B., Holland, D., Broadbent, E., & Petrie, K. J. (2007). Pilot fatigue in short-haul operations : effects of number of sectors, duty length, and time of day. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 78(7), 698–701.
- Powell, D. M. C., Spencer, M. B., & Petrie, K. J. (2010). Fatigue in airline pilots after an additional day's layover period. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 81(11), 1013–1017.
- Powell, D. M. C., Spencer, M. B., & Petrie, K. J. (2011). Automated Collection of Fatigue Ratings at the Top of Descent : A Practical Commercial Airline Tool. *Aviation Space and*

- Environmental Medicine*, 82(11), 1037–1041.
- Previc, F. H., Lopez, N., Ercoline, W. R., Daluz, C. M., Workman, A. J., Evans, R. H., & Dillon, N. A. (2009). The Effects of Sleep Deprivation on Flight Performance, Instrument Scanning, and Physiological Arousal in Pilots. *The International Journal of Aviation Psychology*, 19(4), 326–346.
- Ramsey, C. S., & Mcglohn, S. E. (1997). Zolpidem as a fatigue countermeasure. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 68(10), 926–931.
- Raufaste, E., Daurat, A., Mélan, C., & Ribert-Van de Weerd, C. (2004). Aspects intensifs de la cognition en situation de travail. In J. Hoc & F. Darses (Eds.), *Psychologie ergonomique : tendances actuelles* (pp. 175–199). Paris: PUF.
- Raz, A., Deouell, L. Y., & Bentin, S. (2001). Is pre-attentive processing compromised by prolonged wakefulness? Effects of total sleep deprivation on the mismatch negativity. *Psychophysiology*, 38(5), 787–95.
- Recarte, M. A., & Nunes, L. M. (2003). Mental workload while driving : Effects on visual search, discrimination, and decision making. *Journal of Experimental Psychology : Applied*, 9(2), 119–137.
- Reid, G. B., & Nygren, T. E. (1988). The Subjective Workload Assessment Technique : A Scaling Procedure for Measuring Mental Workload. *Advances in Psychology*, 52, 185–218.
- Reynolds, A. C., & Banks, S. (2010). Total sleep deprivation, chronic sleep restriction and sleep disruption. *Progress in brain research*, 185, 91–103.
- Roach, G. D., Rodgers, M., & Dawson, D. (2002). Circadian adaptation of aircrew to transmeridian flight. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 73(12), 1153–1160.
- Roach, G. D., Sargent, C., Darwent, D., & Dawson, D. (2012). Duty periods with early start times restrict the amount of sleep obtained by short-haul airline pilots. *Accident Analysis & Prevention*, 45, 22–26.
- Rosekind, M. R., Graeber, R. C., Dinges, D. F., Connell, L. J., Rountree, M. S., Spinweber, C. L., & Gillen, K. a. (1994). *Crew factors in flight operations IX : Effects of planned cockpit rest on crew performance and alertness in long-haul operations* (Tech. Rep.). NASA.
- Rösler, F., Manzey, D., Sojka, B., & Stieglitz, R. D. (1985). Delineation of pharmacopsychological effects by means of endogenous event-related brain potentials : an exemplification with flupentixol. *Neuropsychobiology*, 13(1-2), 81–92.
- Rothkrantz, L., Wiggers, P., van Wees, J.-W., & van Vark, R. (2004). Voice Stress Analysis. In P. Sojka, I. Kopeček, & K. Pala (Eds.), *Text, speech and dialogue* (Vol. 3206, pp. 449–456). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Ruby, P., Caclin, A., Boulet, S., Delpuech, C., & Morlet, D. (2008). Odd Sound Processing in the Sleeping Brain. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 20(2), 296–311.
- Ruiz, R. (2012). *Analyse acoustique de la voix pour la détection de perturbations psychophysiologicals—Application au contexte aéronautique (HDR)*.
- Ruiz, R., Absil, E., Harmegnies, B., Legros, C., & Poch, D. (1996). Time- and spectrum-related variabilities in stressed speech under laboratory and real conditions. *Speech Communication*, 20(1-2), 111–129.
- Ruiz, R., Boyer, S., Plantin de Hugues, P., Daurat, A., & Legros, C. (2014). Approche Acoustique de la Baisse de Vigilance par Analyse de la Voix. In *Actes du 12ème congrès français d'acoustique* (pp. 777–781). Poitiers, France.
- Ruiz, R., Plantin de Hugues, P., & Legros, C. (2009). Voice analysis as a significant parameter of car driver's fatigue. In *Proceeding of the acoustics high tatras 2009 “34th international*

- acoustical conference - eaa symposium*" (pp. 7–10).
- Ruiz, R., Plantin de Hugues, P., & Legros, C. (2010). Advanced Voice Analysis of Pilots to Detect Fatigue and Sleep Inertia. *Acta Acustica united with Acustica*, 96(3), 567–579.
- Ruiz, R., Plantin de Hugues, P., & Legros, C. (2012). Amplitude modulation of vowel glottal pulses : application to sleep inertia. In *Actes du 11ème congrès français d'acoustique*. Nantes, France.
- Sabri, M., De Lugt, D. R., & Campbell, K. B. (2000). The mismatch negativity to frequency deviants during the transition from wakefulness to sleep. *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue canadienne de psychologie expérimentale*, 54(4), 230–242.
- Sabri, M., Labelle, S., Gosselin, A., & Campbell, K. B. (2003). Effects of sleep onset on the mismatch negativity (MMN) to frequency deviants using a rapid rate of presentation. *Cognitive Brain Research*, 17(1), 164–176.
- Sack, R. L., Auckley, D., Auger, R. R., Carskadon, M. A., Wright, K. P., Vitiello, M. V., & Zhdanova, I. V. (2007). Circadian rhythm sleep disorders : part I, basic principles, shift work and jet lag disorders. An American Academy of Sleep Medicine review. *Sleep*, 30(11), 1460–1483.
- Sahayadhas, A., Sundaraj, K., & Murugappan, M. (2012). Detecting Driver Drowsiness Based on Sensors : A Review. *Sensors*, 12(12), 16937–16953.
- Salas, E., Maurino, D., & Curtis, M. (Eds.). (2010). *Human Factors in Aviation, 2nd Edition*. Academic Press.
- Sallinen, M., & Lyytinen, H. (1997). *Mismatch negativity during objective and subjective sleepiness*. (Vol. 34; Tech. Rep. No. 6).
- Samel, A., Wegmann, H. M., & Vejvoda, M. (1997). Aircrew fatigue in long-Haul operations. *Accident Analysis & Prevention*, 29(4), 439–452.
- Samn, S., & Perelli, L. (1982). *Estimating Aircrew Fatigue : A Technique with Application to Airlift Operations* (Tech. Rep.). Brooks AFB, Tex: USAF School of Medicine.
- Santhi, N., Horowitz, T. S., Duffy, J. F., & Czeisler, C. A. (2007). Acute Sleep Deprivation and Circadian Misalignment Associated with Transition onto the First Night of Work Impairs Visual Selective Attention. *PLoS ONE*, 2(11), e1233.
- Saper, C. B., Chou, T. C., & Scammell, T. E. (2001). The sleep switch : Hypothalamic control of sleep and wakefulness. *Trends in Neurosciences*, 24(12), 726–731.
- Saper, C. B., Fuller, P. M., Pedersen, N. P., Lu, J., & Scammell, T. E. (2010). Sleep State Switching. *Neuron*, 68(6), 1023–1042.
- Saper, C. B., Scammell, T. E., & Lu, J. (2005). Hypothalamic regulation of sleep and circadian rhythms. *Nature*, 437(7063), 1257–1263.
- Sauvet, F., Bougard, C., Coroenne, M., Lely, L., Beers, P. V., Elbaz, M., ... Chennaoui, M. (2014). In Flight Automatic Detection of Vigilance States Using a Single {EEG} Channel. In *Biomedical engineering, iee transactions on* (Vol. 61, pp. 2840–2847).
- Scherer, K. R., & Grandjean, D. (2002). Acoustic correlates of task load and stress. In *Proceedings of the international conference on spoken language processing (icslp '02)* (pp. 2017–2020).
- Schmidt, C., Collette, F., Leclercq, Y., Sterpenich, V., Vandewalle, G., Berthomier, P., ... Peigneux, P. (2009). Homeostatic Sleep Pressure and Responses to Sustained Attention in the Suprachiasmatic Area. *Science*, 324(5926), 516–519.
- Schneider, W., & Shiffrin, R. M. (1977). Controlled and automatic human information processing : I. Detection, search, and attention. *Psychological Review*, 84(1), 1–66.

- Schuller, B., Steidl, S., Batliner, A., Schiel, F., Krajewski, J., Weninger, F., & Eyben, F. (2014). Medium-term speaker states—A review on intoxication, sleepiness and the first challenge. *Computer Speech & Language*, *28*(2), 346–374.
- Sécurité du Transport Aérien et gestion du Risque fatiguE [STARE]* (Tech. Rep.). (2010). LAA, AFC, ONERA, SynRjy.
- Severin, F., Bozkurt, B., & Dutoit, T. (2005). HNR extraction in voiced speech, oriented towards voice quality analysis. In *European signal processing conference (eusipco'05)* (pp. 1–4). Antalya, Turkey.
- Shahid, A., Shen, J., & Shapiro, C. M. (2010). Measurements of sleepiness and fatigue. *Journal of Psychosomatic Research*, *69*(1), 81–89.
- Shappell, S. A., & Wiegmann, D. A. (1996). U.S. Naval aviation mishaps, 1977–92 : Differences between single- and dual-piloted aircraft. *Aviation Space and Environmental Medicine*, *67*(1), 65–69.
- Shen, J., Barbera, J., & Shapiro, C. M. (2006). Distinguishing sleepiness and fatigue : focus on definition and measurement. *Sleep Medicine Reviews*, *10*(1), 63–76.
- Sherin, J. E., Shiromani, P. J., McCarley, R. W., & Saper, C. B. (1996). Activation of Ventrolateral Preoptic Neurons During Sleep. *Science*, *271*(5246), 216–219.
- Shiffrin, R. M., & Schneider, W. (1977). Controlled and automatic human information processing : II. Perceptual learning, automatic attending and a general theory. *Psychological Review*, *84*(2), 127–190.
- Sigmund, M. (2003). *Voice Recognition by Computer*. Tectum Verlag, Marburg.
- Sirevaag, E. J., Kramer, A. F., Wickens, C. D., Reisweber, M., Strayer, D. L., & Grenell, J. F. (1993). Assessment of pilot performance and mental workload in rotary wing aircraft. *Ergonomics*, *36*(9), 1121–1140.
- Smith, M. E., Gevins, A., Brown, H., Karnik, A., & Du, R. (2001). Monitoring Task Loading with Multivariate EEG Measures during Complex Forms of Human-Computer Interaction. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *43*(3), 366–380.
- Smith, M. E., McEvoy, L. K., & Gevins, A. (2002). The impact of moderate sleep loss on neurophysiologic signals during working-memory task performance. *Sleep*, *25*(7), 784–794.
- Spelke, E., Hirst, W., & Neisser, U. (1976). Skills of divided attention. *Cognition*, *4*(3), 215–230.
- Spence, C., & Read, L. (2003). Speech Shadowing While Driving : On the Difficulty of Splitting Attention Between Eye and Ear. *Psychological Science*, *14*(3), 251–256.
- Spencer, M., & Robertson, K. (2000). *A diary study of aircrew fatigue in short-haul multi-sector operations* (Tech. Rep.). Farnborough, UK.
- Spencer, M., & Robertson, K. (2002). *Aircrew alertness during short-haul operations, including the impact of early starts* (Tech. Rep.).
- Sperandio, J.-C. (1980). *La psychologie en ergonomie*. Paris: PUF.
- Steininger, T. L., Gong, H., McGinty, D., & Szymusiak, R. (2001). Subregional organization of preoptic area/anterior hypothalamic projections to arousal-related monoaminergic cell groups. *Journal of Comparative Neurology*, *429*(4), 638–653.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & John, E. R. (1965). Evoked-Potential Correlates of Stimulus Uncertainty. *Science*, *150*(3700), 1187–1188.
- Sweller, J. (1988). Cognitive load during problem solving : Effects on learning. *Cognitive Science*, *12*(2), 257–285.

- Szymusiak, R., Alam, N., Steininger, T. L., & McGinty, D. (1998). Sleep-waking discharge patterns of ventrolateral preoptic/anterior hypothalamic neurons in rats. *Brain Research*, 803(1-2), 178-188.
- Taillard, J., Philip, P., Coste, O., Sagaspe, P., & Bioulac, B. (2003). The circadian and homeostatic modulation of sleep pressure during wakefulness differs between morning and evening chronotypes. *Journal of Sleep Research*, 12(4), 275-282.
- Tassi, P., & Muzet, A. (2000). Sleep inertia. *Sleep Medicine Reviews*, 4(4), 341-353.
- Thayer, R. E. (1986). Activation-deactivation adjective check list : current overview and structural analysis. *Psychological Reports*, 58(2), 607-614.
- Thiessen, M. S., Lay, J. E., & Stern, J. A. (1986). *Neuropsychological workload test battery validation study* (Tech. Rep.).
- Thorn, A. S. C., Gathercole, S. E., & Frankish, C. R. (2002). Language familiarity effects in short-term memory : The role of output delay and long-term knowledge. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 55(4), 1363-1383.
- Thurstone, L. L. (1938). *Primary mental abilities*. Chicago: University of Chicago Press.
- Todd, J. J., Fougny, D., & Marois, R. (2005). Visual Short-Term Memory Load Suppresses Temporo-Parietal Junction Activity and Induces Inattentive Blindness. *Psychological Science*, 16(12), 965-972.
- Tolkmitt, F. J., & Scherer, K. R. (1986). Effect of experimentally induced stress on vocal parameters. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 12(3), 302-313.
- Treisman, A. M. (1960). Contextual cues in selective listening. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 12(4), 242-248.
- Treisman, A. M., & Davies, A. (1973). Divided attention to ear and eye. In S. Kornblum (Ed.), *Attention and performance* (Vol. IV, pp. 101-117). London: Academic Press.
- Tricot, A., & Chanquoy, L. (1996). La charge mentale, " vertu dormitive " ou concept opérationnel ? *Psychologie Française*, 41(4), 313-318.
- Van Dongen, H. P. A., Baynard, M. D., Maislin, G., & Dinges, D. F. (2004). Systematic interindividual differences in neurobehavioral impairment from sleep loss : evidence of trait-like differential vulnerability. *Sleep*, 27(3), 423-433.
- Van Dongen, H. P. A., & Dinges, D. F. (2005). Sleep, Circadian Rhythms, and Psychomotor Vigilance. *Clinics in Sports Medicine*, 24(2), 237-249.
- Van Dongen, H. P. A., Maislin, G., Mullington, J. M., & Dinges, D. F. (2003). The cumulative cost of additional wakefulness : dose-response effects on neurobehavioral functions and sleep physiology from chronic sleep restriction and total sleep deprivation. *Sleep*, 26(2), 117-126.
- Vandewalle, G., Archer, S. N., Wuillaume, C., Balteau, E., Degueldre, C., Luxen, A., ... Dijk, D.-J. (2009). Functional Magnetic Resonance Imaging-Assessed Brain Responses during an Executive Task Depend on Interaction of Sleep Homeostasis, Circadian Phase, and PER3 Genotype. *Journal of Neuroscience*, 29(25), 7948-7956.
- Vidacek, S., Kaliterna, L., Radosević-Vidacek, B., & Folkard, S. (1986). Productivity on a weekly rotating shift system : circadian adjustment and sleep deprivation effects ? *Ergonomics*, 29(12), 1583-1590.
- Vidrascu, L. (2007). *Analyse et détection des émotions verbales dans les interactions orales* (Unpublished doctoral dissertation).

- Viola, A. U., Archer, S. N., James, L. M., Groeger, J. A., Lo, J. C. Y., Skene, D. J., ... Dijk, D.-J. (2007). PER3 Polymorphism Predicts Sleep Structure and Waking Performance. *Current Biology*, 17(7), 613–618.
- Vogel, A. P., Fletcher, J., & Maruff, P. (2010). Acoustic analysis of the effects of sustained wakefulness on speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 128(6), 3747–3756.
- Whitmore, J., & Fisher, S. (1996). Speech during sustained operations. *Speech Communication*, 20(1-2), 55–70.
- Wickelgren, W. A. (1968). Sparing of short-term memory in an amnesic patient : Implications for strength theory of memory. *Neuropsychologia*, 6(3), 235–244.
- Wickens, C. D. (1984). Processing Resources in Attention. In R. Parasuraman & R. Davies (Eds.), *Varieties of attention* (pp. 63–102). New York: Academic Press.
- Wickens, C. D. (1992). *Engineering Psychology and Human Performance* (Vol. 27). New York: Harper Collins.
- Wickens, C. D., & Alexander, A. L. (2009). Attentional Tunneling and Task Management in Synthetic Vision Displays. *The International Journal of Aviation Psychology*, 19(2), 182–199.
- Wierwille, W. W., & Casali, J. G. (1983). A Validated Rating Scale for Global Mental Workload Measurement Applications. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting (HFES '83)*, 27(2), 129–133.
- Wilhelm, B., Wilhelm, H., Lüdtke, H., Streicher, P., & Adler, M. (1998). Pupillographic assessment of sleepiness in sleep-deprived healthy subjects. *Sleep*, 21(3), 258–265.
- Wilson, G. F. (2002). An Analysis of Mental Workload in Pilots During Flight Using Multiple Psychophysiological Measures. *The International Journal of Aviation Psychology*, 12(1), 3–18.
- Winter, O., Kok, A., Kenernans, J., & Elton, M. (1995). Auditory event-related potentials to deviant stimuli during drowsiness and stage 2 sleep. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 96(5), 398–412.
- Wise, J. A., Hopkin, V. D., & Garland, D. J. (Eds.). (2010). *Handbook of Aviation Human Factors, Second Edition*. CRC Press.
- Wood, C., Torkkola, K., & Kundalkar, S. (2004). Using driver's speech to detect cognitive workload. In *Proceeding of the 9th conference speech and computer (specom '04)*. Saint-Petersburg, Russia.
- Wright, N., & McGown, A. (2001). Vigilance on the civil flight deck : incidence of sleepiness and sleep during long-haul flights and associated changes in physiological parameters. *Ergonomics*, 44(1), 82–106.
- Yap, T. F., Epps, J., Ambikairajah, E., & Choi, E. H. C. (2010). An investigation of formant frequencies for cognitive load classification. In *Proceeding of interspeech '10* (pp. 2022–2025).
- Yap, T. F., Epps, J., Ambikairajah, E., & Choi, E. H. C. (2015). Voice source under cognitive load : Effects and classification. *Speech Communication*, 72, 74–95.
- Yerkes, R. M., & Dodson, J. D. (1908). The relation of strength of stimulus to rapidity of habit-formation. *Journal of Comparative Neurology and Psychology*, 18(5), 459–482.
- Yin, B., Chen, F., Ruiz, N., & Ambikairajah, E. (2008). Speech-based cognitive load monitoring system. In *Proceeding of the international conference on acoustics, speech and signal processing (icassp '08)* (pp. 2041–2044). IEEE.



- Yoshida, K., McCormack, S., España, R. A., Crocker, A., & Scammell, T. E. (2006). Afferents to the orexin neurons of the rat brain. *The Journal of Comparative Neurology*, 494(5), 845–861.
- Young, M. S., Brookhuis, K. A., Wickens, C. D., & Hancock, P. A. (2015). State of science : mental workload in ergonomics. *Ergonomics*, 58(1), 1–17.
- Young, M. S., & Stanton, N. A. (2002). Malleable Attentional Resources Theory : A New Explanation for the Effects of Mental Underload on Performance. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 44(3), 365–375.



## COLOPHON

Ce document a été mis en page avec  $\text{\LaTeX}$  2<sub>ε</sub>, selon le style *Classic Thesis* mis au point par André Miede (© 2006) à partir des recommandations typographiques de Robert Bringhurst tirées de "*The Elements of Typographic Style*".

Des modifications ont été effectuées par Stanislas Boyer. Pour plus d'informations, veuillez adresser votre demande à [stanislas.boyer@univ-tlse2.fr](mailto:stanislas.boyer@univ-tlse2.fr)

*Final Version* as of 11 juillet 2016 (classicthesis version 1.0).



---

## DECLARATION

---

I declare that this doctoral dissertation, which I submit for examination in consideration of the award of a PhD is my own personal effort. Any of the content presented is the result of input or data from a related collaborative research program, this is duly acknowledged in the text such that it is possible to ascertain how much of the work is my own. I have not already obtained a degree elsewhere on the basis of this work. Furthermore, I took reasonable care to ensure that the work is original, and, to the best of my knowledge, does not breach copyright law, and has not been taken from other sources except where such work has been cited and acknowledged within the text.

*Toulouse, 11 juillet 2016*

*Stanislas Boyer*



---

## RÉSUMÉ

---

Les exigences opérationnelles du métier de pilote sont susceptibles d'engendrer de la somnolence et des niveaux de charge mentale inadéquats (i. e., trop faible ou trop élevé) au cours des vols. Les dettes de sommeil et les perturbations circadiennes liées à divers facteurs (e. g., longues périodes de services, horaires de travail irrégulier, etc.) demandent aux pilotes de repousser sans cesse leurs limites biologiques. Par ailleurs, la charge de travail mental des pilotes présente de fortes variations au cours d'un vol : élevée au cours des phases critiques (i. e., décollage et atterrissage), elle devient très réduite pendant les phases de croisière. Lorsque la charge mentale devient trop élevée ou, à l'inverse, trop faible, les performances se dégradent et des erreurs de pilotage peuvent apparaître. La mise en œuvre de méthodes de détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale en temps quasi réel est un défi majeur pour le suivi et le contrôle de l'activité de pilotage. L'objectif de la thèse est de déterminer si la voix humaine peut permettre de détecter d'une part, l'état de somnolence et d'autre part, le niveau de charge mentale d'un individu.

Dans une première étude, la voix de participants a été enregistrée lors d'une tâche de lecture avant et après une nuit de privation totale de sommeil (PTS). Les variations de l'état de somnolence consécutives à la PTS ont été évaluées au moyen de mesures auto-évaluatives et électrophysiologiques (ÉlectroEncéphaloGraphie [EEG] et Potentiels Évoqués [PEs]). Les résultats ont montré une variation significative après la PTS de plusieurs paramètres acoustiques liés : (a) à l'amplitude des impulsions glottiques (fréquence de modulation d'amplitude), (b) à la forme du signal acoustique (longueur euclidienne du signal et ses caractéristiques associées) et (c) au spectre du signal des voyelles (rapport harmonique sur bruit, fréquence du second formant, coefficient d'asymétrie, centre de gravité spectral, différences d'énergie, pente spectrale et coefficients cepstraux à échelle Mel). La plupart des caractéristiques spectrales ont montré une sensibilité différente à la privation de sommeil en fonction du type de voyelles. Des corrélations significatives ont été mises en évidence entre plusieurs paramètres acoustiques et plusieurs indicateurs objectifs (EEG et PEs) de l'état de somnolence.

Dans une seconde étude, le signal vocal a été enregistré durant une tâche de rappel de listes de mots. La difficulté de la tâche était manipulée en faisant varier le nombre de mots dans chaque liste (i. e., entre un et sept, correspondant à sept conditions de charge mentale). Le diamètre pupillaire – qui est un indicateur objectif pertinent du niveau de charge mentale – a été mesuré simultanément avec l'enregistrement de la voix afin d'attester de la variation du niveau de charge mentale durant la tâche expérimentale. Les résultats ont montré que des paramètres acoustiques classiques (fréquence fondamentale et son écart type, shimmer, nombre de périodes et rapport harmonique sur bruit) et originaux (fréquence de modulation d'amplitude et variations à court-terme de la longueur euclidienne du signal) ont été particulièrement sensibles aux variations de la charge mentale. Les variations de ces paramètres acoustiques étaient corrélées à celles du diamètre pupillaire.

L'ensemble des résultats suggère que les paramètres acoustiques de la voix humaine identifiés lors des expérimentations pourraient représenter des indicateurs pertinents pour la détection de l'état de somnolence et du niveau de charge mentale d'un individu. Les résultats ouvrent de nombreuses perspectives de recherche et d'applications dans le domaine de la sécurité des transports, notamment dans le secteur aéronautique.

*Mots-clés* : Voix, Paramètres Acoustiques, Somnolence, Charge Mentale, Sécurité Aérienne, Pilotes d'Avion.



---

## ABSTRACT

---

Operational requirements of aircraft pilots may cause drowsiness and inadequate mental load levels (i. e., too low or too high) during flights. Sleep debts and circadian disruptions linked to various factors (e. g., long working periods, irregular work schedules, etc.) require pilots to challenge their biological limits. Moreover, pilots' mental workload exhibits strong fluctuations during flights : higher during critical phases (i. e., takeoff and landing), it becomes very low during cruising phases. When the mental load becomes too high or, conversely, too low, performance decreases and flight errors may manifest. Implementation of detection methods of drowsiness and mental load levels in near real time is a major challenge for monitoring and controlling flight activity. The aim of this thesis is therefore to determine if the human voice can serve to detect on one hand the drowsiness and on the other hand the mental load level of an individual.

In a first study, the voice of participants was recorded during a reading task before and after a night of total sleep deprivation (TSD). Drowsiness variations linked to TSD were assessed using self-evaluative and electrophysiological measures (ElectroEncephaloGraphy [EEG] and Evoked Potentials [EPs]). Results showed significant variations after the TSD in many acoustic features related to : (a) the amplitude of the glottal pulses (amplitude modulation frequency), (b) the shape of the acoustic wave (Euclidean length of the signal and its associated features) and (3) the spectrum of the vowel signal (harmonic-to-noise ratio, second formant frequency, skewness, spectral center of gravity, energy differences, spectral tilt and Mel-frequency cepstral coefficients). Most spectral features showed different sensitivity to sleep deprivation depending on the vowel type. Significant correlations were found between several acoustic features and several objective indicators (EEG and PEs) of drowsiness.

In a second study, voices were recorded during a task featuring word-list recall. The difficulty of the task was manipulated by varying the number of words in each list (i. e., between one and seven, corresponding to seven mental load conditions). Evoked pupillary response – known to be a useful proxy of mental load – was recorded simultaneously with speech to attest variations in mental load level during the experimental task. Results showed that classical features (fundamental frequency and its standard deviation, shimmer, number of periods and harmonic-to-noise ratio) and original features (amplitude modulation frequency and short-term variation in digital amplitude length) were particularly sensitive to variations in mental load. Variations in these acoustic features were correlated to those of the pupil size.

Results suggest that the acoustic features of the human voice identified during these experiments could represent relevant indicators for the detection of drowsiness and mental load levels of an individual. Findings open up many research and applications perspectives in the field of transport safety, particularly in the aeronautical sector.

*Keywords* : Voice, Acoustic Features, Drowsiness, Mental Load, Aviation Safety, Aircraft Pilots.