

Université de Bordeaux 2

D.E.A. de neurosciences et neuropharmacologie  
année 1996 - 1997

Elaboration et évaluation d'un indicateur quantitatif de la vigilance lors de tests  
itératifs de latence d'endormissement

Présenté par :

Didier Cugy

Laboratoire de Médecine Expérimentale  
Service d'explorations fonctionnelles du système nerveux  
Responsable du DEA : Pr Jacques Paty

## **REMERCIEMENTS**

Nous tenons tout particulièrement à remercier Monsieur le Pr Claude Bensch qui nous a permis d'utiliser les moyens du Service d'Explorations Fonctionnelles du Système Nerveux, Monsieur le Pr Jacques Paty, les Dr Pierre Burbaud et Dominique Guehl ainsi que Mademoiselle Fatima Azour et Monsieur Christian Gross qui ont participé à l'interprétation visuelle des enregistrements, Mesdames Christiane Richard, Claire Béziau et Catherine Selves-Gauthier du Service d'Exploration Fonctionnelles du Système Nerveux de l'Hôpital Pellegrin qui nous ont aidé pour le recueil des données.

# Elaboration et évaluation d'un indicateur quantitatif de la vigilance lors de tests itératifs de latence d'endormissement (T.I.L.E.)

## Sommaire

### Résumé

#### I Introduction

#### II Méthodes

- a. Sujets
- b. Analyse visuelle des enregistrements de sieste et étude de la concordance
- c. Validation index-électroencéphalographique versus scoring visuel
- d. Enregistrements
- e. Numérisation et quantification du signal EEG
- f. Analyse statistique

#### III Résultats

- a. Concordance des analyses visuelles des Tests Itératifs de Latence d'Endormissement (MSLT)
- b. Index de vigilance et analyse visuelle
- c. Index de vigilance et évolution temporelle
- d. Validation analyse visuelle versus analyse quantitative

#### IV Discussion

- a. Résultats
- b. Perspectives

#### V Conclusion

#### VI Bibliographie

## RESUME

Un indicateur de vigilance a été élaboré à partir des index de rythmes électro-encéphalographiques  $\theta/\alpha$  et  $\alpha/\delta$ . Cet indicateur  $\alpha^2/\delta\theta$ , composé comme en étant le rapport, est caractérisé par une plus grande sensibilité théorique. Celui-ci a été comparé, lors de tests itératifs de latence d'endormissement, aux techniques d'analyse visuelle.

Les tests itératifs de latence d'endormissement ont été réalisés chez quatre sujets volontaires sains. Les signaux électrophysiologiques ont fait l'objet d'un recueil simultané avec numérisation et quantification sur micro-ordinateur Macintosh au moyen d'un logiciel spécifique (fréquence d'échantillonnage de 102.4Hz, densités spectrales d'énergies calculées toutes les 20 secondes pour les bandes de fréquence alpha, delta, theta, béta1, béta2). L'analyse visuelle a été effectuée par 5 personnes connaissant les critères d'analyse du sommeil (Classification de Rechtschaffen et Kales) et ayant une habitude en routine de l'analyse visuelle des tracés de sommeil et des tests itératifs de latence d'endormissement. On retrouve après évaluation au moyen d'un indicateur de concordance calculé pour chaque page de l'enregistrement sur support papier une grande disparité des résultats de l'analyse visuelle. L'indicateur de vigilance a été testé par rapport à l'hypnogramme établi à partir du score de sommeil remportant le plus grand accord.

## I Introduction :

Le cerveau humain, comme celui de tous les Vertébrés supérieurs, présente l'alternance de trois états : éveil, sommeil, rêve. Au cours de l'éveil, le cerveau reçoit les informations du milieu extérieur ou intérieur, les intègre et les compare aux informations reçues antérieurement pour y répondre de façon adaptée selon des mécanismes innés ou acquis. Au cours du sommeil, les diverses fonctions et régulations végétatives sont conservées. Cependant, certains mécanismes de la vie de relation persistent encore grâce auxquels le dormeur peut s'éveiller lors de l'apparition de signaux signifiants : le bruit d'une souris réveille immédiatement le chat, et l'arrêt du moulin réveille le meunier. La persistance de ces possibilités d'intégration au cours du sommeil différencie celui-ci du coma ou de la narcose. L'électrophysiologie, en fournissant un critère électrique cérébral aux descriptions cliniques, a ouvert une aire de recherche très féconde. Ainsi furent délimitées de façon relativement précise les frontières de l'éveil, du sommeil et du rêve. Le critère le plus fidèle de l'éveil est la présence, au niveau du cortex, d'une activité électrique rapide et de bas voltage : c'est la réaction d'éveil (ou arousal reaction). La plupart des structures sous-corticales (thalamus, tronc cérébral) présentent aussi une activité rapide, sauf l'hippocampe où l'on recueille une activité plus lente : rythme thêta à 5 ou 6 c/s (cycles par seconde). Au point de vue électroencéphalographique, l'endormissement se caractérise par un ralentissement de l'activité électrique cérébrale avec apparition de « fuseaux » à 16 c/s, suivis d'ondes lentes de haut voltage à 2 ou 3 c/s (de type Delta). C'est à cause de cette activité lente que l'on donne parfois le nom de sommeil lent au sommeil proprement dit (ou sommeil orthodoxe). Le seuil d'éveil, testé par des stimulations acoustiques par exemple, tend à augmenter au fur et à mesure que le ralentissement de l'activité électrique cérébrale devient plus important. Chez l'homme, on distingue ainsi quatre stades au cours du sommeil.

Le stade I (descending stage one) correspond à l'endormissement ; il ne dure que quelques minutes et se traduit par la disparition du rythme alpha de l'éveil et par une certaine accélération de l'activité électrique. Le stade II associe quelques fuseaux à un rythme thêta. Le stade III est représenté par l'association de fuseaux et d'ondes delta à 2-3 c/s. Le stade IV s'objective par la succession d'ondes lentes delta de haut voltage. Le sommeil paradoxal se caractérise par un ensemble de signes toniques et phasiques. L'atonie musculaire, difficile à apprécier chez un sujet couché sur le dos, s'objective facilement sur un enregistrement polygraphique par l'abolition totale de l'activité électromyographique recueillie au niveau des muscles de la houppe du menton. Les signes phasiques consistent en des mouvements oculaires rapides dont la vitesse et les modalités d'apparition sont très différentes de celles qui sont observées au cours de l'éveil. Au point de vue électroencéphalographique, l'activité cérébrale du sommeil paradoxal redevient rapide et ressemble un peu à l'éveil, d'où le nom.

Cette évolution caractéristique du signal électro-encéphalographique en fonction de l'approfondissement du sommeil, permet ainsi l'élaboration d'indicateurs de vigilance. Parmi ces indicateurs plusieurs auteurs ont montré qu'il existait une diminution significative du rapport de l'énergie des rythmes alpha et thêta lors de l'endormissement (6,7,8,12,14). On observe de même un accroissement du rapport de l'énergie des rythmes delta et alpha selon la profondeur

du sommeil.

L'utilisation de ces indicateurs nécessite la numérisation et la quantification du signal EEG. La numérisation s'effectue au moyen de systèmes électroniques de conversion analogique numérique caractérisés par leur résolution (en bits), leur échelle de conversion (en volts) et leur fréquence d'échantillonnage (en Hertz). Il est généralement nécessaire d'insérer entre le système de recueil du signal électro-encéphalographique et le dispositif de numérisation des préamplificateurs, permettant d'adapter l'amplitude du signal mesuré à celle de l'échelle de conversion et des filtres dans le but de limiter la fréquence du signal à celle imposée par les critères de quantification (critère de nyquist).

La quantification du signal permettant d'extraire les composantes fréquentielles repose principalement sur les méthodes d'analyse de fréquence (5). La méthode la plus fréquemment utilisée est l'analyse spectrale par transformée de Fourier associée au calcul des densités spectrales d'énergie pour les bandes de fréquences correspondant aux différents rythmes de l'EEG (delta : 0 à 4Hz, théta : 4 à 8Hz, alpha : 8 à 13Hz, béta1 : 13 à 20Hz, béta 2 : 20 à 35Hz).

L'évaluation clinique des troubles de l'éveil et de la vigilance s'effectue au moyens de tests spécifiques consistant à mettre le sujet en situation propice à l'endormissement et à mesurer le temps que celui-ci va mettre à s'endormir dans ces conditions. Deux principales techniques sont utilisées : le test itératif de latences d'endormissement (on donne au sujet la consigne de se laisser aller) ou le test de maintien d'éveil (la consigne est de tenter de rester éveillé). La mesure simultanée de plusieurs paramètres électro-physiologiques permet de déterminer le moment de l'endormissement.

Ce travail a pour but d'évaluer, dans un premier temps, dans les conditions d'une utilisation clinique de routine, la reproductibilité des informations issues du test itératif de latence d'endormissement par technique d'analyse visuelle du tracé polygraphique et de les comparer aux informations issues de l'analyse quantitative. Dans un second temps, éventuellement de proposer une méthode alternative au scorage visuel pour la réalisation des tests itératifs de latence d'endormissement.

## **II Méthodes :**

### **a. Sujets :**

L'étude est réalisée avec deux groupes de sujets :

Un premier groupe faisant l'objet d'enregistrement polygraphique de nuit dans le cadre de la clinique du sommeil. Ce groupe a pour but de valider les résultats issus des travaux de Matthieu & coll. quant à l'évolution des puissances spectrales en fonction de la profondeur du sommeil.

Un deuxième groupe comportant 4 sujets volontaires (3 hommes et une femme), étudiants en médecine, exempts de pathologie, n'utilisant pas de traitement particulier. Ce groupe a pour but d'évaluer l'utilisation des données quantitatives issues de l'EEG dans le cadre de tests itératifs de latence d'endormissement.

### **b. Enregistrements :**

Les enregistrements sont réalisés pour le premier groupe dans les conditions habituelles d'enregistrement polygraphique de nuit en laboratoire de sommeil.

Pour le deuxième groupe les enregistrements ont été réalisés dans les conditions habituelles de passation clinique des tests itératifs de latence d'endormissement. Pour chaque sujet 5 siestes ont été enregistrées à 9h, 11h, 13h, 15h et 17h.

### **c. Analyse visuelle des enregistrements de sieste et étude de la concordance**

Les enregistrements de sieste sont réalisés au moyen d'un polygraphe Alvar REEGA 16 voies. Les signaux recueillis sont répartis de la façon suivante : 3 voies pour la respiration (nasale, thoracique, abdominale), 2 voies pour les électro-oculogrammes (verticale et horizontale), 1 voie pour l'électro-myogramme mentonnier, 1 voie pour l'électro-cardiogramme, 6 voies pour l'électro-encéphalogramme (dérivations rolandique, fronto-temporale et temporo-occipitale droite et gauche), 2 voies pour l'électro-myogramme des jambiers et une voie destinée au recueil des variations de niveau sonore.

La technique d'enregistrement correspond à celle préconisée par Carskadon & coll. (3). L'interprétation des tracés étant faite visuellement par application des règles définies par Rechtschaffen et Kales (18).

Chacun des tracés a fait l'objet d'une interprétation en aveugle par cinq personnes ayant une habitude en routine de l'analyse visuelle des tracés de sommeil et des tests itératifs de latence d'endormissement. Les interprétations ont été recueillies au moyen d'un logiciel mis en place à

cet effet sur micro-ordinateur Macintosh.

L'interprétation des tracés est comparée page par page pour chaque enregistrement. Une note de concordance est établie pour chaque page. Cette note est définie comme égale à la somme, pour chaque examinateur, du nombre d'examineurs avec lesquels il est en accord. Par exemple dans le cas d'un accord total des cinq interprètes on aurait un score de  $25 = 5 + 5 + 5 + 5 + 5$ , en cas de désaccord global un score de  $5 = 1 + 1 + 1 + 1 + 1$ , dans le cas d'un accord partiel (p.ex 3 considèrent que le sujet est en éveil, un que le sujet est en stade 1 et un en stade 2) un score de  $11 = 3 + 3 + 3 + 1 + 1$ . Cette note évolue entre minimum de 5 et un maximum de 25 en fonction des 7 combinaisons possibles dans le cas des 5 interprètes.

La représentation la plus concordante de l'interprétation des différents enregistrements est effectuée au moyen de l'hypnogramme le plus concordant. Cet hypnogramme est calculé page par page au moyen d'une extension du logiciel de recueil réalisée à cet effet. Pour chaque page le stade retenu est celui qui présente le plus grand accord entre les différentes interprétations.

Une représentation graphique de cet hypnogramme est réalisée conjointement à l'évolution de la note de concordance calculée.

Un taux de concordance est calculé pour chaque expert en rapportant la note calculée au maximum théorique. Ce taux est de la même façon rapporté au stade scoré.

De même un indicateur booleen de sommeil est calculé comme étant vrai lorsque l'ensemble des interprétations décrivent du sommeil (quel qu'en soit le stade) et faux dans le cas contraire.

#### d. Numérisation et quantification du signal EEG :

Le signal EEG amplifié et filtré est disponible en sortie de l'enregistreur polygraphique. Ce signal est appliqué à l'entrée d'une carte de conversion analogique numérique (CAN) NB-MIO16-9 de marque National Instruments. La conversion est effectuée sur 12 bits avec une fréquence d'échantillonnage de 102,4 Hz. Cette fréquence a été choisie de façon à permettre l'utilisation simple des algorithmes de transformée de Fourier rapide (FFT). En effet ceux-ci s'appliquent à des échantillons dont le nombre est une puissance de 2. De façon à conserver la correspondance avec la vitesse de défilement des pages sur l'enregistreur papier (20 s/page), la taille des échantillons utilisés pour la FFT étant de 2048 points, il est donc nécessaire d'utiliser une fréquence d'échantillonnage de  $2048 / 20$  Hz soit 102,4Hz.

La numérisation et la quantification sont effectuées sur micro-ordinateur Macintosh au moyen d'un logiciel développé à cet effet. Le calcul des densités spectrales d'énergie est réalisé après décomposition spectrale au moyen d'un algorithme de FFT. Les énergies mesurées sont regroupées selon les rythmes classiques de l'électro-encéphalographie (delta, théta, alpha, béta).

Le signal électro-encéphalographique dans la bande alpha est fréquemment considéré comme étant le marqueur d'une activité de synchronisation thalamique sous-jacente. L'activité dans les bandes theta et delta est envisagée comme un marqueur de l'activité cognitive antérieure à l'endormissement et liée temporellement à des processus endocrinologiques (11, 16). L'énergie du signal dans les différentes bandes de fréquence traduit une activité fonctionnelle spécifique à chacune de celles-ci. Nous utiliserons ici, l'index  $\alpha^2 / \delta \theta$ , élaboré à partir des résultats de Matthieu et coll et calculé au moyen d'un logiciel développé à cet effet (4,12).

#### f. Validation index électro-encéphalographique versus scorage visuel :

La validation des résultats issus de l'index électro-encéphalographique rapportés à ceux obtenus au moyen de l'analyse visuelle présente plusieurs difficultés en raison des caractéristiques propres à chacune des techniques d'évaluation. En effet, la technique quantitative fournit une information de type continue ou quasi continue alors que la technique d'analyse visuelle a pour effet de discrétiser de façon discontinue l'information issue de l'EEG. Par ailleurs la classification des stades du sommeil proposés par l'ensemble des auteurs rapporte les stades de sommeil I et II à l'ancien sommeil superficiel (Stades de sommeil pour lesquels le niveau de vigilance est tel qu'il est relativement facile de réveiller les sujets). Il est dans ce contexte légitime de considérer la vigilance comme un phénomène d'évolution continue pour lequel on peut mettre en évidence des seuils correspondant à des modifications comportementales telles l'endormissement. Dans le cas où les index calculés évaluent de façon similaire à la vigilance, il doit être possible de mettre en évidence l'existence de seuils (absolus ou relatifs) correspondant à la transition veille/sommeil. De façon pratique, la dichotomisation veille/sommeil effectuée selon la valeur du seuil proposé ne doit pas montrer de différences significatives avec celle obtenue à partir de l'analyse visuelle. Dans notre cas, nous testerons, époque par époque, l'existence de ce seuil à la fois contre l'hypnogramme le plus concordant et contre les périodes pour lesquelles les experts considèrent à l'unanimité que l'on est en présence de sommeil.

#### g. Analyse des résultats :

1. Indicateur de concordance : les notes calculées sont regroupées en fonction des stades de sommeil, de la latence et de la personne ayant interprété les données polygraphiques. Les concordances observées pour les différents stades sont étudiées par analyse de variance à 2 facteurs (stade de sommeil, interprète).
2. Densités Spectrales d'Énergie et Index de vigilance : les valeurs mesurées en fonction des différents stades et des bandes de fréquence sont comparées par analyse de variance.
3. Analyse quantitative rapportée à l'analyse visuelle : les valeurs numériques issues de l'analyse quantitative sont rapportées, pour chaque test de latence d'endormissement,

aux stades de sommeil présentant une concordance maximale ainsi qu'aux périodes pour lesquelles l'ensemble des experts considère à l'unanimité que l'on est en présence de sommeil. Ces valeurs sont comparées par analyse de variance selon le facteur Eveillé/Endormi et selon le stade le plus concordant.

4. Concordance de la dichotomie veille/sommeil effectuée par analyse visuelle et au moyen de l'index calculé : L'état éveillé/endormi est comparé, époque par époque, selon qu'il est déterminé par analyse visuelle ou par analyse quantitative. Un test de student pour série appariée est effectué.

### III Résultats :

#### a. Concordance des analyses visuelles des Tests Itératifs de Latence d'Endormissement (MSLT)

La concordance mesurée pour chaque examinateur, rapportée aux stades de sommeil scorés est, dans notre cas, respectivement de 85% (éveil), 63% (stade 1) et 73% (stade2), ces différences observées par analyse de variance (Fig 2), sont significatives à  $p < 0,01$ . On note à la fois un effet lié à l'interprète et au stade scoré ( $p < 0,0001$ ).

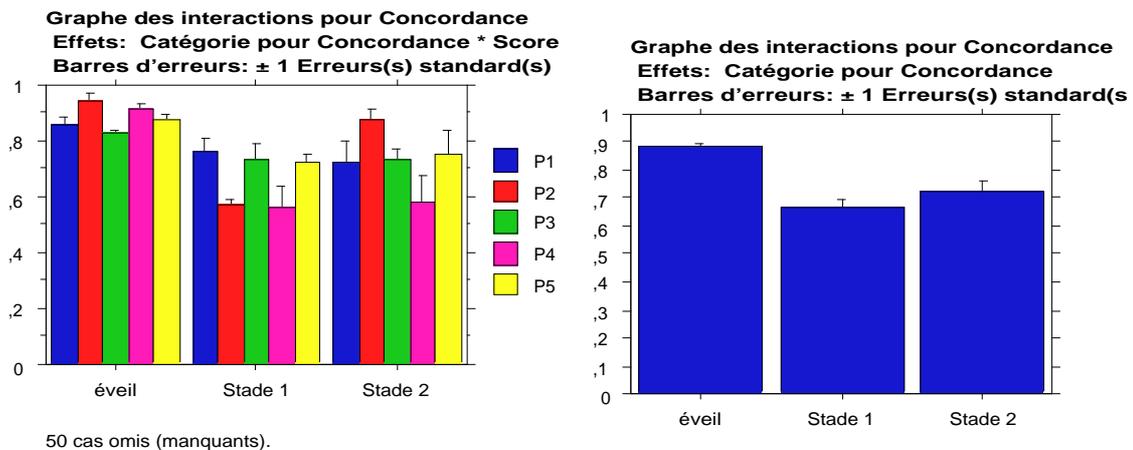


Figure 2 - Concordance de l'analyse visuelle en fonction des stades lors de tests itératifs de latence d'endormissement

La représentation graphique en fonction du temps de la note de concordance calculée page par page, rapportée à l'hypnogramme le plus concordant (Fig 3), montre que les discordances observées sont associées aux états transitionnels. Une fois le stade établi, la concordance est généralement de l'ordre de 100%.

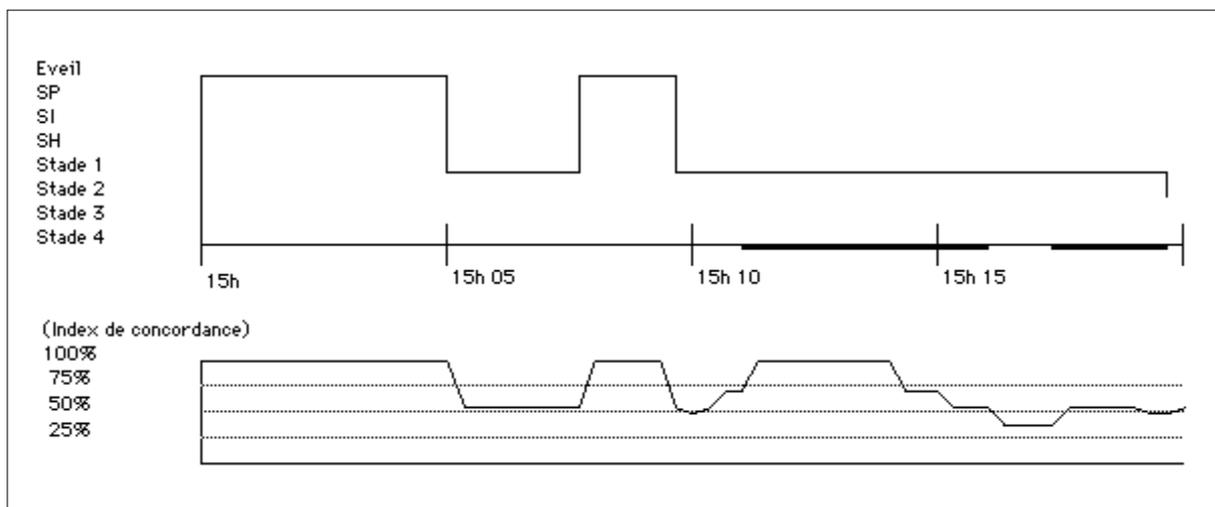
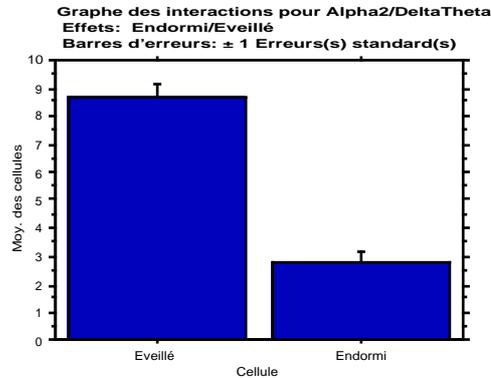


Figure 3 - Concordance de l'analyse visuelle en fonction du temps lors d'un test itératif de latence d'endormissement (Sujet D.CAB - Latence n°3).

*b. Index de vigilance et analyse visuelle*

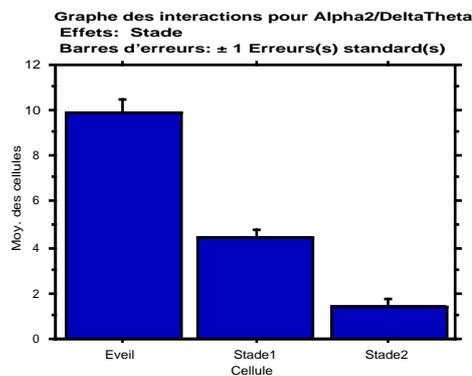
La valeur des index calculés  $\alpha^2 / \delta \theta$  est significativement différente ( $p < 0,0001$ ) selon que les sujets sont considérés comme éveillés ou endormis (Fig 4)



	$\alpha^2 / \delta \theta$	$\Delta \alpha^2 / \delta \theta$
Eveillé	13,7	2,26
Endormi	6,04	

Fig 4 - Comparaison des index selon l'état éveillé endormi, moyenne de l'index et amplitude de la variation observée

Les différences observées entre les valeurs des index rapportées à l'hypnogramme le plus concordant présentent dans les deux cas des différences significatives ( $p < 0,0001$ ) selon le stade scoré (Figure 5).



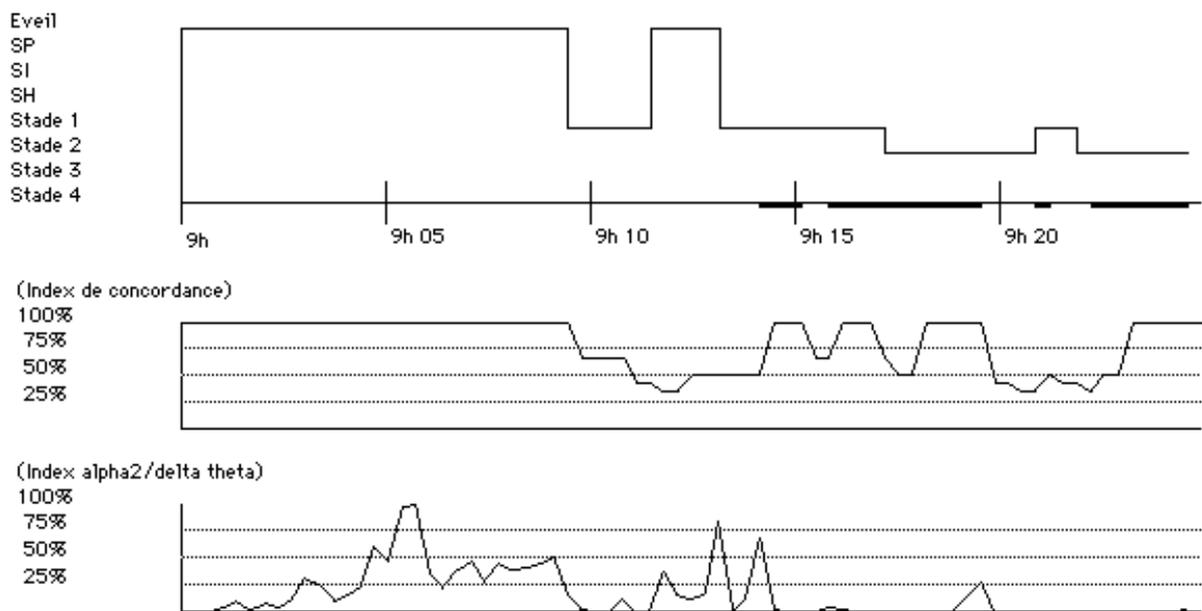
	$\alpha^2 / \delta \theta$	$\Delta \alpha^2 / \delta \theta$
Eveillé	9,89	2,25
Stade 1	4,39	3,09
Stade 2	1,42	

Figure 5- Index rapporté au stade le plus concordant, moyenne de l'index et amplitude de la variation observée

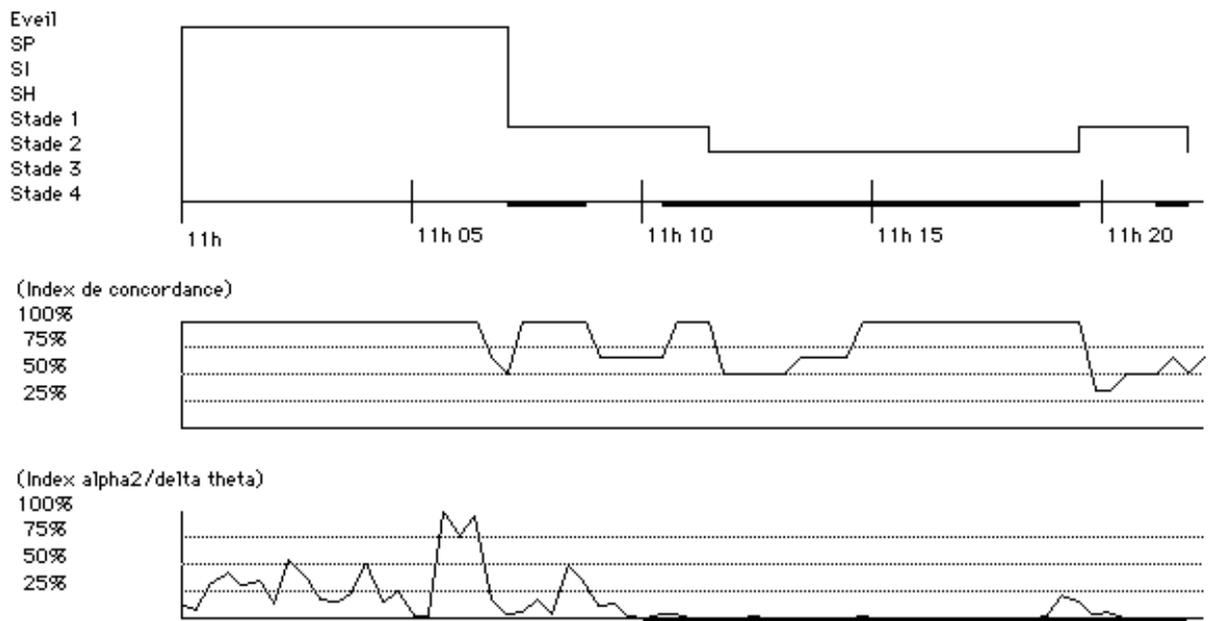
*c. Index de vigilance : évolution temporelle*

Les informations issues de l'analyse visuelle et de l'analyse quantitative sont regroupées graphiquement de façon à permettre la comparaison directe entre les résultats issus des deux méthodes de traitement de l'enregistrement polygraphique . On note la correspondance temporelle entre les périodes pour lesquelles l'ensemble des analyses visuelles considère qu'il s'agit de sommeil et celles où les index calculés sont inférieurs au seuil caractéristique de sommeil (en gras fig 6).

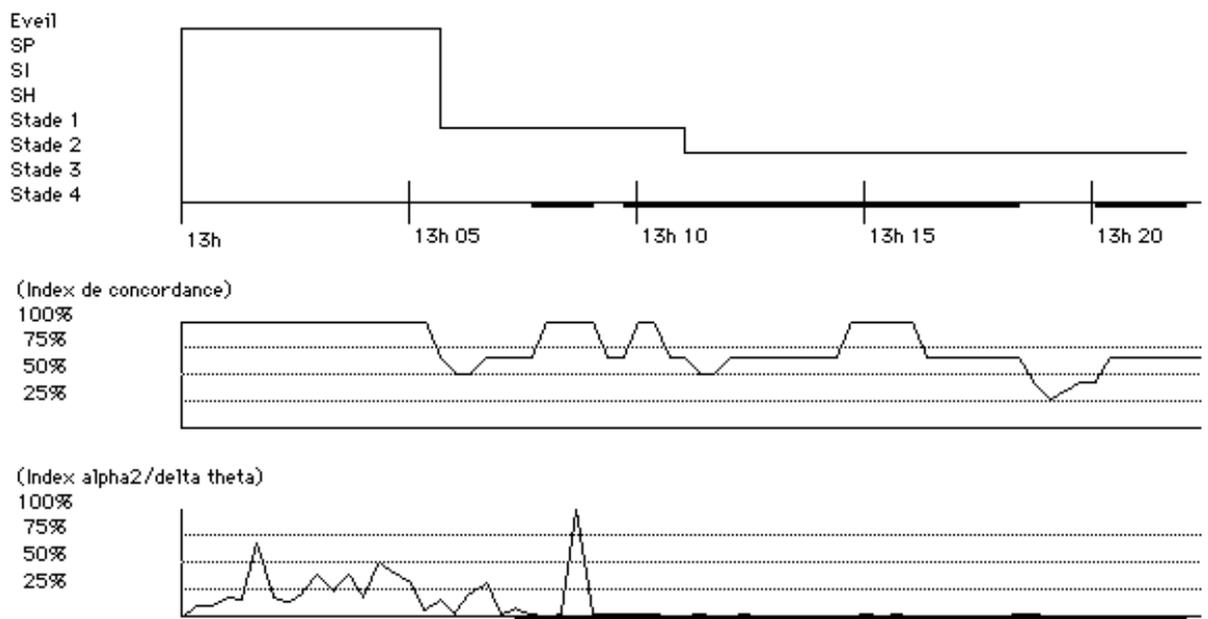
De haut en bas sont représentés figure 6 : 1) L'hypnogramme de sieste (noter l'axe des abscisses en gras pour les périodes où l'ensemble des experts considère que le sujet dort), 2) l'évolution de la note de concordance (entre 0 et 100%), 3) l'évolution de l'index  $\alpha 2 / \delta \theta$  rapporté à son amplitude maximale, En gras les périodes pour lesquelles l'index est inférieur au seuil de caractéristique du sommeil (dans notre cas 8%)



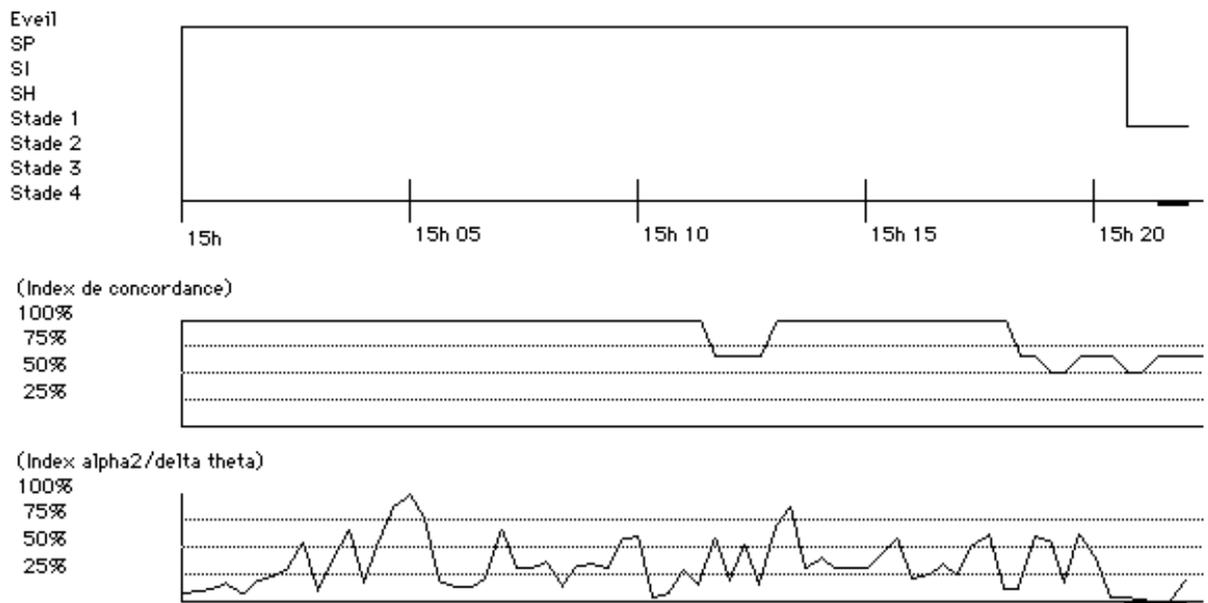
*fig 6.a - Sujet O. CAM, Latence n°1, 9h*



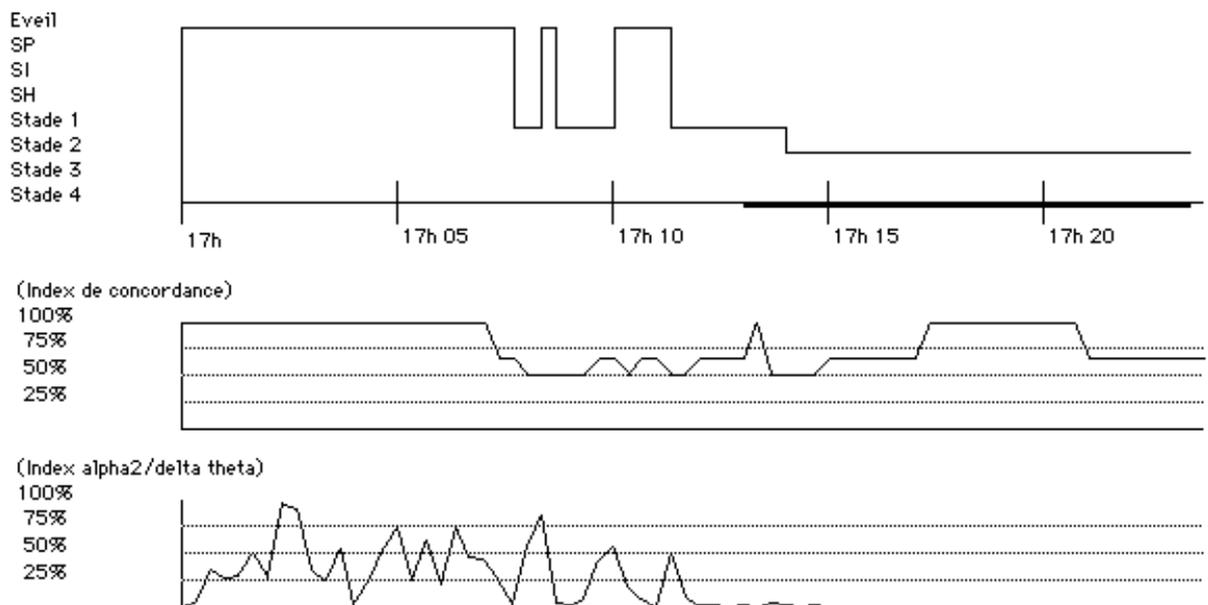
*fig 6.b - Sujet O. CAM, Latence n°2, 11h*



*fig 6.c - Sujet O. CAM, Latence n°3, 13h*



*fig 6.d - Sujet O. CAM, Latence n°4, 15h*



*fig 6.e - Sujet O. CAM, Latence n°5, 17h*

*d. Comparaison Analyse visuelle versus Analyse quantitative*

Pour chaque valeur de l'index utilisée comme discriminant des états de veille et sommeil , la comparaison avec le scorage visuel est effectuée époque par époque sur l'ensemble des enregistrements (on considère le sujet éveillé si l'index calculé est supérieur à un seuil de référence et endormi dans le cas contraire).

Cette comparaison porte à la fois sur le sommeil déterminé au moyen de l'hypnogramme le plus concordant et celui correspondant à l'unanimité des experts.

Le calcul (Tableau 1) montre l'existence de deux valeurs du seuil pour lesquelles il n'existe pas de différence significative entre la détermination des états de veille/sommeil au moyen de l'index et par analyse visuelle.

On note les valeurs du seuil de 8% dans le cas de l'hypnogramme le plus concordant et de 3% dans le cas de l'unanimité des experts.

Seuil	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	0,10	0,11
hypno le plus concordant(p)	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0185	0,5612 *****	0,3131	0,0201	0,0003
unanimité des experts (p)	0,0001	0,0023	0,9006 *****	0,0102	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001

*Tableau 1- probabilités d'une différence significative entre les technique d'analyse quantitative et visuelle. On observe une différence significative pour les valeurs de  $p < 0,05$ .*

## IV Discussion :

Le terme “Indicateur de vigilance” a été choisi car il permet de recouvrir tout à la fois ce qui est du domaine de l'éveil et du sommeil. Par ailleurs, la présence d'éveils électro-encéphalographiques observés lors des différents stades de sommeil, justifie l'extension du terme vigilance au sommeil.

Les valeurs et variations mesurées des différentes composantes spectrales en fonction des stades de sommeil sont conformes à celles observées généralement chez l'adulte sain (5).

Les taux de concordance retrouvés lors de l'analyse visuelle (85% pour l'éveil, 63% pour le stade 1, 73% pour le stade 2) sont pour notre part inférieurs de 5 à 10% par rapport à ceux généralement observés (5,9,15). La méthode d'évaluation de la concordance époque par époque montre l'existence de fluctuation du taux d'accord en fonction de l'époque analysée. Ceci est particulièrement net au moment des transitions entre les différents stades de sommeil (Fig 3).

L'hypnogramme le plus concordant, réalisé à partir des index de concordance n'est qu'un pis-aller nécessaire à la validation de l'index quantitatif. En effet, dans le cas particulier où il existe une égalité des “votes” en faveur de deux stades différents, le logiciel a été programmé pour tirer le stade le plus concordant au hasard entre les deux stades de sommeil recueillant le maximum de votes. C'est pour cette raison, que l'indicateur booléen “éveillé/endormi” a été ajouté. Celui-ci sera par définition moins sensible mais plus spécifique d'un sommeil électro-encéphalographique du fait même qu'il nécessite l'unanimité des interprètes pour considérer l'époque comme une époque de sommeil.

Bien qu'il soit possible d'utiliser l'index de vigilance absolu comme l'ont fait Jobert et al (9) pour discriminer les états éveillé/endormi, nous avons pour notre part préféré travailler à partir de la valeur relative de l'index (rapporté à son amplitude variation). Ce choix nous permet plus facilement de nous affranchir des difficultés posées par la variabilité des rythmes de repos observée dans la bande alpha sans avoir besoin de recourir à des méthodes particulières.

La discrimination entre les états éveillé/endormi déterminés par l'analyse numérique ou l'analyse visuelle, montre l'existence de seuils différents selon que l'on choisit d'utiliser comme analyse visuelle de référence l'hypnogramme le plus concordant (seuil de 8%) ou l'unanimité des experts (seuil de 3%). Le fait que la valeur observée de seuil soit inférieure dans le cas de l'unanimité des experts, est cohérent avec l'hypothèse d'une évolution continue de la vigilance (ce qui est conforme avec les modélisations de l'organisation des rythmes veille/sommeil). En effet, l'unanimité des experts, impose que le sommeil soit établi sur le plan électro-encéphalographique pour l'ensemble de ceux-ci, ce qui n'est pas forcément le cas dans le cas de l'hypnogramme le plus concordant (les périodes transitoires pouvant être scorées soit en veille soit en sommeil, le choix du stade étant effectué à la majorité des experts). Ceci ayant pour conséquence, que le niveau de vigilance moyen du sommeil soit théoriquement supérieur

dans le cas de l'hypnogramme le plus concordant.

Dans ce contexte, il paraît illusoire de proposer une valeur de l'index permettant de discriminer de façon absolue l'éveil du sommeil. En effet, l'essence même de ce type d'indicateur est de traduire de façon dynamique un niveau de vigilance. L'utilisation de représentations graphiques telles celle proposée (Fig. 6) permet de d'apprécier simplement l'évolution dynamique de l'index lors du test de latence d'endormissement. Il est toutefois nécessaire sur le plan clinique d'avoir à disposition des valeurs numériques de référence permettant de comparer facilement les tests réalisés. Une solution simple consiste à mesurer le délai séparant le début de l'enregistrement du moment où l'index atteint un ou des seuils de référence (p.ex seuil 15%, 8%, 3%), ceci avec éventuellement un critère de stabilité sur 3 époques tel celui proposé par Carskadon et coll (3).

### *Perspectives*

L'utilisation d'indicateurs quantitatifs tels l'index  $\alpha^2/\delta\theta$  constitue potentiellement une alternative au scoring visuel en routine clinique lors des Tests Itératifs de Latences d'Endormissement.

Cette technique d'évaluation de la vigilance offre intrinsèquement une plus grande reproductibilité que celle liée à l'analyse visuelle. Toutefois, en raison même de la nature des signaux recueillis et en l'absence de connaissance formelle des mécanismes donnant lieu à leur naissance, il est illusoire de penser s'affranchir de l'analyse visuelle des signaux recueillis.

L'analyse visuelle combinée au calcul de différents indicateurs tel celui proposé offre une plus grande richesse d'informations.

Les indicateurs quantitatifs permettent de calculer des caractéristiques spécifiques aux index : pentes, périodicités, ajustement à des modèles chronobiologiques, etc....

L'analyse visuelle effectuée par un clinicien est plus adaptée pour la recherche d'éléments particuliers signant une pathologie ou nécessitant une interprétation clinique (10,15).

## **V Conclusion :**

Les données recueillies dans ce travail relatives au sujet sain doivent maintenant être confrontées aux différentes pathologies rencontrées de façon à pouvoir juger de leur pertinence en routine clinique .

## VI Bibliographie :

- (1) Astrom C. Trojaborg W. Relationship of Age to Power Spectrum Analysis of EEG During Sleep (1992). *Journal of Clinical Neurophysiology* 9(3):424-430
- (2) Borbely AA. A two process model of sleep regulation. *Hum Neurobiol* (1982) 1:195-204
- (3) Carskadon Mary A., Dement William C., Mitler Merrill M., Roth Thomas, Westbrook Philip R., Keenan Sharon (1986) Guidelines for the Multiple Sleep Latency Test (MSLT) : A Standard Measure of Sleepiness : *Sleep* 9 (4) : 519 - 524
- (4) Cugy D., Paty J. (1995) Indice de vigilance élaboré à partir de l'EEG quantifié au cours de tests itératifs d'endormissement. *Actes du Congrès de la Société Française de recherche sur le sommeil pp.26-1*
- (5) Dumermuth G., Waltz W., Scollo-Lavizzari G., Kleiner B. (1972) Spectral Analysis of EEG Activity in Different Sleep Stages in Normal Adults: *Europ. Neurol.* 7:265-296
- (6) Goldenberg F., Weil J.S., Von Fenckell R. (1988) Utilisation du rapport des puissances spectrales theta/alpha comme indice de vigilance : applications en pharmacologie lors de tests itératifs d'endormissement. *Neurophysiol. clin.*, 18 (1988) 433-445
- (7) Goldenberg F.(1986) Mise au point d'un indice EEG de vigilance diurne. Application aux essais pharmacologiques : *Rev. EEG Neurophysiol. clin.*, 16 (1986) 39-48
- (8) Hirofumi Hagino, Young-do Kim, Hiroyuki Tachibana, Masayoshi Kurachi, Christian Guilleminault, and Yasuko Kamikawa (1994) EEG power spectra as an indicator of sleepiness in normal young adults : *Sleep Research* 23(1994) 442
- (9) Jobert M., Schultz H., Jähnig P., Tismer C., Bes F. and Escola H. (1994) A Computerized Method for Detecting Episodes of Wakefulness During Sleep Based on the Alpha Slow-Wave Index (ASI) : *Sleep* 17(1) : 37-46
- (10) Kim Y., Kurachi M., Horita M., Matsuura K., Kamikawa Y. Agreement of visual scoring of sleep stages among many laboratories in Japan : effect of supplementary definition of slow wave on scoring of slow wave sleep. (1993). *Jpn J Psychiatry Neurol Vol* 47 (1):91-7
- (11) Masya Takahashi, Heihachiro Arito (1994) Suppression of electroencephalogram  $\Delta$  power density during non-rapid eye movement sleep as a result of prolonged cognitive task prior to sleep onset : *Eur J Appl Physiol* (1994) 68:274-280
- (12) Mathieu M., Bernard J.L., Poupard L., Amiel H., Lellouche N., Sartène R. (1994) Caractérisation des états neuro-cardio-respiratoire lors du sommeil de l'homme normal. *Actes du Congrès de la Société Française de recherche sur le sommeil pp.31-1*
- (13) M. Matejcek Vigilance and the EEG. In : Herrmann WM, ed. *Electroencephalography in drug research*. Stuttgart, New York : Gustav Fischer Verlag, 1982.
- (14) Matousek M. & Petersen I. (1979) Automatic measurement on the vigilance level and its possible application in psychopharmacology. *Pharmacopsychiat. Neuro-Psychopharmakol.* 12, 148-154.
- (15) Neckelmann D., Olsen OE., Fagerland S., Ursin R. (1994) The reliability and functional validity of visual and semiautomatic sleep/wake scoring in the Moll-Wista rat.
- (16) Pan Weixing, Zhang Lufen, Xia Yong (1994) The difference in EEG theta waves between

concentrative and non-concentrative QIGONG states - A power spectrum and topographic mapping study : *Journal of traditional chinese medicine* 14 (3) : 212-218,1994

- (17) Parley de Maldonado B., Kerkhofs M.(1996) Validation of a new measurement of sleepiness : the theta/alpha ratio : *Journal of Sleep Research* (1996) 5 : 166
- (18) Rechtschaffen A., Kales A.(1968) A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects : *US National Institute of Neurological Diseases and Blindness, Bethesda, Maryland/20014* (1968)