



UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA

Centro Universitario de Ciencias Biológicas y Agropecuarias
División de Ciencias Biológicas
Departamento de Ciencias Ambientales

INSTITUTO DE NEUROCIENCIAS

La relación Alertamiento – Atención Selectiva a través de variables electroencefalográficas y conductuales

Tesis

que para obtener el grado de

**MAESTRO EN CIENCIAS DEL COMPORTAMIENTO
(OPCIÓN NEUROCIENCIAS)**

presenta

Ignacio Alejandro Barajas Muñoz

Comité tutelar

Mtro. Sergio Meneses Ortega (Director)

Dr. Miguel Ángel Guevara Pérez

Dra. Julieta Ramos Loyo

Guadalajara, Jalisco

Enero de 2006

Agradezco:

A mi Familia por su apoyo incondicional.

Al Maestro Meneses por su paciencia.

Al Doctor Guevara y la Doctora Ramos
por sus comentarios y aportaciones.

INDICE

I.-Resumen y Abstract.....	2
II.-Introducción.....	6
III.-Antecedentes.....	10
Taxonomía de la Atención.....	10
a) Alertamiento.....	11
b) Atención selectiva.....	13
Cambios asociados con los niveles de alertamiento.....	17
a) Variaciones en la Ejecución Conductual.....	17
b) Variaciones en la Respuesta Fisiológica.....	18
c) Variaciones en la Actividad Eléctrica Cerebral.....	20
1) El Electroencefalograma (EEG).....	22
2) EEG y estados conductuales.....	33
3) EEG y procesos cognitivos.....	42
Evaluación electrofisiológica de la atención selectiva.....	48
a) Potenciales relacionados a eventos (PRE).....	49
Relación entre el alertamiento y la atención selectiva.....	58
a) Hallazgos Conductuales.....	58
b) Hallazgos Electrofisiológicos.....	62
IV.-Trabajo experimental.....	66
Planteamiento del problema.....	66
Objetivos.....	68
Hipótesis.....	68
Método.....	68
Sujetos.....	68
Procedimientos.....	69
Análisis electrofisiológico y conductual.....	70
Análisis estadístico.....	71
Resultados.....	72
Discusión.....	77
Conclusiones.....	85
Referencias Bibliográficas.....	86

I.-RESUMEN

La atención no es un concepto simple, es el nombre de una variedad de fenómenos psicológicos. En la actualidad su estudio se enfoca en uno o algunos de los subprocesos que la conforman. La distinción básica de los elementos que la constituyen sería entre los procesos de **alertamiento** y **atención selectiva**.

La relación entre el alertamiento y la atención selectiva es muy estrecha, ya que se afectan mutuamente, es decir, el estado de alertamiento afecta la eficiencia con que se realiza la selección de los estímulos y, por su parte, la detección de estímulos relevantes puede incrementar el estado de alertamiento. El presente trabajo pretende determinar los correlatos electroencefalográficos y conductuales que manifiestan la relación entre los dos procesos básicos que constituyen la atención. Para ello registramos la actividad electroencefalográfica de quince sujetos durante la ejecución de una tarea de detección de estímulos auditivos (diseño oddball de tres estímulos), con una duración de 40 minutos. Registramos el tiempo de reacción de los sujetos ante los estímulos prueba. Finalmente clasificamos los ensayos correspondientes a los estímulos prueba en dos categorías, alto y bajo nivel de alertamiento, de acuerdo a la potencia de alfa (8-10 Hz) en la región occipital, registrada durante un segundo previo a la presentación del estímulo.

Obtuvimos promedios con los segmentos electroencefalográficos correspondientes a cada tipo de estímulo (prueba, raro y estándar) y nivel de alertamiento (bajo y alto nivel de alertamiento). Posteriormente analizamos las diferencias en la amplitud y latencia del componente P300, así como en los tiempos de reacción entre las dos condiciones de nivel de alertamiento. Encontramos que el componente P300 no presenta diferencias en su amplitud ni en su latencia entre los ensayos con mayor o menor nivel de alertamiento. Por otra parte, el tiempo de reacción

si presenta diferencias significativas ($t = (14) 2.24, p = 0.042$), aunque en la dirección contraria a la esperada, siendo mayor en los ensayos con menor nivel de alertamiento (mayor nivel de alfa 1 occipital). Sin embargo, los promedios de los tiempos de reacción para cada condición presentan valores muy cercanos entre sí (difieren por 20 milisegundos), y su dispersión es muy similar. Sobre la base de nuestros resultados nosotros concluimos que la potencia en la banda de alfa 1 occipital (8-10Hz) no es suficiente para determinar el nivel de alertamiento, motivo por el cual no pudimos lograr el objetivo del presente trabajo, el cual fue estudiar la relación entre el alertamiento y la atención selectiva. Más aún, consideramos la posibilidad de la existencia de una relación inespecífica entre el ritmo alfa 1 occipital y los procesos de atención. Finalmente señalamos la necesidad de desarrollar técnicas efectivas de evaluación del nivel de alertamiento durante la vigilia. Nosotros sugerimos el desarrollo de métodos multivariados, donde se integren las medidas de variables electroencefalográficas, autonómicas y conductuales.

ABSTRACT

Attention is not a single entity but the name given to a finite set of brain processes that can interact, mutually and with other brain processes, in the performance of different perceptual, cognitive, and motor tasks. At the present time the study of attention is carried out by focusing on one or more of its components. The basic distinction of its components is between **alertness** and **selective attention**.

The relationship between alertness and selective attention is very close, since they can be mutually affected. That is, the alertness level affects the efficiency in the performance of stimuli selection, and the detection of relevant stimuli increases the alertness level. This work represents an attempt to determine some of the

electrophysiological and behavioral correlations that indicate a close relationship between the two basic processes that constitute attention. For that purpose we recorded the electroencephalographical (EEG) activity of fifteen healthy volunteers from the ages 20 to 27, while they were performing an auditory stimuli detection task (oddball design with three stimuli) within a forty minute period. The subject's reaction time to the target stimuli was also recorded. After that, we classified the trials corresponding to the target stimuli into two categories (low and high alertness level) according to the power in the alpha 1 band (8-10 Hz) recorded on the occipital region (Oz) within one second previous to the stimuli presentation.

Finally we averaged the segments of the EEG of one second after the target stimuli presentation for each condition (high and low alertness level). The differences in the amplitude and latency of the P300, as well as the differences in reaction time between the conditions of high and low alertness level were analyzed. We found no differences in the amplitude or latency of the P300 between the conditions of low and high alertness level. In the other hand, there were significant differences in the reaction time ($t = (14) 2.24, p = 0.042$) between the two conditions of alertness level, although they were contrary to our expectations (the lower alertness level presented the shortest reaction time). Nevertheless, the mean reaction times for each one of the two conditions are very close to each other (20 msec difference). In base on our results we conclude that the power in the alpha 1 band (8-10Hz) is not enough to determine the alertness level, hence we couldn't achieve the objective of the present study, which was the study of the relationship between the alertness level and selective attention. We consider the possibility of an unspecific relationship between the occipital alpha 1 and attention. Finally, we point out the need of developing reliable techniques for measuring the alertness level during the wakeful state. We suggest the use of multivariable methods,

including the integration of autonomic, behavioral and electroencephalographical variables.

II.-INTRODUCCIÓN

El **alertamiento** y la **atención selectiva** son los elementos básicos que constituyen la atención. El alertamiento se refiere al estado de reactividad que presenta un organismo en un momento particular, el cual determina la capacidad de respuesta a los estímulos ambientales (Meneses, 2001), esto puede incluir tanto la orientación a un estímulo como la preparación a una reacción motora (Posner y Synder, 1975). La atención selectiva por su parte hace alusión a los procesos relacionados con la selección y procesamiento de los estímulos relevantes (Meneses, 2001). Teóricamente, estos dos procesos interactúan y se afectan mutuamente, es decir, el alertamiento afecta la eficiencia con que se realiza la selección de los estímulos y la detección de estímulos relevantes puede incrementar el estado de alertamiento.

Una gran cantidad de trabajos experimentales se han dedicado a estudiar los mecanismos neurofisiológicos del alertamiento y la atención selectiva, así como también a su interacción. Los estudios sobre la actividad eléctrica cerebral, durante la realización de tareas que demandan atención, representan probablemente una de las técnicas más utilizadas en el estudio experimental de estos dos subprocesos de la atención. La popularidad de estas técnicas se debe a su alta resolución temporal que permite estudiar procesos de atención que suceden en el rango de los milisegundos. Así, mientras que el EEG permite evaluar los cambios en el nivel de alertamiento (por ejemplo a través de variables electroencefalográficas como el ritmo alfa posterior), los potenciales relacionados a eventos (PREs) han demostrado ser una técnica de gran utilidad para el estudio de la atención selectiva, ya que permiten evaluar la efectividad con que se realiza el procesamiento de información selectivo.

Desde los primeros estudios del EEG realizados por Berger (1930), se descubrió que el trazo del registro electroencefalográfico se modifica con la atención. Durante el

reposo y en ausencia de estimulación predomina la actividad alfa (alrededor de los 10 ciclos por segundo), mientras que al presentar estimulación auditiva al sujeto, la amplitud de alfa disminuye y aumenta la amplitud de beta (alrededor de los 13 y 25 ciclos por segundo) (Shaw, 20003). Posteriormente, a partir de los hallazgos de Moruzzi y Magoun (1949), se descubrió la importancia que tiene la activación de los núcleos de la formación reticular del tallo cerebral en la regulación del nivel de alertamiento. Ellos encontraron que, como respuesta a la estimulación de la formación reticular, gatos que previamente habían sido anestesiados presentaban cambios en el nivel de alertamiento, los cuales se manifestaban en el electroencefalograma (EEG). En términos generales, las ondas lentas de gran voltaje cesaron para ser sustituidas por ondas rápidas de bajo voltaje.

Ahora sabemos que el sistema reticular ejerce una influencia excitatoria en la corteza cerebral, regulando el estado de su actividad, encargándose así de mantener al organismo con un tono o nivel de activación cerebral adecuado para realizar tareas cognitivas complejas, y ha sido denominado Sistema Reticular Activador Ascendente (SRAA) (Van Zomeren y Brouwer, 1994).

Fuster (1958) por su parte, mostró como el incremento en el nivel de alertamiento, provocado por medio de la estimulación eléctrica de la formación reticular del tallo cerebral, se manifestaba conductualmente como una mejoría en el nivel de ejecución de una tarea de detección de estímulos visuales (menor tiempo de reacción y mayor porcentaje de respuestas correctas). Estudios posteriores han confirmado los hallazgos de Fuster (1958) en monos, y los han extendido a humanos (Davidson et al, 1994), confirmando la idea de que el aumento en el estado de alertamiento se manifiesta conductualmente como una capacidad de respuesta más rápida y un procesamiento de información más eficiente.

A partir de las observaciones anteriores podemos afirmar que, debe haber una relación entre el estado de alertamiento del individuo y el procesamiento de información. El estado de alerta del sujeto se manifiesta en la actividad de fondo del EEG y el procesamiento de los estímulos en la morfología de los PREs.

Siguiendo esta lógica diversos estudios han pretendido establecer una relación entre el nivel de alertamiento y el procesamiento de información, ya sea infiriendo el estado de alertamiento a partir de diversos parámetros del EEG, o utilizando otros criterios como las etapas del sueño, la transición vigilia/sueño o los estados de somnolencia, hasta la inducción de cambios en el nivel de alertamiento por medio de la administración de drogas (Wang et al, 1998). Otros trabajos se han dedicado a encontrar la relación entre la actividad electroencefalográfica previa a la presentación del estímulo y los potenciales relacionados a eventos sin hacer mención a los procesos psicológicos y cognitivos que estos representan (Rahn y Basar, 1989; Rahn y Basar 1993; Romani et al, 1988; Intriligator y Polich, 1995; Polich, 1997; Barry et al, 2000).

Sabemos que cambios drásticos en el nivel de alertamiento modifican la eficiencia o capacidad de respuesta de un organismo a un estímulo (sueño vs vigilia o en estados patológicos coma vs estrés intenso), pero no sabemos con certeza como se manifiesta esta relación en cambios sutiles del nivel de alertamiento durante la vigilia. Por lo tanto, nuestro proyecto esta encaminado a explorar la relación que existe entre los niveles de alertamiento (a través de la actividad electroencefalografica y el tiempo de reacción) y el procesamiento de información (a través de los componentes del potencial que están relacionados con los procesos de atención selectiva).

Específicamente, el presente trabajo esta orientado a evaluar el grado de relación que pudiera existir entre la latencia y amplitud del componente P300, con los cambios

en el nivel de alertamiento que presentaron los sujetos a lo largo de la sesión experimental, los cuales fueron determinados a partir del espectro de potencia obtenido de la señal electroencefalografica registrada un segundo previo a la presentación del estímulo. También analizamos la relación entre el nivel de ejecución (evaluado a partir del tiempo de reacción) y las variaciones en el nivel de alertamiento.

En los siguientes capítulos se presenta una revisión de los antecedentes teóricos sobre el estudio de la atención, seguidos por una exposición de los aspectos metodológicos de nuestro estudio, el modo de análisis estadístico de los datos, así como los resultados, discusión y conclusiones.

III.-ANTECEDENTES

Taxonomía de la Atención

El estudio de la atención se ha visto dificultado por la falta de claridad en la definición de dicho proceso, ya que éste incluye una variedad de fenómenos psicológicos (Styles, 1997). Con la intención de resolver la ambigüedad que dicho término ha ganado, al ser utilizado de manera indistinta para referirse a diferentes procesos (tales como: alertamiento, activación, concentración, despertamiento, atención selectiva, etc.), en la actualidad su estudio se realiza enfocado en uno o algunos de los subprocesos que la constituyen.

La distinción básica de los elementos que constituyen a la atención sería entre los procesos de alertamiento y atención selectiva (ver figura 1).

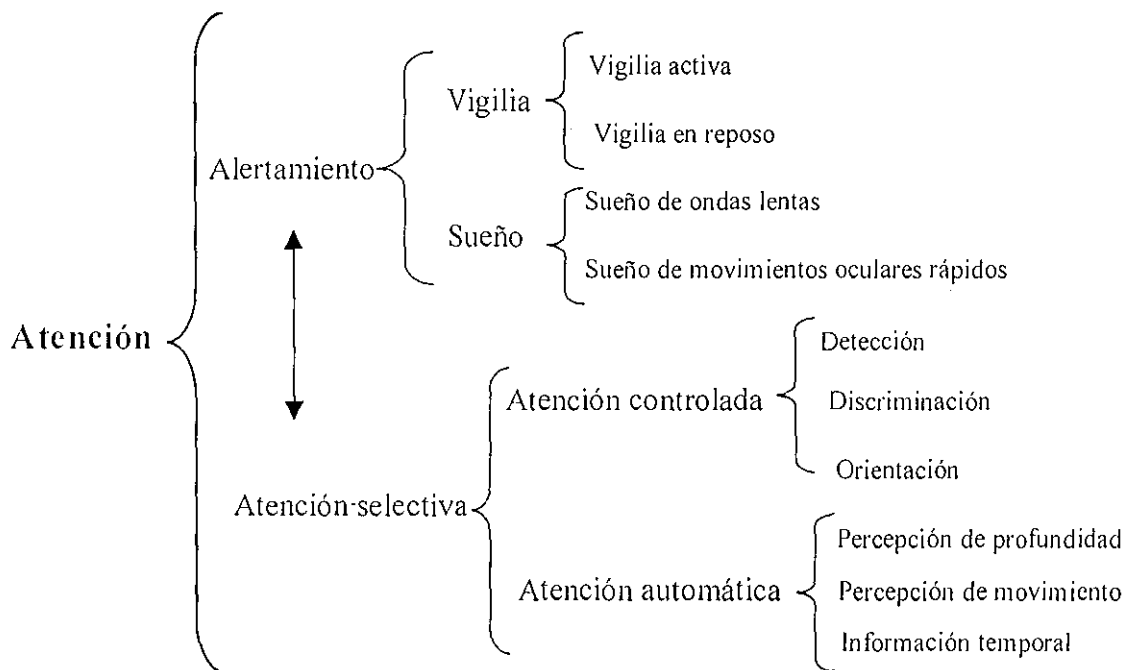


Figura 1. Algunos subprocesos implicados en la atención. Algunos de estos elementos presentan relaciones muy estrechas entre sí, tal es el caso de los subprocesos de alertamiento y atención selectiva (tomado de Meneses, 2001).

Como veremos más adelante la relación entre el alertamiento y la atención selectiva es muy estrecha, ya que se afectan mutuamente, es decir, el estado de alertamiento afecta la eficiencia con que se realiza la selección de los estímulos y, por su parte, la detección de estímulos relevantes puede incrementar el estado de alertamiento.

a) Alertamiento

El alertamiento se refiere al estado de reactividad que presenta un organismo en un momento particular, el cual determina la capacidad de respuesta a los estímulos ambientales (Meneses, 2001). Una función principal de la atención es mantener un estado sostenido de alertamiento (Posner y Raichle, 1997). Según este enfoque, la atención supone una activación generalizada, la cual nos sintoniza con las entradas sensoriales (Rosenzweig y Leiman, 1995).

De acuerdo con Posner y Synder (1975), el alertamiento es un estado del sistema nervioso que determina la receptividad general a la estimulación. Esto puede incluir tanto la orientación a un estímulo como la preparación a una reacción motora.

Las variaciones en el estado de alertamiento de un sujeto se pueden presentar tanto de manera tónica como de manera fásica (Van Zomeren y Brouwer, 1994).

El alertamiento tónico puede ser descrito como un continuo del nivel de la receptividad a la estimulación, que puede durar de minutos a horas. Alertamiento tónico es más o menos sinónimo de atención sostenida y se manifiesta en la estabilidad de la ejecución de una tarea durante un periodo de tiempo relativamente prolongado. El alertamiento fásico puede presentarse como reacción a un estímulo novedoso (reflejo de orientación), aunque también se refiere al proceso que toma lugar en el cerebro de una persona cuando está a la expectativa de un estímulo relevante en el futuro inmediato

(Van Zomeren y Brouwer, 1994). Por ejemplo, se puede presentar como consecuencia de la aparición de un estímulo que precede o avisa que el estímulo relevante está por presentarse.

Uno de los estudios pioneros que permitieron sentar las bases anatómicas y funcionales en el área del alertamiento fue realizado por Moruzzi y Magoun (1949). Ellos encontraron que, como respuesta a la estimulación de la formación reticular, gatos que previamente habían sido anestesiados presentaban cambios en el nivel de alertamiento, los cuales se manifestaban en el electroencefalograma (EEG). En términos generales, las ondas lentas de gran voltaje cesaron para ser sustituidas por ondas rápidas de bajo voltaje.

Moruzzi y Magoun concluyeron que la formación reticular actúa como un mecanismo general de alarma que despierta o excita la corteza cerebral. Este trabajo, junto con uno previo realizado por Bremer (1935) también sobre el tallo cerebral, dio las bases para proponer la existencia de un sistema de alerta, que se encarga de mantener al organismo con un tono o nivel de activación cerebral adecuado para realizar tareas cognitivas complejas, el cual se encuentra ubicado en la región del tallo cerebral y ha sido denominado Sistema Reticular Activador Ascendente (SRAA) el cual está representado en la figura 2.

Ahora sabemos que el sistema reticular ejerce una influencia excitatoria en la corteza cerebral, regulando el estado de su actividad (Van Zomeren y Brouwer, 1994).

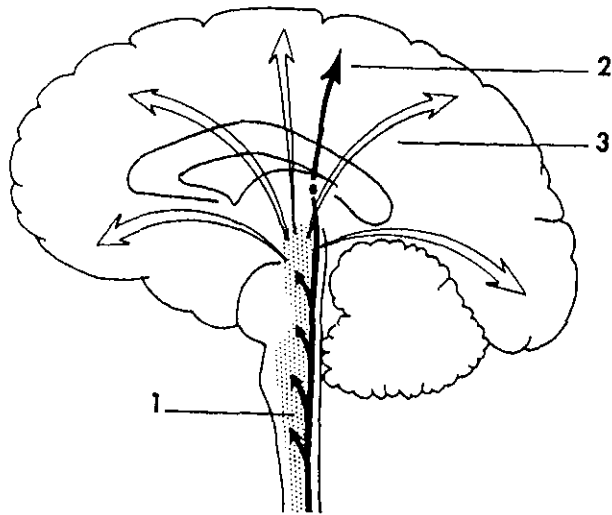


Figura 2. El sistema reticular activador ascendente (**SRAA**). **1**, formación reticular; **2**, proyección específica vía tálamo; **3**, sistema de proyección difuso. (tomado de Van Zomeren y Brouwer, 1994).

En varios estudios neuroanatómicos posteriores se demostró que en esa región del tallo cerebral se encuentran grupos neuronales cuyos axones se proyectan hacia diversas estructuras diencefálicas y de la corteza cerebral. También se sabe que estas neuronas emplean principalmente como neurotransmisores la noradrenalina y la dopamina, aunque estudios recientes indican que la serotonina, la acetilcolina y la histamina también participan en la regulación del alertamiento (Marrocco et al, 1994).

b) Atención Selectiva

La atención selectiva hace alusión a los procesos relacionados con la selección y procesamiento de los estímulos relevantes (Meneses, 2001).

En cualquier momento sólo somos conscientes de una pequeña fracción de los estímulos sensitivos que nos afectan. La atención selectiva es el nombre del proceso que permite dicha selección. De tal manera que, cuando miramos el mundo podemos concentrarnos en objetos o escenas específicos que tienen un interés especial para nosotros, mientras excluimos otros.

De una manera más introspectiva, la atención selectiva es un estado de concentración mental o esfuerzo que permite centrarse en una tarea particular (Rosenzweig y Leiman, 1995).

Así, el término atención selectiva se refiere de manera general al procesamiento selectivo de la información. Broadbent (1958) propone un mecanismo que funciona en forma análoga a un filtro, donde la información relevante es amplificada y la irrelevante es atenuada, evitando que los sistemas de procesamiento más avanzados, cuya capacidad es limitada, sean saturados de información sensorial (ver figura 3).

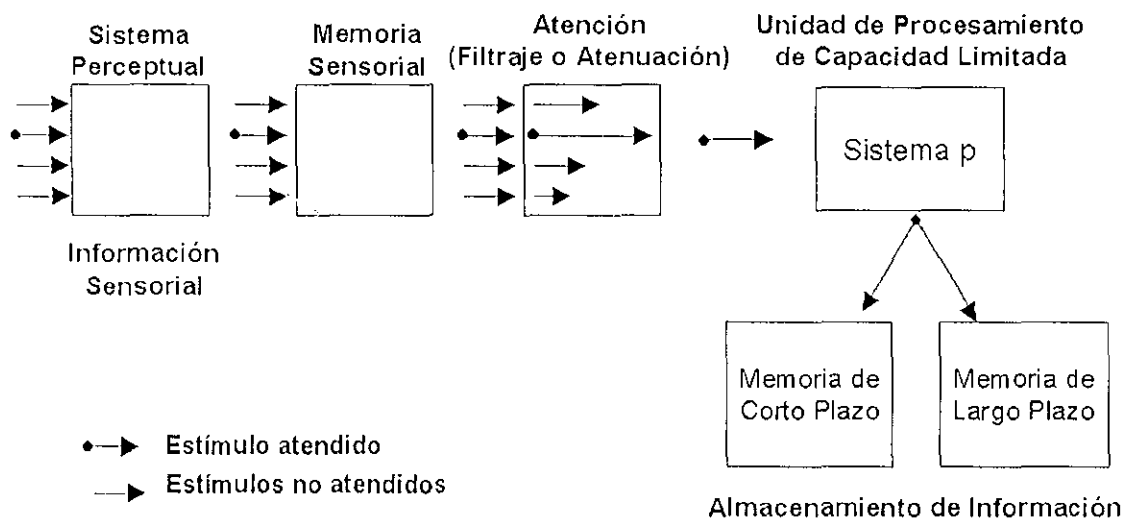


Figura 3. Modelo de la teoría del filtro temprano, propuesto por Broadbent en 1958.

Hallazgos recientes han demostrado que este filtraje de la información se lleva a cabo de dos maneras, una consciente y controlada, y una menos consciente o automática. Esto ha generado la división de la atención selectiva entre lo que serían los procesos de atención automática (involuntaria) y atención controlada (voluntaria) (Posner y Synder, 1975).

Posner y Synder (1975) proponen tres criterios para distinguir la atención automática de la controlada: 1) la primera no implica intención, 2) no se ejecuta de

manera conciente y 3) no demanda recursos de atención. En otras palabras, la atención automática es un proceso que no requiere esfuerzo conciente, se presenta de manera rápida y se caracteriza por no emplear recursos de procesamiento. Varios datos experimentales sustentan esta idea, por ejemplo, los estímulos que se presentan sobre la fovea son procesados, aun cuando el individuo no los atiende de manera conciente o su atención este dirigida hacia otros estímulos u otras dimensiones del estímulo presentado (Parasuraman, 2000).

Por su parte Cohen describe la atención controlada como un proceso que requiere compromiso de las capacidades mentales o recursos; que es altamente influenciado por las características del sujeto y sus estrategias conscientes; y que es usualmente degradado cuando se requiere la ejecución de tareas duales (Cohen, 1993). Así, en contraste con la atención automática, la atención controlada o voluntaria requiere de un esfuerzo conciente para dirigir la atención hacia los elementos del ambiente que son importantes para la tarea que se realiza.

Es importante mencionar que, en situaciones de la vida cotidiana, los procesos de atención controlada y automática se llevan a cabo en paralelo y de manera simultánea. Se ha propuesto que la atención automática puede interferir con los procesos de atención controlada, es decir, aquellos que emplean recursos de procesamiento y que tienen una capacidad limitada. Los fenómenos de inducción o *priming* y de interferencia en la prueba de Stroop son un ejemplo de esta interacción.

Los estudios realizados en pacientes con trastornos atencionales han ayudado a revelar los mecanismos que subyacen a los procesos de atención selectiva (Rosenzweig y Leiman, 1995). Gracias a los avances de las técnicas fisiológicas ahora sabemos que los mecanismos neurales que intervienen en los procesos de atención selectiva y alertamiento no son los mismos. Ya mencionamos que en el alertamiento está

involucrado principalmente el tallo cerebral y algunos núcleos específicos del tálamo, mientras que en la atención selectiva participan distintos núcleos de relevo talámico y diversas estructuras corticales (Myslobodsky y Mirsky, 1988). Un esquema general de las estructuras involucradas en el proceso de atención está representado en la figura 4.

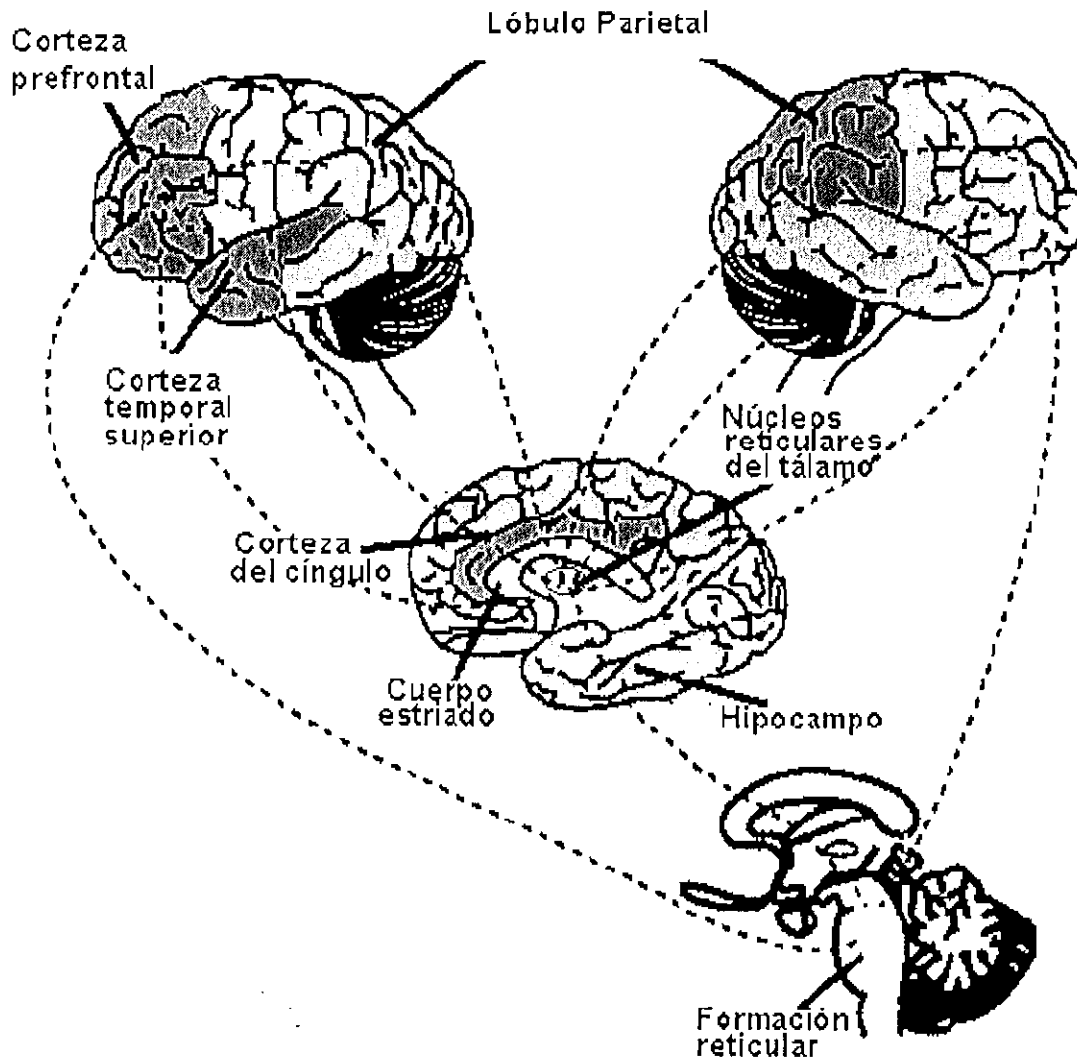


Figura 4. Las neuronas responsables de los procesos de atención se encuentran ubicadas en diferentes regiones del sistema nervioso central. Estas neuronas establecen entre sí patrones de conectividad muy complejos, que constituyen un sistema neuronal distribuido, con nodos ubicados en distintos niveles. De esta manera no puede ser ubicado en una región particular. (Tomado de Myslobodsky y Mirsky, 1988).

Cambios Asociados con los Niveles de Alertamiento

Un cambio en el nivel de alertamiento puede ser evaluado tanto a nivel fisiológico (autonómico, electroencefalográfico, etc.) como conductual.

a) Variaciones en la Ejecución Conductual

Conductualmente, el aumento en el nivel de alertamiento se manifiesta por una capacidad de respuesta más rápida y un procesamiento de información más eficiente. Así, en una tarea de detección de estímulos, el incremento en el nivel de alertamiento se acompaña de una disminución en el tiempo de reacción y un incremento en el porcentaje de respuestas correctas (Van Zomeren y Brouwer, 1994).

Uno de los esfuerzos dirigidos a valorar el papel del alertamiento en la ejecución de tareas de atención son los experimentos realizados por Fuster (1958) en el laboratorio del Dr. Lindsley (véase también Lindsley, 1958). Ellos entrenaron a monos en tareas de discriminación de estímulos. Éstos se presentaban brevemente mediante un taquistoscopio y se entrenaba al mono para que alcanzara a través de una puerta el objeto correcto (en todos los casos uno de los objetos era el correcto y uno el incorrecto) para obtener una gratificación. Se registraban tanto el número de respuestas correctas como su latencia, en función del tiempo que duraba la iluminación taquistoscópica. Este procedimiento se realizó en dos condiciones, bajo estimulación de la formación reticular y en ausencia de ésta. Como puede observarse en la figura 5, si el SRAA es estimulado durante el proceso de discriminación, el animal realiza un porcentaje significativamente más alto de respuestas correctas y, además, presenta un tiempo de reacción más corto.

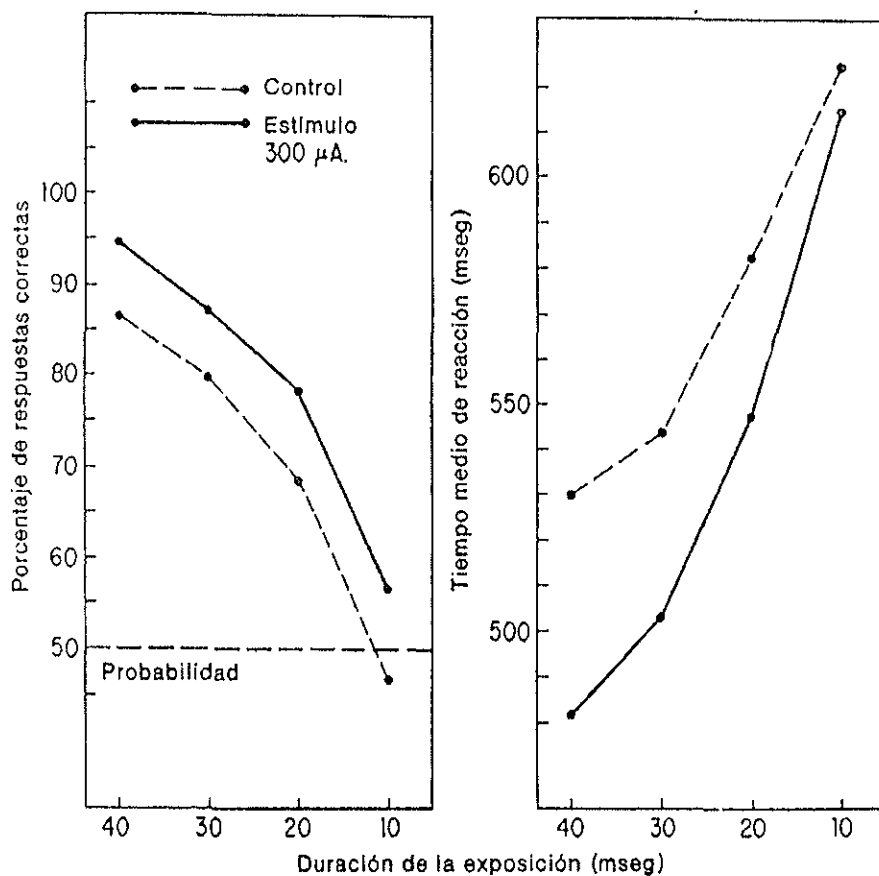


Figura 5. Ejecución efectuada por un mono, en una tarea de discriminación de objetos (porcentaje de respuestas correctas y tiempo de reacción) durante la estimulación eléctrica de la formación reticular (línea continua) y en ausencia de estimulación (línea punteada) (Fuster, 1958).

Estudios recientes han confirmado los hallazgos de Fuster (1958), los cuales han mostrando cambios en el nivel de ejecución contingentes a cambios en el nivel de alertamiento (Davison et al, 1994). Estos estudios están descritos en el cuarto capítulo de esta tesis, el cual está dedicado a la interacción entre el nivel de alertamiento y la atención selectiva.

b) Variaciones en la Respuesta Fisiológica

En los estudios sobre la atención y el alertamiento se realizan abordajes muy diversos que utilizan técnicas muy variadas, desde las valoraciones del flujo sanguíneo encefálico en los estados de alerta (Kinomura et al, 1996), hasta las tasas de disparo de

células individuales durante respuestas selectivas a determinados estímulos (Aston-Jones et al, 1994). Todas estas técnicas han aportado información valiosa respecto a las zonas implicadas en los procesos de atención, lo cual se observa por medio de las modificaciones que suceden en el grado de activación de dichas zonas durante determinado proceso de atención.

Los cambios en el nivel de alertamiento también han sido asociados a cambios en la respuesta autonómica, como la frecuencia cardíaca (Posner y Raichle, 1997) y la vasoconstricción periférica (Iani et al, 2004).

Posner y Raichle (1997), describen los cambios fisiológicos que acompañan a las variaciones en el alertamiento de la siguiente forma: “Supongamos que presentamos una lista de palabras a varios sujetos, presentando una a la vez, y les pedimos que identifiquen aquellas que representen, por decir, animales. Para realizar bien la tarea los sujetos deberán de mantener el estado de alerta. Durante este estado hay algunos cambios físicos. La frecuencia cardíaca disminuye, la amplitud y frecuencia de la actividad eléctrica registrada desde el cuero cabelludo disminuye. Mediante el escaneo con PET se muestra que el flujo sanguíneo aumenta en los lóbulos frontal y parietal derechos. Estas áreas deben formar parte de una red para mantener el estado de alerta. El lóbulo frontal derecho es una de las fuentes del alertamiento, ya que pacientes con lesiones en dicho lóbulo se desempeñan pobremente en tareas que requieren vigilancia, y su frecuencia cardíaca no disminuye, como ocurre cuando el alertamiento es requerido”.

Por otra parte, en un estudio realizado por Iani et al (2004), se comparó la presión arterial periférica de sujetos sometidos a distintos niveles de esfuerzo mental. Ellos midieron la presión arterial durante la ejecución de una tarea de memoria (una versión modificada de Sternberg) y durante el estado de reposo. Manipularon la

dificultad de la tarea y el nivel de compromiso del sujeto en la tarea. En sus resultados encontraron diferencias significativas entre los periodos de tarea y reposo, así como entre los distintos niveles de dificultad de la tarea y de mayor compromiso del sujeto en la tarea, siendo los niveles de mayor esfuerzo mental los que presentaron mayor vasoconstricción periférica. Con base en estos resultados, ellos concluyen que mientras mayor es el esfuerzo mental, mayor vasoconstricción periférica presentan los sujetos.

Resulta interesante señalar, que la vasoconstricción periférica es un índice de la activación simpática, y que el sistema nervioso simpático produce los cambios en los niveles de vasoconstricción periférica como consecuencia de la activación de los centros vasomotores localizados en la formación reticular del tallo cerebral (Iani et al, 2004) y, como ya se comentó en el primer capítulo de esta tesis, la formación reticular es también la principal estructura cerebral encargada de regular el nivel de alertamiento (Van Zomeren y Brouwer, 1994).

c) Variaciones en la Actividad Eléctrica Cerebral

Un correlato electroencefalográfico de un cambio fásico en el nivel de alertamiento puede ser medido a través del potencial relacionado a eventos (PRE) denominado “variación contingente negativa” o CNV (del inglés *contingent negative variation*) (Gumá y González, 2001), la cual es un potencial eléctrico cerebral que se presenta durante tareas de detección de estímulos. En el paradigma clásico se presenta un estímulo de aviso, que advierte al sujeto sobre la proximidad de un estímulo prueba que demanda una respuesta por parte del sujeto, generalmente presionar un botón. Este potencial es una onda lenta de polaridad negativa y de larga duración, que aparece después del estímulo que avisa o advierte la llegada del estímulo prueba.

La CNV puede ser medida desde la superficie del cráneo y fue descrita por W.G. Walter en 1964 como una medida de la expectativa psicológica, observable fundamentalmente algunos segundos previos a la respuesta del sujeto.

A la luz de los conceptos de la teoría de la información se ha intentado explicar el significado funcional de la CNV en términos de selección de programas motores, o de preparación y disposición para el procesamiento de información, es decir, con la actividad preparatoria o anticipatoria a una respuesta. Esta actividad anticipatoria está asociada a un incremento del nivel de alertamiento producido por la presentación de la pista. Este incremento en el nivel de alertamiento tiene un efecto facilitatorio en el procesamiento, permitiendo así una disminución en el tiempo de reacción y un aumento en la tasa de aciertos, durante tareas de detección de estímulos con pistas versus sin pistas.

Por otra parte, el alertamiento tónico puede ser determinado a través de la potencia en las bandas o ritmos electroencefalográficos que predominan en ese momento (Niedermeyer, 1999).

Matousek y Petersen (1983) han propuesto métodos objetivos para el análisis automático del EEG, los cuales permiten relacionar cambios en la potencia de una banda con diferentes estados funcionales del cerebro, en particular, con el nivel de alertamiento o con fluctuaciones en el estado de vigilia. De hecho, en la actualidad se conocen los principales patrones electroencefalográficos característicos de distintos estados de nivel de alertamiento como: la vigilia, el sueño, la anestesia y el coma, los cuales serán descritos en detalle más adelante.

A partir de los datos anteriores es evidente la importancia de las técnicas electrofisiológicas (el electroencefalograma EEG y los potenciales relacionados a eventos PRE) en el estudio experimental de la atención. La importancia de dichas

técnicas se debe a su excelente resolución temporal, y también a que son técnicas no invasivas, que nos permiten evaluar el funcionamiento de personas sanas mientras realizan procesos cognitivos que pueden ocurrir en rangos de milisegundos, como de hecho sucede en los procesos neuronales asociados con la atención.

1) El electroencefalograma (EEG)

La actividad cerebral se manifiesta a través de oscilaciones eléctricas, que se registran con electrodos colocados en la superficie de la cabeza, frecuentemente referidas como “ondas cerebrales” (Shaw, 2003).

La actividad eléctrica en el cerebro es el producto del funcionamiento de redes neurales que, al activarse, generan potenciales cerebrales que viajan por el tejido corporal. Estos potenciales cerebrales surgen del movimiento de iones cruzando las membranas celulares (Harmony, 1984).

El patrón electroencefalográfico puede variar por diversos factores, entre los que se encuentran: el estado de conciencia, el estado de salud y la edad del individuo que está siendo registrado (Shaw, 2003).

Cabe mencionar que lo que observamos en el pericraneos no es exactamente lo que ocurre en el cerebro. En primer lugar mucha de la actividad eléctrica que observamos en el cuero cabelludo puede deberse a otras fuentes distintas a la actividad cerebral, como actividad muscular o movimientos oculares (Picton y Hink, 1973).

Además, la actividad cerebral no siempre es susceptible de registrarse desde el cuero cabelludo debido a factores temporales (en la activación de los grupos neuronales) y espaciales (en la ubicación, orientación y proyección de los circuitos neurales). Por ejemplo, comparaciones de registros pericraneales y subdurales han demostrado que sólo los componentes ampliamente sincronizados de la actividad cortical son

observables en el pericraneio. Pequeñas diferencias temporales entre la ocurrencia de ondas similares en zonas vecinas reducirán la amplitud del EEG. La diferencia temporal en la ocurrencia de ondas tendrá un efecto mayor de cancelación en la actividad de frecuencias altas que en bajas frecuencias (Harmony, 1984).

En esencia, el EEG es una expresión estadística, momento a momento, de la conducta de diferentes grupos de neuronas, que a su vez, es críticamente dependiente de su conectividad funcional (Harmony, 1984).

De acuerdo con Kellaway (1973), la actividad electroencefalográfica puede ser caracterizada en términos de: (1) frecuencia; (2) voltaje; (3) locus del fenómeno observado; (4) forma de la onda; (5) coherencia interhemisférica (por ejemplo, simetría del voltaje, frecuencia, y forma de la onda en lugares homólogos); (6) carácter de la ocurrencia de la onda (aleatorio, serial, continuo); (7) regulación de voltaje y frecuencia; y (8) reactividad o cambios en el parámetro electroencefalográfico con cambios en el estado (citado en Harmony, 1984).

A lo largo de la historia se han podido identificar varios ritmos electroencefalográficos, con rangos de frecuencias y distribución espacial específica, los cuales se encuentran en un rango de 0 a 100 Hz, o “en un sentido más estricto entre 0.3 Hz y 70 Hz.” (Niedermeyer, 1999). Este amplio rango de frecuencias se puede dividir básicamente en 5 ritmos principales: a) Ritmo Delta, que incluye frecuencias por abajo de los 4 Hz; b) Ritmo Theta, con frecuencias de más de 4 y menos de 8 Hz; c) Ritmo Alfa, para frecuencias entre 8 y 13 Hz; d) Ritmo Beta, más de 13 y hasta alrededor de los 35 Hz; y e) Ritmo Gamma, de 36 a 100 Hz (IFSECN, 1983).

Esta clasificación del EEG en rangos de frecuencias (ritmos) se basa en estudios que, mediante procedimientos estadísticos, han encontrado que dichos grupos de frecuencias se comportan como una unidad, y se han asociado a funciones cognitivas y

estados conductuales específicos, sin embargo, aún existe controversia al respecto (Petsche y Etlinger, 1998).

Cabe mencionar que esta clasificación no es la única, ni que estos sean todos los ritmos estudiados, pues a través del tiempo las clasificaciones han variado. Actualmente se conoce un número mayor de ritmos. Por ejemplo, algunos autores han dividido los ritmos ya mencionados en rangos más pequeños, además, otros ritmos propuestos presentan frecuencias dentro de los rangos ya mencionados, pero presentan una distribución espacial diferente o se encuentran asociados a distintas conductas o estados.

Así, se puede encontrar en la literatura dos tipos de ritmo Alfa (Alfa 1, Alfa 2), o una división del ritmo Beta (Beta 1 y Beta 2). Es decir que el campo de estudio y clasificación de los ritmos electroencefalográficos sigue en desarrollo y cada día los investigadores tratan de encontrar clasificaciones más precisas que nos permitan entender mejor el funcionamiento del cerebro humano.

A continuación presentamos una revisión de los diversos factores asociados a los principales ritmos electroencefalográficos.

Ritmo Alfa.- La Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica propuso la siguiente definición para el ritmo Alfa: *Ritmo de 8 a 13 Hz que ocurre durante la vigilia en las regiones posteriores de la cabeza, generalmente con un voltaje mayor en áreas occipitales. Su amplitud es variable pero predominantemente por debajo de los 50 μ v en adultos. Se observa más claramente con los ojos cerrados o en estados de relajación física y relativa inactividad mental. Bloqueado o atenuado por procesos de atención, especialmente por vía visual, y esfuerzo mental. (IFSECN, 1974) (citado por Reilly, 1999).*

Este ritmo no existe en sujetos menores tres años y en las personas ancianas tiende a declinar. A partir de la edad de los diez años es cuando esta frecuencia alcanza su valor característico que son los 10 Hz y esta media se mantiene durante la vida adulta antes de la senectud, es decir que “la frecuencia más común en los adultos es alrededor de los 10 Hz” (Harmony, 1984).

Respecto a su origen, los estudios de análisis de frecuencia muestran que el ritmo alfa surge principalmente de estructuras corticales (Shaw, 2003). Sin embargo, hay evidencias de registro de actividad eléctrica en la frecuencia de alfa en estructuras subcorticales como el tálamo (Gücer, et al, 1978). De acuerdo con este autor, el ritmo alfa puede ser registrado en el pulvinar medial, pero no en los otros núcleos talámicos.

A pesar de que las ondas alfa pueden ser producidas por casi cualquier persona en una posición relajada con los ojos cerrados, algunos investigadores han reportado la existencia de un pequeño porcentaje de personas que no presentan, o presentan una baja proporción de ondas alfa, lo cual se explica por medio de las diferencias individuales en áreas como inteligencia, tipo de personalidad y género, entre otras (Andreassi, 2000), aunque en la actualidad sus causas siguen siendo un tema polémico. También se sabe que el ritmo alfa es escaso en pacientes con ansiedad (Martínez y Rojas, 1998).

Como ya se ha dicho, el ritmo alfa es el correlato electrofisiológico clásico del estado de relajación en vigilia. Reilly (1999) señala, que un incremento en el estado de alertamiento se asocia con una atenuación o supresión del ritmo alfa, el cual es suplantado por una actividad rápida desincronizada de bajo voltaje.

Por otra parte, se ha reportado que durante el estado de somnolencia se presenta una desaparición intermitente del ritmo alfa, hasta alcanzar una completa desaparición cuando se entra a las primeras fases del sueño, en donde se sustituye por ondas lentas de mayor voltaje (Corsi, 1983).

El tipo de actividad alfa hasta aquí descrito es el que se denomina en la literatura reciente como ritmo alfa tradicional (Shaw, 2003). Sin embargo, otros hallazgos han mostrado la existencia de distintos tipos de ritmos en la banda de alfa que muestran diferentes significados y características funcionales variadas, dependiendo esto en gran medida del lugar o derivación donde está siendo registrado.

Además, el conocimiento convencional de que el ritmo alfa occipital está asociado con atención visual reducida es motivo de controversia porque, en ocasiones, la incidencia de ondas alfa incrementa ante la presentación de estímulos visuales (Mulholland, 1969), o incrementos en la concentración en condiciones de imaginación visual (Petsche y Etlinger, 1998). Incluso se ha reportado un incremento de actividad alfa durante tareas de atención (Reilly, 1999).

Shaw (2003) señala que, en ocasiones, ante tareas que implican cálculos aritméticos, los sujetos no presentaban cambios en alfa e incluso en un tercio de los individuos examinados se presentó un incremento de la amplitud de alfa.

Más aún, hay evidencia de que el incremento en alfa ocurre antes de la ejecución de actividades como tiro al blanco, arquería y golf (Klimesh, 1997; Shaw, 2003). También hay evidencia de que este ritmo alfa puede extenderse hasta áreas frontales superiores (F3, F4) (Reilly, 1999).

Klimesh (1997) mostró que dividiendo la banda de alfa en dos, una banda inferior de 8 a 10 Hz y otra superior de 11 a 13 Hz, podía proveer información adicional con respecto al funcionamiento mental. Trabajos posteriores siguen utilizando esta división refiriéndose al primero (8-10 Hz) como alfa-1 y al segundo (11-13 Hz) como alfa-2 (Jausovec y Jausovec, 2000; Petsche y Etlinger, 1998; Basar et al, 1997; Aftanas y Golocheikine, 2001; Klimesh, 1999; Cajochen et al, 1995; Torsvall y Akerstedt, 1987).

Petsche y Etlinger (1998) señalan que cada uno de estos ritmos expresa una coherencia Interhemisférica diferente en las condiciones de ojos abiertos y ojos cerrados respectivamente y que se encuentran asociados a diferentes estados conductuales.

Respecto a su significado funcional, al ritmo alfa-1 se le asocian a procesos de atención, de expectancia, con niveles de alertamiento / vigilancia (Jausovec y Jausovec, 2000; Basar et al, 1997; Aftanas y Golocheikine, 2001, Klimesh, 1999; Cajochen et al, 1995; Torsvall y Akerstedt, 1987) y con el nivel de ejecución (Cicek y Nalcaci, 2001). Generalmente los procesos anteriores mejoran conforme la potencia de alfa-1 disminuye, principalmente en zonas posteriores de la cabeza, pero también se observan en zonas centrales y frontales.

Mientras que al ritmo alfa-2 se le asocia al procesamiento cognitivo (Aftanas y Golocheikine, 2001), en especial a procesos de memoria (Jausovec y Jausovec, 2000), en particular a funciones relacionadas con la memoria semántica (Klimesh, 1997). Durante la ejecución de tareas que implican a estos procesos se observa un incremento en la cantidad de ondas alfa-2, en comparación con el reposo, y estas diferencias son principalmente observables en la parte frontal de la cabeza.

Ritmo Beta.- Toda actividad electroencefalografica entre los 13 y 35 Hz podría ser nombrada como ritmo beta (Niedermeyer, 1999). Es frecuente observarlo en adultos normales despiertos (Harmony, 1984).

Este ritmo es de bajo voltaje. La amplitud de la actividad beta normalmente está entre los 8 y los 24 μv y rara vez sobrepasa los 30 μv .

Se presenta en las regiones pre y postrolándicas y en algunos casos, debido a las diferencias de grosor de los hemicráneos, puede ser asimétrico (Martínez. y Rojas, 1998).

Las ondas beta son comunes cuando una persona está involucrada en actividad mental o física (Andreassi, 2000).

La proporción de este ritmo varía de acuerdo con la edad. Matousek y Petersen (1973) reportaron que los niños de un año de edad muestran relativamente una alta proporción de actividad beta (12%) en regiones centrales, decreciendo abruptamente a la edad de 3 o 4 años (1.1%) e incrementando de nuevo progresivamente con la edad, para alcanzar el 25% a los 21 años (citados en Harmony, 1984). En estudios longitudinales se ha notado que la actividad beta disminuye con el paso de los años y está especialmente ausente en pacientes con deterioro mental.

De acuerdo a su frecuencia, este ritmo suele dividirse en Beta-1 de 13 a 17.5 o 18 Hz y Beta-2 de 18 o 18.5 a 25 o 31.5 Hz. Los cuales pueden asociarse de manera independiente a estados conductuales diferentes (Petsche y Etlinger, 1998).

Ritmo Delta.-Todas las frecuencias por debajo de 4 Hz son ritmo delta. Su amplitud generalmente es mayor de 75 μ V (Martínez y Rojas, 1998).

Este ritmo es predominante en niños menores de dos años y se puede observar en todas las derivaciones, después de esta edad tiende a disminuir, de hecho la presencia de una proporción alta de ritmo delta en el adulto despierto es considerada anormal. Es normal en lactantes, niños y adolescentes (Harmony, 1984).

De cualquier manera, utilizando el análisis de frecuencia, se ha demostrado en adultos saludables despiertos la presencia de ondas dentro de la banda delta, especialmente en derivaciones fronto-temporales (Matousek y Petersen, 1973, citados en Harmony, 1984). La proporción de ondas lentas tiende a aumentar en personas seniles alrededor de los 75 años.

Como actividad normal, en el sujeto adulto se le encuentra en la segunda y tercera etapas del sueño. En algunas ocasiones pueden registrarse ondas delta aisladas en pacientes jóvenes durante la hiperventilación (Martínez y Rojas, 1998). También se ha observado un incremento de actividad delta (registrado principalmente en áreas frontales) durante la ejecución de tareas mentales (Fernández y González, 2001).

Ritmo Theta.- Son aquellas ondas que caen en el rango de frecuencia entre 4 y 8 Hz. Igual que las ondas delta, son más frecuentes en niños y van disminuyendo con la edad. Esta disminución se mantiene hasta llegar a la edad adulta. Algunos electroencefalografistas consideran anormal la presencia de este tipo de ondas en los adultos despiertos. Sin embargo, hay algunos estudios que demuestran la presencia de ritmo theta en adultos saludables (Gallais, et al, 1957; Picard, Navarone, Labourer, Grousset y Jest, 1957; Volavka, Matousek y Roubiec, 1966, citados en Harmony, 1984).

Las ondas theta parecen estar relacionadas con la infancia y la niñez, así como en estados de somnolencia y sueño (Niedermeyer, 1999).

Se pueden encontrar ondas theta en el adulto sano despierto en forma diseminada y con actividad alfa sobrepuesta, sin abarcar más del 10% (Martínez y Rojas, 1998).

También se sabe que en las ratas se presentan ondas theta durante el sueño paradójico, así como en los estados de intensa alerta y que este tipo de ondas se generan en el hipocampo (Corsi, 1983).

Por otra parte, algunos estudios han reportado también cambios en la potencia en la banda de theta durante la ejecución de tareas mentales, lo que sugiere una relación entre el ritmo theta y los procesos cognitivos (Andreassi, 2000; Niedermeyer, 1999). Ha sido relacionado en particular con procesos de memoria (Petsche y Etlinger, 1998).

Ritmo Gamma.- Aunque hay autores que consideran la actividad gamma como un tipo de actividad beta, sin embargo, toda actividad arriba de los 35 Hz puede ser considerada como ritmo gamma (Basar et al, 2001).

Es común observar un nivel moderado de actividad gamma en adultos normales durante la vigilia activa (Rosenzweig y Leiman, 1995), aunque es más frecuente en registros de sujetos con alto nivel de estrés o en pacientes con trastornos de ansiedad (Niedermeyer, 1999). Durante el sueño o la anestesia la actividad gamma es casi inexistente (Scott, 1976).

Se ha informado que esta actividad, con frecuencias entre los 35 y 45 Hz, se presenta en humanos durante la ejecución de tareas motoras que implican el registro de los tiempos de reacción. También se ha observado este tipo de actividad en la corteza visual, en respuesta al movimiento de barras (Fernández y González, 2001).

Sakowitz et al (2001) consideran a la actividad gamma como un correlato del procesamiento temprano de estímulos, específicamente con un proceso que ellos denominan "asociación intersensorial", el cual se presenta en uno de los pasos entre la transmisión sensorial y la percepción.

Así, la actividad gamma ha sido considerada como un indicador del procesamiento temprano de la información que conlleva el estímulo; de la atención selectiva, de la dirección de la atención, la motivación y el nivel de alertamiento en general (Niedermeyer, 1999).

Hasta aquí hemos intentado dar una breve descripción de los distintos ritmos que componen la señal electroencefalográfica, así como presentar algunos de los hallazgos sobre su significado funcional. Sin embargo, es importante mencionar que los estudios

que sustentan dichos hallazgos han sido posibles gracias al desarrollo de las técnicas de análisis de la señal electroencefalográfica, especialmente gracias al análisis de Fourier.

Las ondas eléctricas que registramos desde la superficie del cráneo, son el producto de la activación de varios generadores cerebrales, cada uno de los cuales puede producir ondas de distintas frecuencias (Hz). Esto quiere decir que las ondas que registra el polígrafo son en realidad, una combinación o suma de varias ondas de distintas frecuencias (Hz) y magnitudes (V). Para poder apreciar la magnitud de cada una de las distintas frecuencias que componen la señal es necesario aplicar un análisis matemático, el cual emplea un algoritmo conocido como la transformada rápida de Fourier, o el análisis de Fourier. Así, la actividad eléctrica cerebral se puede descomponer en la suma de formas de ondas sinusoidales (Harmony, 1984) (esquemático en la Figura 6).

Generadores

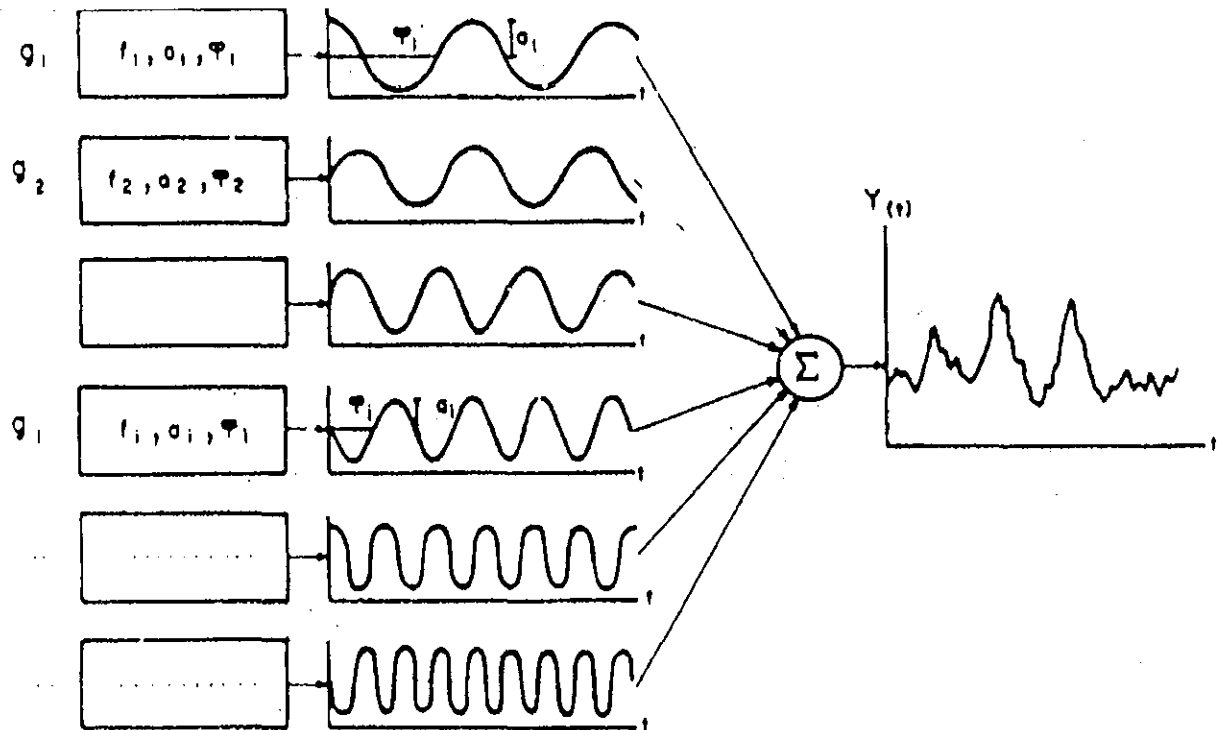


Figura 6. Representación de la composición de una señal eléctrica por varias ondas de distintas frecuencias producidas por diferentes generadores (tomado de Harmony, 1984).

Si siguiendo esta lógica, el análisis de Fourier es un procedimiento utilizado para descomponer la señal electroencefalográfica en cada una de las distintas bandas o ritmos de frecuencia que la conforman. Dicho procedimiento nos permite saber cuál es la potencia y la proporción de cada ritmo o rango de frecuencia que conforman la señal que captamos en cada derivación. Esto a su vez nos permite inferir aspectos del estado mental o conductual de la persona que estamos registrando, por ejemplo, si se encuentra dormida (y en qué etapa del sueño se encuentra) o si está en vigilia (los niveles de alertamiento), etcétera.

Es decir que el análisis de Fourier es una herramienta que nos permite un estudio detallado y fino de la actividad electroencefalográfica y que facilita su estudio en relación con distintos estados conductuales.

2) EEG y estados conductuales

El EEG ha resultado ser una herramienta útil en el estudio de varios estados conductuales, como los cambios en el nivel de alertamiento entre el sueño y la vigilia, y en estados patológicos como el coma. En la actualidad se han podido determinar ciertos patrones electroencefalográficos específicos correspondientes a cada uno de estos estados conductuales.

Patrones electroencefalográficos durante el coma

El EEG es una parte esencial de la evaluación neurológica del paciente comatoso. Numerosos patrones electroencefalográficos han sido observados en pacientes con lesiones en el Sistema Nervioso Central, los cuales son extremadamente importantes como ayuda para el diagnóstico y pronóstico en el contexto de las anomalías neurológicas (Niedermeyer, 1999).

A pesar de las múltiples causas que originan un estado de coma, en el electroencefalograma generalmente se presenta lentificación difusa, independientemente del origen de la depresión del nivel de alerta (Martínez y Rojas, 1998), así como una disolución gradual del ritmo alfa y es frecuente observar la aparición intermitente de ritmo Theta, sobretodo en las fases tempranas del coma, mimetizando la somnolencia normal (Niedermeyer, 1999).

En forma excepcional se pueden encontrar patrones electroencefalográficos aparentemente normales en estos pacientes, incluso con la presencia de ritmo alfa, en

cuyo caso reciben el nombre de “coma alfa”. Sin embargo, ésta es una situación claramente anormal (Martínez y Rojas, 1998).

El coma alfa es una situación infrecuente en la que el EEG muestra un gran predominio de actividad alfa que no responde a ninguna forma de estímulos. Este tipo de actividad se presenta ocasionalmente en pacientes con trastornos del tronco cerebral, como consecuencia de traumatismo cerebral, principalmente en pacientes en coma profundo por lesiones pontinas (Scott, 1976).

Por otra parte, cuando se estimula al enfermo comatoso, puede presentar largos trenes de actividad delta rítmica de alto voltaje en ambos hemisferios. Esto se denomina “respuesta delta paradójica” ya que en personas sanas, durante el estado de sueño, se presenta un trazado totalmente diferente (Scott, 1976). La estimulación produce una respuesta delta transitoria, o un complejo K o una reducción marcada de potenciales.

A veces se observan trazados con actividad beta o ritmos de sueño en enfermos profundamente comatosos. En la mayoría de estos casos el pronóstico es malo (Scott, 1976).

Patrones electroencefalográficos durante la anestesia

Desde los primeros días de la técnica electroencefalográfica ha habido una estrecha relación entre ésta y la anestesia. De hecho Berger, el descubridor del EEG en humanos, informaba en 1933, tres años después de su descripción original del EEG en el hombre, que el cloroformo modificaba el trazado. Los investigadores de este primer periodo, incluyendo Gibb y colaboradores, descubrieron alteraciones durante la anestesia e indicaron que era posible relacionar los efectos bioquímicos de ésta con los potenciales cerebrales registrados (Scott, 1976).

Se afirma que cuando una persona está en estado de sueño o anestesia profunda, la actividad delta domina el trazado (Scott, 1976), sin embargo, es difícil asociar estos cambios con los mecanismos neurofisiológicos implicados en la anestesia, en virtud de la variedad de acciones farmacológicas de los diferentes anestésicos. Por ejemplo, mientras que en algunos anestésicos el grado de depresión conductual que se observa se asocia con el aumento de ondas lentas en la señal electroencefalográfica, en contraste, otros anestésicos producen supresión de la respuestas conductuales acompañadas de patrones de activación del EEG o más aún, con patrones epileptiformes (Niedermeyer, 1999).

Sin embargo Scott (1976), desde un punto de vista práctico, hace una descripción general de los cambios electrofisiológicos asociados al estado anestésico, considerando a todos los agentes anestésicos en conjunto. Este autor afirma que: “en cuanto comienza la inducción de la anestesia, desaparecen las diferencias individuales en el EEG y también la diferenciación regional. Así, mientras que en el adulto despierto, la actividad alfa se presenta en la parte posterior de la cabeza, en un nivel moderado de anestesia, la actividad delta se presenta de manera difusa y en la misma proporción en regiones anteriores y posteriores. Los cambios provocados por la anestesia son un aumento inicial de la amplitud de la actividad bioeléctrica con disminución de la frecuencia. Posteriormente, la actividad se hace discontinua con salvas generalizadas de potenciales cerebrales seguidos por periodos de EEG que duran uno o varios segundos, en los que prácticamente no se observa actividad alguna, ‘salvas de supresión’. Por último, en las fases más profundas de anestesia no hay ninguna actividad, mostrándose un EEG isoeléctrico”.

El mantenimiento de la conciencia depende de la interacción entre la corteza cerebral y la formación reticular. Por ello, parece que los agentes anestésicos actúan de

distinto modo en ambas zonas. Esto puede explicar las diferencias entre el trazado EEG y la aparente profundidad clínica de la anestesia ante diferentes tipos de agentes (Scott, 1976).

Patrones electroencefalográficos durante el sueño

Los investigadores del sueño se convencen cada vez más de que todos los mamíferos viven en tres estados completamente diferentes: vigilia, sueño y sueño profundo (Thompson, 1977).

El sueño forma parte de los ritmos biológicos (Fernández-Guardiola, 1998) y puede ser definido como un periodo de inactividad física con umbrales aumentados a la activación producida por estímulos externos (Rosenzweig y Leiman, 1995).

Durante el estado de vigilia, la presencia de ondas lentas en el EEG generalmente se considera como un hallazgo anormal (en sujetos adultos), por lo contrario, la presencia de ondas lentas durante el sueño representa una situación normal (Martínez y Rojas 1998).

A pesar de que frecuentemente se habla del sueño como si fuera un estado estable, más bien es un proceso en que los patrones van cambiando conforme el sueño transcurre (Corsi, 1983).

El descubrimiento del electroencefalograma fue crucial para la investigación del sueño, permitiendo detectar cambios en el nivel de vigilancia, sin tener que recurrir al informe verbal del propio sujeto. Loomis y colaboradores fueron los primeros en hacer una clasificación sistemática de la actividad eléctrica del cerebro humano durante el sueño, considerándolo como el cambio más notorio entre todas las variaciones normales del EEG (Corsi, 1983).

Posteriormente, la investigación del sueño cobró impulso al principio de los años sesenta, cuando los investigadores hallaron que los potenciales cerebrales registrados con electrodos en el cuero cabelludo humano (EEG) proporcionaban una manera de definir y describir los niveles de activación y los estados del sueño. Esta medida de la actividad cerebral usualmente se complementa con registros de los movimientos oculares y de la tensión muscular.

La clasificación del sueño derivada de estas medidas incluye dos etapas principales, el sueño de ondas lentas y el **sueño de movimientos oculares rápidos**, o sueño **MOR** (en inglés, se emplean las siglas REM de “rapid eye movements”) (Rosenzweig y Leiman, 1995).

En humanos es posible subdividir el sueño de ondas lentas, de acuerdo a sus características electroencefalográficas, en cuatro fases distintas:

Fase I.- Se inicia con la desorganización progresiva y la disminución del voltaje del ritmo alfa de fondo, mientras que el ritmo beta continúa presente (Martínez y Rojas, 1998). Se caracteriza por una mezcla de frecuencias de voltaje muy bajo o aplanado con predominio de una actividad entre 2 y 7 ciclos por segundo (Corsi, 1983). Esta fase ocurre principalmente durante la transición entre la vigilia y el sueño, o después de movimientos corporales durante el sueño. Al final de esta fase pueden aparecer ondas agudas en el vertex.

Para poder clasificarla como fase I no debe haber husos de sueño ni complejos K, y el patrón de alfa mezclado con bajas frecuencias debe ser inferior al 50% del tiempo (Corsi, 1983).

Durante este periodo se produce un enlentecimiento del latido cardíaco y una reducción de la tensión muscular. La mayoría de los sujetos despertados durante este estadio no se habrían dado cuenta de haberse dormido, aunque puedan haber dejado de

responder a instrucciones o señales que demanden acción (Rosenzweig y Leiman, 1995).

Fase II.- Se caracteriza por la presencia de husos de sueño, ondas agudas del vertex y de complejos K, así como una pequeña proporción de ondas lentas (Martínez y Rojas, 1998). Los husos del sueño se caracterizan por una frecuencia de entre 12 y 14 ciclos por segundo, con amplitud creciente y con una duración mínima de 5 segundos. Por lo general, están formados por 6 o 7 ondas. Los complejos K consisten en ondas bien definidas con un componente negativo agudo seguido inmediatamente de uno positivo, con una duración mayor a 5 segundos; así mismo pueden estar o no integrados a un huso de sueño. Son de mayor amplitud en la zona del vertex y pueden ocurrir ante un estímulo externo o espontáneamente. Como estos fenómenos son transitorios, para poder clasificar un periodo como fase II no deben transcurrir más de tres minutos sin que aparezca ya sea un huso de sueño o un complejo K (Corsi, 1983).

En esta fase se presentan movimientos oculares lentos e incoordinados (Rosenzweig, y Leiman, 1995).

Fase III.- Se define por la aparición de husos de sueño, mezclados con ondas lentas (alrededor de 1 Hz), de amplitud bastante grande. Los complejos K aún se encuentran presentes en esta etapa de sueño y tienden a disminuir las ondas agudas occipitales (Martínez y Rojas, 1998).

Corsi (1983) propone que, para poder clasificar un periodo de sueño como fase III se requiere de por lo menos un 20%, pero no más de un 50% de actividad lenta de 2 Hz o menos, con una amplitud de alrededor de 75 μ V de pico a pico. Puede o no haber husos de sueño (Corsi, 1983). También se sabe que durante este periodo los músculos siguen estando relajados, y la frecuencia cardíaca y respiratoria disminuyen (Rosenzweig y Leiman, 1995).

Fase IV.- Se caracteriza por el aumento en la proporción de ondas lentas de 2 Hz o menos. La cantidad de ondas lentas debe ser mayor al 50% del tiempo, con o sin husos de sueño. Los complejos K se mezclan con ondas lentas y el resto de los elementos de sueño tienden a desaparecer (Martínez y Rojas, 1998).

Fase MOR.- Como ya se mencionó al inicio de este capítulo, durante el sueño normal, además de las fases que comprenden el sueño de ondas lentas, también se presenta una fase denominada sueño MOR, la cual se caracteriza por un registro electroencefalográfico formado por ondas de frecuencia mixta de bajo voltaje. Durante este periodo las ondas agudas del vértex no son prominentes. El EEG tiene un aspecto parecido al de la fase I del sueño lento, aunque la cantidad de alfa es mayor que en la fase I. Se presentan movimientos oculares y disminuye significativamente el tono muscular. El sujeto no responde con facilidad a los estímulos externos, por lo que se le ha denominado “sueño paradójico”.

La principal diferencia entre la fase MOR y la fase I son los movimientos oculares rápidos y la atonía muscular (Corsi, 1983).

En condiciones normales, el sueño está organizado por secuencias de las etapas previamente señaladas, las que se repiten entre 5 y 7 ciclos durante una noche. El primer ciclo (que es el más corto), pasa progresivamente de la fase I a la IV en el curso aproximadamente de una hora. El resto de los ciclos son menos regulares y generalmente no llegan al sueño profundo. El sueño de movimientos oculares rápidos normalmente se presenta al finalizar cada ciclo (Martínez y Rojas, 1998).

Patrones electroencefalográficos durante la vigilia

El patrón de actividad electroencefalográfica en la persona despierta aparece como una mezcla desincronizada de muchas frecuencias (principalmente dentro de las bandas de alfa y beta, y en menor medida de theta, delta, y gamma). Predominan las ondas de frecuencias relativamente rápidas (superiores a 10-20 Hz) y de baja amplitud, sin embargo, el registro electroencefalográfico durante la vigilia será diferente dependiendo de si el sujeto mantiene o no los ojos abiertos.

El registro característico del adulto despierto, en reposo y con los ojos cerrados, presenta un ritmo alfa bien organizado, más notorio en las regiones parieto-occipitales, con actividad beta en las regiones anteriores y escasa proporción de ondas theta que, en forma aislada, se localizan en las regiones temporales. Cuando el sujeto abre los ojos, desaparece el ritmo alfa por cierto tiempo, el cual puede reaparecer cuando los ojos se encuentran aún abiertos (Martínez y Rojas, 1998). Durante la apertura de los párpados se registra actividad alfa de menor amplitud.

El registro electroencefalográfico de una persona en condiciones normales durante la vigilia, puede presentar grandes variaciones en sus características morfológicas debido a otros factores como: el género, el nivel socioeconómico, la edad, el cociente intelectual, la fase del periodo menstrual, las variaciones circadianas, etc. (Fernández y González, 2001). En particular, son importantes los cambios en el nivel de alerta que se presenten durante el registro (Niedermeyer, 1999; Rosenzweig y Leiman, 1995).

Sin embargo, a pesar de que se conocen claramente las diferencias del trazo electroencefalográfico entre las diferentes etapas del sueño y la vigilia, no existe aún un consenso respecto a los cambios en el trazo del EEG que mejor expresan los cambios en el nivel de alertamiento durante la vigilia.

Tradicionalmente los cambios en el nivel de alertamiento se han asociado a cambios en la banda de alfa. Desde los inicios del EEG hasta la actualidad, un gran número de autores han asociado los cambios en el nivel de alertamiento durante la vigilia, a cambios en la potencia en la banda de alfa (registrando fundamentalmente en áreas posteriores del cráneo, donde las ondas alfa mantienen una relación inversa al estado de alerta) (Scott, 1976; Thompson, 1977; Corsi, 1983; Van Zomeren y Brouwer, 1994; Martínez y Rojas, 1998; Niedermeyer, 1999; Parasuraman, 2000; Andreassi, 2000; Shaw 2003).

Sin embargo, además de los cambios en la banda de alfa, también se han reportado cambios en la potencia en la banda de otros ritmos electroencefalográficos asociados con cambios en el nivel de alertamiento. Por ejemplo, el aumento en la potencia en la banda de Theta (registrado en regiones frontales y temporales) ha sido asociado con la disminución del nivel de alerta durante la vigilia (Rosenzweig y Leiman, 1995; Andreassi, 2000).

Por otra parte, ha sido reportado un incremento en la potencia de las bandas de Beta (en regiones precentrales y parietales) durante la vigilia activa, en comparación con la vigilia en reposo (donde predominan las ondas alfa occipitales y parietales) (Fernández y González, 2001; Rosenzweig y Leiman, 1995; Andreassi, 2000).

Más aún, se ha reportado un incremento en la potencia de la banda de Gamma (en regiones precentrales y frontales) en estados de alto nivel de alertamiento o excitación, así como en situaciones de elevado estrés, (Rosenzweig y Leiman, 1995; Fernández y González, 2001), y en pacientes en estados de ansiedad (Niedermeyer, 1999).

Es importante mencionar que la actividad mental es también un factor que puede modificar la actividad electroencefalográfica. Ya se ha dicho que si el sujeto se

encuentra en un estado de relajación, generalmente se presentará un ritmo alfa dominante de entre 9 y 12 Hz, particularmente prominente en las regiones posteriores del cuero cabelludo. Sin embargo, si se le pide al sujeto que realice alguna tarea mental, el ritmo alfa occipital tenderá a disminuir y las características del registro se modificarán dependiendo de la tarea que se esté realizando, es decir, de acuerdo al tipo de proceso cognitivo específico que demande la tarea.

3) EEG y procesos cognitivos

Desde sus inicios, el EEG ha demostrado ser una herramienta útil en el estudio de los procesos cognitivos. En los trabajos que estudian las relaciones entre los parámetros espectrales del EEG y la actividad cognitiva, generalmente se analizan las diferencias entre las condiciones de tarea y reposo, aunque en otros trabajos el énfasis está en las diferencias que existen entre los patrones electroencefalográficos asociados a distintas tareas (Fernández y González, 2001).

Patrones electroencefalográficos durante la ejecución de tareas mentales

En los estudios electroencefalográficos sobre la ejecución de tareas mentales se utilizan principalmente las medidas de coherencia y potencia. La coherencia electroencefalográfica mide las dinámicas relaciones funcionales entre diferentes áreas cerebrales (conexión o desconexión funcional entre las áreas registradas) durante el proceso cognitivo estudiado. Por su parte, la amplitud o potencia del EEG, provee una medida cuantitativa del estado funcional de fuentes locales, principalmente de fuentes localizadas a pocos centímetros de cada electrodo (Petsche y Etlinger, 1998).

La primera observación de los cambios en la actividad eléctrica cerebral, al pasar de una condición de reposo a una condición en que el sujeto realizaba una tarea mental,

fue realizada por Hans Berger (Shaw, 2004), una “desincronización” del EEG, que se asoció con la supresión de la actividad alfa y el incremento de la actividad beta (Berger, 1930).

Aún en la actualidad, muchos investigadores continúan estudiando el fenómeno de la respuesta de desincronización que se presenta generalmente asociada con un evento, como puede ser la presentación de un estímulo, la realización de una tarea mental, etc. (Van Dijk et al, 1992; Klimesh, 1996; Krause et al, 1996; Basar et al, 1997; Klimesh, 1999; Jausovec y Jausovec, 2000).

La respuesta de desincronización, se refiere a la desincronización o bloqueo de los ritmos del EEG (principalmente en la banda de alfa), debido al procesamiento sensorial o conducta motora. Esta desincronización puede ser de larga duración (tónica), o de corta duración (fásica). La última está relacionada con un evento interno o externo, y es conocida como la Desincronización Relacionada a Eventos (DRE). Así, la DRE se define como una atenuación fásica en la amplitud de ritmos electroencefalográficos (principalmente de alfa) que ocurre en relación a un evento, y está caracterizada por su localización topográfica, su comportamiento fásico y su frecuencia específica (Pfurtscheller, 1999).

La respuesta de desincronización relacionada a eventos (DRE) en ciertas regiones cerebrales se ha interpretado como la preparación de esas áreas para procesar información o para llevar a cabo una actividad motora; por el contrario, el aumento de la amplitud de la actividad alfa o bien la aparición de un alfa fásico en forma de husos, parece ser un signo de que las áreas donde se presenta ese fenómeno permanecen “ociosas” durante la ejecución de la tarea (Fernández y González, 2001). Aunque, como ya hemos comentado en capítulos anteriores, existen evidencias de que diferentes frecuencias de alfa así como las distintas distribuciones topográficas que adopta, pueden

estar reflejando diferentes funciones cerebrales (Klimesh, 1997; Shaw, 2003; Petsche y Etlinger, 1998).

Sin embargo, existe un acuerdo general de que la desincronización del EEG es un correlato confiable del incremento en la excitabilidad celular en los sistemas tálamo-corticales, durante el procesamiento de información (Steriade y Llinas, 1988).

El fenómeno opuesto a la DRE, es la Sincronización Relacionada a Eventos (SRE), el cual es un incremento fásico en la actividad rítmica. Con respecto al ritmo alfa, la interpretación general es que la DRE indica activación cortical, mientras que la SRE refleja inhibición (Klimesch, 1996).

En general, se describe el cambio en alfa como una característica común a todas las tareas mentales que involucran actividad cognitiva. Más aún, se ha observado en niños disléxicos que, durante la ejecución de tareas, se presenta una mayor cantidad de ritmo alfa comparada con la que se presenta en niños sanos; esto se ha interpretado como signo de inactividad cortical o de falla de las reacciones electrofisiológicas (Shaw, 2003).

Por otra parte, la disminución de alfa con respecto al reposo no sólo se ha observado durante la ejecución de tareas cognitivas, sino también durante la realización de tareas motoras, sensoriales y de concentración (Shaw, 2003).

A pesar de que se ha relacionado la supresión de alfa con la dificultad de la tarea, la emoción, la memoria y la atención, se ha propuesto que el ritmo alfa sólo se encuentra relacionado con el tipo de demanda impuesta a la atención para procesar el estímulo, es decir, el ritmo alfa sólo se modifica si la atención se enfoca en un estímulo externo o interno (Fernández y González, 2001).

Es importante mencionar que, aunque es cierto que una de las principales diferencias electroencefalográficas que se reportan al comparar un registro en reposo

con uno durante una actividad cognitiva, es la reducción del ritmo alfa durante la realización de la tarea, también es cierto que se han reportado cambios en otras bandas electroencefalográficas durante la ejecución de diversas tareas mentales (Andreassi, 2003; Fernández y González, 2001; Thompson, 1977; Shaw, 2003; Scott, 1976; Rosenzweig y Leiman, 1995; Posner y Raichle, 1997; Petsche y Etlinger, 1998; Niedermeyer, 1999; Martínez y Rojas, 1998), sin embargo, los resultados no siempre son consistentes e incluso en ocasiones resultan contradictorios.

Por ejemplo, la banda de beta se ha relacionado directamente con los procesos cognitivos. Algunos autores sugieren que el ritmo beta debe incrementarse en el hemisferio que se encuentra más involucrado en la tarea, sin embargo, también se ha informado una disminución de la actividad beta durante la realización de tareas. Otros estudios no señalan una sola tendencia, sino que refieren aumento en algunas regiones, en general anteriores, y disminución en las restantes. También se ha propuesto la existencia de incrementos y decrementos de la actividad beta en distintas regiones cerebrales para tareas específicas, por ejemplo, las tareas de cálculo mental parecen caracterizarse por un incremento de actividad beta en regiones frontales y un decremento en regiones posteriores (Andreassi, 2000).

Aunque se ha propuesto que los cambios en la banda de beta podrían ser específicos del estado funcional relacionado con la tarea, también se ha sugerido que los cambios en la amplitud de las bandas delta, theta e incluso gamma, podrían reflejar procesos cognitivos (Andreassi, 2000).

A pesar de que los cambios en la banda de delta no han sido tan explorados como en el resto de las bandas, el aumento de la actividad delta durante la ejecución de una tarea en relación con la condición de reposo constituye un resultado extraordinariamente consistente (Fernández y González, 2001).

Grey Walter en 1959 propuso una explicación del aumento de la actividad delta durante la ejecución de tareas mentales que requieren de “concentración interna”. Este autor consideró que “el incremento del porcentaje de delta podría servir como una función limitante que eliminara las influencias (endógenas o exógenas) que no fueran útiles para la realización de la tarea” (Walter, 1959). Este hecho está apoyado por resultados experimentales que muestran un incremento de actividad delta en regiones frontales en individuos que se encuentran en estado de meditación (Yoga). Además existen otros trabajos en los que se establecen comparaciones entre diferentes tareas que también apoyan la relación entre la concentración interna y la actividad delta (Fernández y González, 2001).

Otros trabajos han reportado cambios en la potencia en la banda de theta durante la ejecución de tareas mentales, lo que sugiere una relación entre el ritmo theta y los procesos cognitivos (Andreassi, 2000; Niedermeyer, 1999), en particular con procesos de memoria (Petsche y Etlinger, 1998; Klimesh, 1997; Jausovec y Jausovec, 2000).

También se ha reportado un aumento de theta asociado a un incremento en la dificultad de la tarea (generalmente en áreas frontales) o cuando aumenta la demanda de atención (Andreassi, 2000). Sin embargo, también se ha encontrado una disminución de la actividad en esta banda en regiones posteriores que no ha sido suficientemente discutida, por lo cual los mecanismos que subyacen al ritmo theta no resultan aún claros. Podría ocurrir que el incremento de theta en regiones frontales y el decremento en regiones posteriores, respondieran a aspectos fisiológicos y psicológicos diferentes.

Por su parte, la actividad gamma ha sido asociada a procesos cognitivos y preceptuales, por ejemplo, en humanos se ha reportado un incremento en la actividad electroencefalográfica con frecuencias entre los 35 y 45 Hz mientras realizan una tarea motora de tiempos de reacción (Fernández y González, 2001).

Además, estas oscilaciones rápidas alrededor de los 40 Hz se han observado en la corteza visual como respuesta al movimiento de barras (Niedermeyer, 1999).

Por su parte Sakowitz et al, (2001) reportan un incremento en la potencia en la banda de gamma en áreas centrales, parietales y occipitales durante la ejecución de tareas de detección de estímulos. Este incremento se presentó con mayor intensidad durante la ejecución de tareas bisensoriales (con estimulación visual y auditiva simultánea). En base a lo anterior estos autores han considerado a la actividad gamma como un indicador del procesamiento temprano de la información que conlleva el estímulo, o bien como una característica de la unión de rasgos necesaria para la percepción del objeto (Sakowitz et al, 2001).

Por otra parte, se ha formulado la hipótesis de que la actividad de 40 Hz es un índice del incremento en el nivel de alertamiento dirigido a la programación motora y que representa la periodicidad óptima para una transmisión sináptica máxima en los circuitos corticales (Niedermeyer, 1999).

A pesar de los hallazgos anteriores, la gran variedad de situaciones en las que se ha observado actividad gamma no permite dar conclusiones firmes sobre las relaciones existentes entre este ritmo y ciertos procesos cognitivos específicos, incluso hay informes en los que se descarta la posibilidad de que pueda observarse un pico en el espectro a 40 Hz (Fernández y González, 2001).

Evaluación Electrofisiológica de la Atención Selectiva

Los métodos que existen para el estudio de la atención selectiva pueden clasificarse en cuatro tipos: a) conductuales, b) neuroanatómicos y funcionales, c) bioquímicos y d) electrofisiológicos. No obstante, son las técnicas electrofisiológicas las que han aportado mayores datos para comprender los mecanismos fisiológicos relacionados con este proceso, debido a que permiten evaluar el funcionamiento cerebral con una alta resolución temporal, lo cual es muy importante en el estudio de los procesos neuronales asociados con la atención, que ocurren en el rango de los milisegundos.

Por su parte, las técnicas electrofisiológicas para el estudio de la atención selectiva pueden ser divididas en el registro de la actividad unitaria y el registro de los potenciales relacionados a eventos (PRE) (Parasuraman, 2000).

Sin embargo, el empleo del registro de la actividad unitaria se limita a estudios en animales o en pacientes humanos que son sometidos a cirugía cerebral para aliviar algún padecimiento, ya que es una técnica invasiva en la que se requiere introducir electrodos directamente al cerebro.

Por otra parte, la técnica de los PRE ha sido de gran utilidad para evaluar procesos cognitivos en humanos normales o en quienes presentan alguna alteración neurológica o psiquiátrica, debido a que permiten analizar, simultáneamente, el funcionamiento de distintas regiones cerebrales, con una definición temporal muy precisa sin que se produzcan daños en el sistema nervioso central.

Mediante el registro de estas respuestas cerebrales, es posible determinar el funcionamiento neuronal antes y después de la aplicación de un estímulo, o antes y después de la emisión de una respuesta.

Potenciales Relacionados a Eventos (PREs)

Cuando se le presenta a un sujeto un estímulo sensorial, se producen una serie de respuestas electrofisiológicas que se generan en las regiones cerebrales implicadas en el procesamiento de información. Estas respuestas se conocen como potenciales relacionados a eventos (PREs) y consisten en una serie de cambios de voltaje que están específicamente relacionados con la respuesta cerebral al estímulo (Rugg y Coles, 1995).

Sin embargo, no todos los PREs son generados a consecuencia de la presentación de un estímulo, sino que el evento que lo desencadena puede ser la generación de un movimiento, la anticipación o un cálculo aritmético.

El supuesto básico que subyace al registro de los PREs sostiene que, como resultado de un evento (que puede ser la aplicación de un estímulo, la generación de un movimiento o de un proceso cognitivo), grupos neuronales relacionados con el mismo sincronizan sus patrones de activación en una secuencia espacial y temporal específica, generando campos eléctricos que pueden detectarse desde la superficie de la cabeza.

El procedimiento para registrar los PREs es similar al utilizado para el registro electroencefalográfico, ya mencionado en el capítulo dedicado al EEG, sin embargo, para obtener los PREs es necesario presentar de manera repetida los estímulos, de modo que, al obtener el promedio, se elimine la actividad generada de manera espontánea y tengamos solamente los componentes del potencial asociados con el procesamiento del estímulo.

Los PREs están constituidos por una serie de ondas que se definen principalmente por su polaridad (negativa o positiva), su latencia (el tiempo en que se presenta), su distribución en el cráneo y su amplitud. Estas características varían de acuerdo a dos tipos de influencia: a) factores **exógenos**, es decir, las características físicas del estímulo, su intensidad, duración, frecuencia de presentación, etc. y b) factores **endógenos**, como el estado del sujeto, el nivel de alertamiento, motivación, significado del estímulo, etc.

De acuerdo al periodo o tiempo de su ocurrencia (latencia), los potenciales se pueden dividir en componentes de latencia temprana, latencia media y latencia tardía.

a. Componentes tempranos

Los potenciales de latencia corta o temprana están asociados con la activación de áreas sensoriales primarias y son principalmente influenciados por los factores exógenos. Un ejemplo característico de este tipo de potenciales son los denominados potenciales auditivos del tallo cerebral, constituidos por una serie de seis ondas que se presentan en los primeros diez milisegundos después de la aplicación de un estímulo auditivo y representan la activación de distintas regiones de la vía auditiva (Meneses, 2001). Estos potenciales están representados en la figura 7.

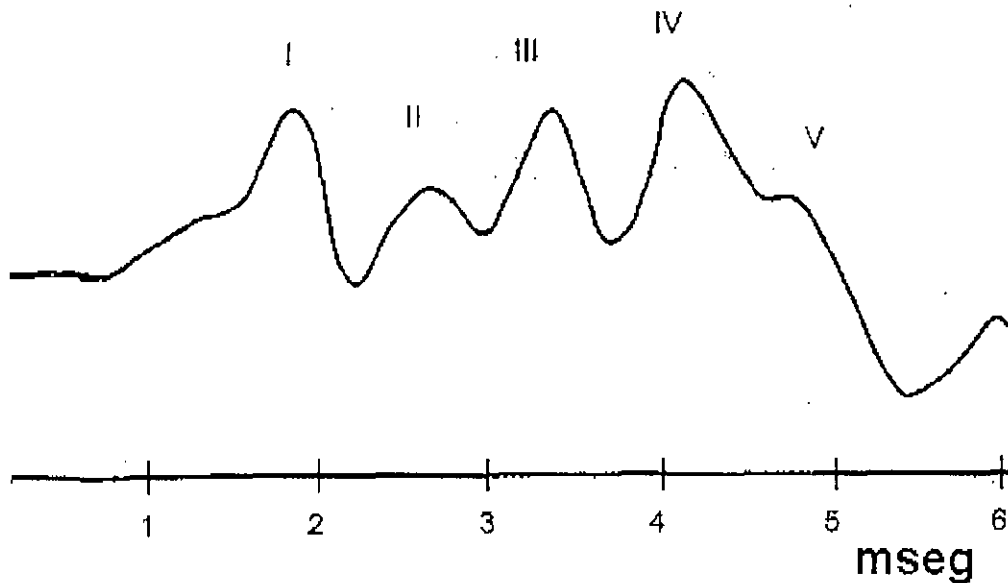


Figura 7. Potencial auditivo del tallo cerebral registrado en la región central. Se presentan cinco ondas positivas seguidas de una negativa durante los primeros 6 mseg posteriores a la presentación del estímulo (tomado de Meneses, 2001).

b. Componentes de latencia media

Los componentes de latencia media se presentan aproximadamente entre los 10 y los 50 mseg (Hughes, 1985) (representados en la figura 8). En la tabla 1 se muestran las principales características de estos potenciales.

Estos potenciales de latencia media son fácilmente oscurecidos por la actividad muscular proveniente de la musculatura del cuello. Están constituidos por tres ondas negativas (No, Na y Nb), que se presentan con latencias aproximadas de 9, 16 y 36 ms, respectivamente, así como también dos ondas positivas intercaladas (Po y Pa), con latencias de 12 y 25 ms, respectivamente. Se ha propuesto que estos componentes se generan en el tálamo, en proyecciones talamocorticales y en la corteza auditiva primaria (Meneses, 2001).

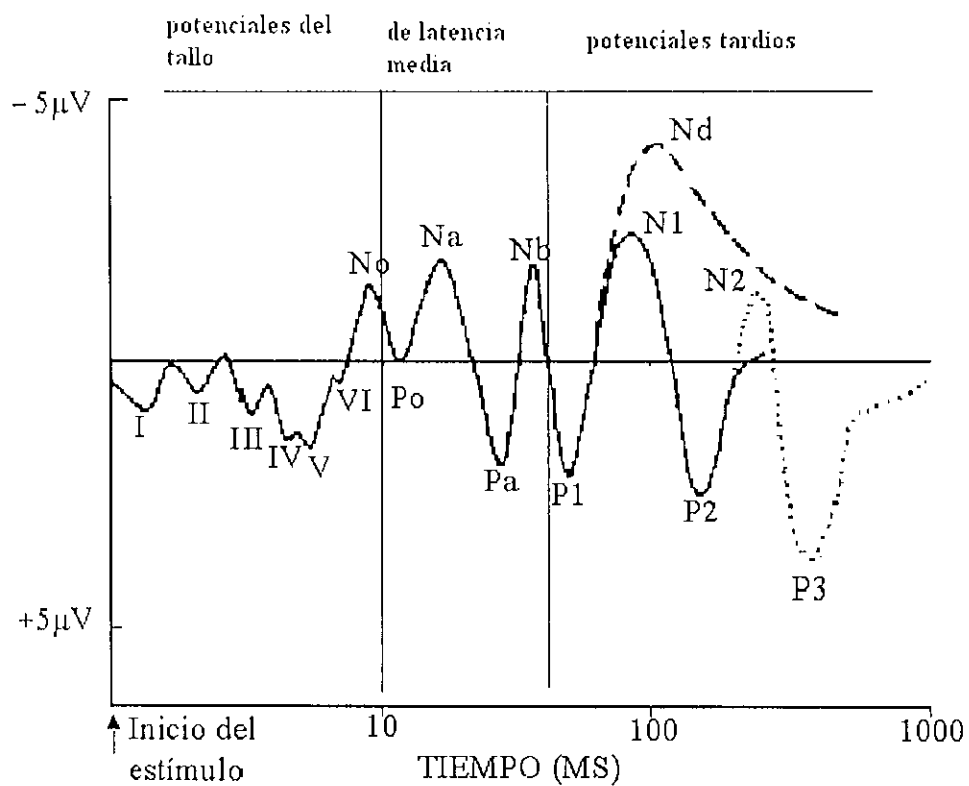


Figura 8. Potenciales evocados auditivos en el adulto, los cuales se distinguen claramente por su latencia postestímulo, polaridad y la región neural que los genera (adaptado de Hillyard et al, 1973).

Para generar los potenciales de latencia media, frecuentemente se aplica un estímulo auditivo, produciendo una serie de ondas negativas y positivas que probablemente se generan en el núcleo geniculado medial o en la corteza auditiva (Polich y Starr, 1983) (citados en Hughes, 1985).

Tabla I. Características de los potenciales evocados auditivos de latencia media y tardía (Polich y Starr 1983), (tomado de Hughes, 1985).

Latencia	Principales Componentes	Rango de Latencia (ms)	Rango de Amplitud	Efecto Exógeno	Efecto Endógeno
Media	No	8-10	0.5-3.0	Moderado a Grande	Muy Pequeño
	Po	11-13			
	Na	16-25			
	Pa	25-35			
	Nb	35-45			
Tardía	P1	50-80	3.0-15.0	Moderado	Moderado a grande
	N1	80-120			
	P2	160-200			
	N2	200-250			
	P3 o P300	250-400	5.0-20		

c. Componentes Tardíos

Por su parte, los potenciales auditivos de latencia tardía se presentan después de los 80 msec (Hughes, 1985) y tienen que ver con áreas de procesamiento inespecíficas. Son influenciados principalmente por factores endógenos (como la atención o el sueño), ya que son dependientes de los procesos cognitivos implicados en el procesamiento de la información o demandados al sujeto. Otros ejemplos de potenciales tardíos además de la P3 y el CNV, son: N1, P2, N2, MMN y N4. A cada uno de estos potenciales se les ha asociado distintos procesos perceptuales y cognitivos.

Varios de estos componentes están relacionados directamente con la atención, estos son: la onda N100, la negatividad de diferencia (Nd) o negatividad de procesamiento, la negatividad de desigualdad o MMN (por sus siglas en inglés) y el

componente P3 o P300 (Meneses, 2001). Estos potenciales presentan cambios asociados con diversas patologías, como déficit de atención (Polich y Starr, 1983) (citados en Hughes, 1985).

N100.- El efecto de la atención sobre la onda N100 fue la primera demostración de cambios en los PREs asociados con la atención selectiva auditiva en un diseño apropiadamente controlado (Rugg y Coles, 1995). Este estudio fue un trabajo experimental publicado por el Dr. Hillyard (1973), en el cual aplicó una tarea de escucha dicótica (consiste en presentar simultáneamente diferentes estímulos en cada oído por medio de unos audífonos). Descubrió que “cuando los participantes ponían atención a los estímulos presentados en uno de los oídos, los estímulos presentados por ese canal producían un aumento en la amplitud de una onda negativa, cuya latencia de aparición es de aproximadamente 100 mseg, la onda N100. La interpretación inicial de este autor fue que el incremento en la amplitud de este componente reflejaba un efecto facilitatorio en la activación de las células encargadas de procesar los estímulos atendidos, mientras que la disminución observada ante los estímulos presentados en el canal no atendido podría ser interpretada como una atenuación o rechazo de estos estímulos para impedir que fueran procesados con mayor profundidad” (Meneses, 2001).

Rugg y Coles señalan que identificar el estado del procesamiento auditivo representado por el componente N100 es importante para describir el mecanismo de la selección auditiva (Rugg y Coles, 1995).

Es importante mencionar que este componente se puede evocar también con la terminación abrupta de un estímulo. En otras palabras la evocación de la N100 sólo se logra al cambiar la energía que llega a los receptores sensoriales, ya sea la presentación o el cese de un estímulo de manera abrupta.

Recientemente algunos investigadores han planteado la posibilidad de que la onda N100 se genere en por lo menos dos localizaciones en la corteza auditiva. Una en el plano supratemporal de la corteza auditiva y la otra en la corteza de asociación auditiva, en el giro temporal superior (Rohrbaugh et al, 1990).

P300.-El componente P300 tiene una polaridad positiva que alcanza su amplitud máxima sobre el área parietal-central con una latencia aproximadamente de 300 milisegundos pero que se puede alargar hasta los 900 milisegundos (Rugg y Coles, 1995). Fue descrito por primera vez por Sutton y sus colaboradores en 1965.

Este componente es generado cuando el sujeto discrimina estímulos que difieren por lo menos en una de sus dimensiones. Generalmente se emplea un paradigma oddball, que consiste en la presentación repetitiva y aleatoria de por lo menos dos estímulos que difieren en alguna de sus características, por ejemplo, dos tonos de distintas frecuencias, uno de los cuales es llamado estímulo estándar o frecuente porque se presenta con una probabilidad alta (aproximadamente del 80 %) y el otro es infrecuente (estímulo prueba) con una probabilidad de presentación baja (aproximadamente del 20 %). El sujeto debe dar una respuesta ante cada estímulo prueba (infrecuente); generalmente se le pide que cuente los estímulos infrecuentes o que apriete un botón cada vez que perciba uno de ellos.

La amplitud de la onda P300 es afectada por distintas variables, incluyendo la probabilidad de aparición del estímulo, la atención y la relevancia de la tarea (Rohrbaugh et al, 1990; Rugg y Coles, 1995).

Por otra parte, la latencia de la P300 se prolonga cuando la discriminación entre el estímulo prueba (infrecuente) y el estándar (frecuente) es más compleja (Meneses, 2001).

Debido a que la latencia y la amplitud del componente P300 pueden modificarse de manera independiente por diferentes manipulaciones experimentales, se ha propuesto que estos parámetros reflejan distintos procesos. En general, su latencia ha sido asociada con el tiempo requerido para el procesamiento y categorización de los estímulos, mientras que su amplitud puede reflejar el grado en que las características del estímulo prueba se actualizan en la memoria de trabajo o bien aspectos relacionados con la motivación.

Algunos investigadores consideran que la amplitud de la P300 es una medida confiable del procesamiento controlado que es procesado intencionalmente, y que, en general, las propiedades de la P300 la hacen una herramienta muy útil para investigar el papel de la atención en tareas complejas (Rohrbaugh et al, 1990).

Sin embargo, varios investigadores han señalado que la P300 parece no ser un componente unitario, sino que por el contrario, parece representar la actividad de un sistema ampliamente distribuido del que sus partes constituyentes deben estar más o menos aparejadas dependiendo de la situación (Rugg y Coles, 1995). Esto ha llevado a la clasificación de la P300 en dos subcomponentes el P3a y el P3b.

El P3a puede ser generado introduciendo un tercer evento (estímulo raro) novedoso en una tarea oddball. La novedad se define en el contexto de los otros dos estímulos, por ejemplo, si tenemos un estímulo prueba de 1500 Hz [p=10%] y un estándar de 2000 Hz [p=80%] y añadimos un tercer estímulo raro de 1000 Hz [p=10%], ante el cual el sujeto no debe dar una respuesta. Así, el P3a podrá ser observado como un componente positivo diferente del clásico P300, con una latencia menor que el P300 clásico y una distribución más orientada hacia las zonas frontales del pericraneo.

Por otra parte, el P300 clásico es referido como el P3b o P3 parietal (Rugg y Coles, 1995).

Relación Entre El Alertamiento Y La Atención Selectiva

En diversos trabajos se ha estudiado la relación entre el nivel de alertamiento y la atención selectiva. Algunos de estos estudios han evaluado la relación entre el EEG previo a la presentación de estímulos y los cambios que se producen en los PREs. En otros trabajos, se ha incluido la medición de variables conductuales dentro de los diseños experimentales, como el tiempo de reacción o el porcentaje de aciertos.

a) Hallazgos conductuales sobre la relación entre el Alertamiento y la Atención Selectiva

Ya ha sido descrito en la pagina nueve uno de los primeros esfuerzos dirigidos a valorar el papel del alertamiento en la ejecución de tareas de atención, el cual fue realizado por Fuster (1958), en el laboratorio del Dr. Lindsley (véase también Lindsley, 1958). En este trabajo mostraron que la ejecución de una tarea de discriminación de estímulos mejora dramáticamente al incrementar el nivel de alertamiento por medio de estimulación eléctrica de la formación reticular del tallo cerebral (ver Figura 5).

Sin embargo, previo a los experimentos de Fuster y Lindsley, Yerkes y Dodson (1908) ya habían propuesto una relación entre el nivel de ejecución, el nivel de alertamiento y la dificultad de la tarea, que se conoce como la Ley Yerkes-Dodson (1908), la cual describe una relación en forma de U invertida entre el nivel de alertamiento, la demanda de la tarea y la ejecución (ver figura 9). Esta función puede presentar variaciones en función de la dificultad de la tarea y puede ser aplicada en una gran variedad de contextos conductuales.

Esta ley predice que, conforme el nivel de alertamiento se va incrementando, el nivel de ejecución mejorará progresivamente hasta llegar a un punto máximo, a partir

Parece ser que el P3a y el P3b son dependientes de la integridad de diferentes regiones cerebrales. Knight y sus colegas (1984) mostraron que la P3a (pero no la P3b) es afectada por lesiones en la corteza frontal y la asocian a procesos involucrados en la captura involuntaria de la atención por eventos sobresalientes (Knight, 1984).

del cual incrementos posteriores en el nivel de alertamiento generaran un deterioro progresivo en la ejecución. Además, paradójicamente las tareas más fáciles son las que requieren niveles de alertamiento más alto para una ejecución óptima. Esta Ley surgió a partir de observaciones experimentales donde la administración de estímulos aversivos a animales mejoraba su ejecución en una tarea, cuando el estímulo aversivo se aplicaba en cantidades moderadas. Cuando durante la ejecución de la tarea se aplicaba ya sea muy poca o demasiada estimulación, su ejecución se deterioraba.

Este efecto ha sido mostrado en experimentos en los que, los cambios en el nivel de alertamiento, han sido inducidos a través de modificaciones ambientales y farmacológicas. Por ejemplo, la administración de estimulantes modifica la calidad de la ejecución, presumiblemente por el incremento en el nivel de alertamiento. Sin embargo, más allá de cierto punto, estimulaciones posteriores reducen la calidad de la ejecución (Cohen, 1993).

Ambientes generadores de estrés o la presión social, también pueden influenciar el nivel de ejecución, siguiendo los postulados de esta ley. Por ejemplo, el nivel de supervisión en situaciones de trabajo produce efectos similares en la ejecución (con supervisión mejora, pero más allá de cierto punto reduce la calidad de la ejecución). Aunque en este tipo de situaciones la manipulación de la motivación y los niveles de recompensa producen sesgo, ya que también causan cambios en la ejecución (Cohen, 1993).

Por otra parte, en un estudio sobre atención viso-espacial, Davison, Villareal y Marrocco (1994) mostraron que el incremento en el nivel de alertamiento (provocado por la aparición de un estímulo pista) tiene un efecto facilitatorio sobre la ejecución de tareas de detección de estímulos viso-espaciales (disminuye el tiempo de reacción ante los estímulos prueba).

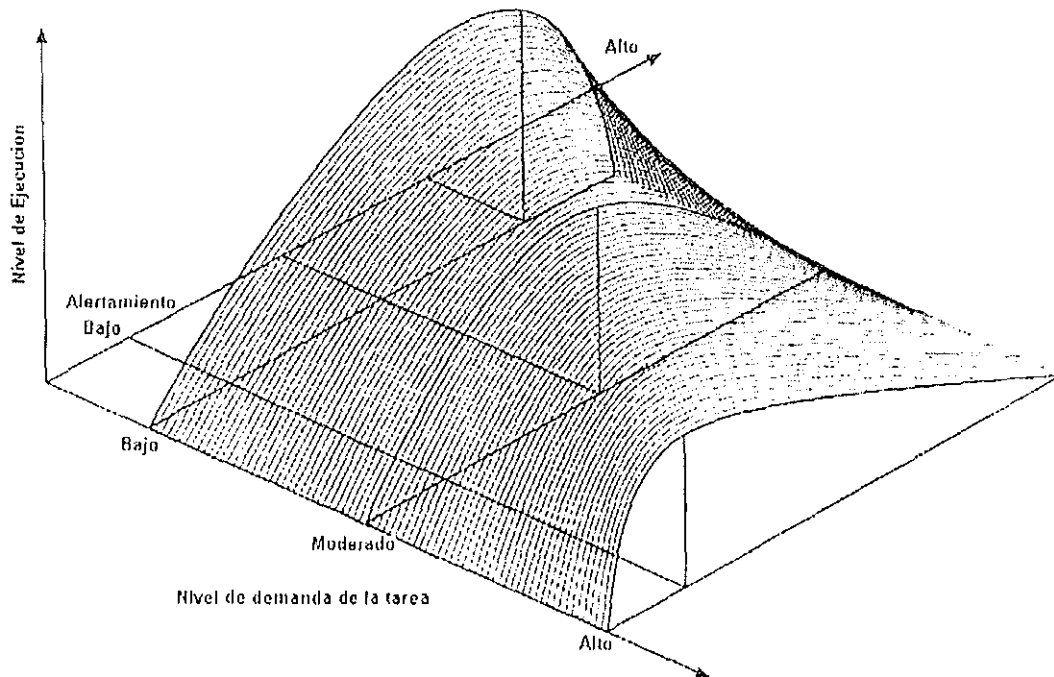


Figura 9. La Ley de Yerkes-Dodson (1908). La ejecución varía en función de la demanda de la tarea y el nivel de alertamiento.

Davison y cols., (1994) aplicaron una tarea de detección de estímulos visuales, los cuales podían presentarse en una de dos localizaciones del campo visual (a la izquierda o la derecha del punto de fijación). En cada uno de los ensayos se agregaron pistas que le indicaban a los sujetos el sitio en donde se presentaría el estímulo prueba (un recuadro se iluminaba). A través de los ensayos se podían presentar dos tipos de pista, una válida, que predecía adecuadamente la localización espacial del estímulo prueba, sin embargo, ocasionalmente el estímulo prueba aparecía en el lado opuesto al de la pista, es decir, se presentaba una pista inválida. La diferencia entre los tiempos de reacción de los ensayos con pistas válidas e inválidas fue calculada para determinar el índice del beneficio o costo de la orientación espacial.

Además de la información espacial, las pistas también contenían información temporal, pues precedían la aparición del estímulo prueba. Así, para obtener una medida del tiempo de reacción libre de información espacial o temporal, se introdujeron ensayos en donde la pista se presentaba en ambos lados del campo visual, es decir, no proporcionaba información espacial útil que permitiera predecir el lado en el que se presentaría el estímulo prueba, así como también ensayos en los que la pista era omitida y el estímulo prueba se presentaba en cualquiera de las dos localizaciones. De esta forma, si se presentaba un decremento en el tiempo de reacción en los ensayos en donde la pista se presentaba en ambos lados, éste estaría asociado con un incremento en el nivel de alertamiento.

En la figura 10 se presentan los resultados obtenidos en monos y en humanos cuando se aplicó este diseño experimental.

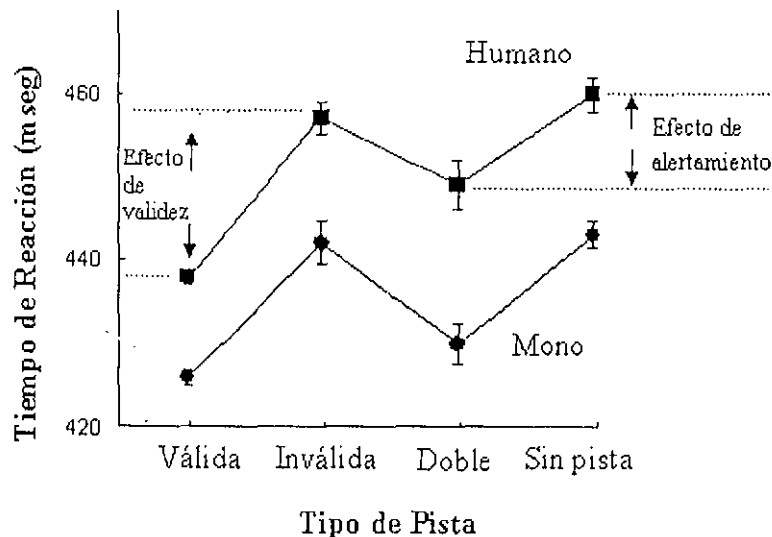


Figura 10. Tiempos de reacción en monos y humanos ante la presentación de estímulos prueba con diferentes tipos de pistas en una tarea de atención viso-espacial. La diferencia entre ensayos con pistas válidas e inválidas es el efecto de validez; la diferencia entre los ensayos con doble pista y sin pista es el efecto de alertamiento. Los monos presentan un menor tiempo de reacción, sin embargo ambos presentan el mismo patrón (adaptado de Davison et al, 1994).

b) Hallazgos Electrofisiológicos sobre la relación entre el Alertamiento y la Atención Selectiva

El electroencefalograma nos da información acerca del nivel de activación del sistema nervioso central, en capítulos anteriores ya hemos mencionado la relación de ciertos ritmos electroencefalográficos con diferentes estados de alertamiento. Por su parte los potenciales relacionados a eventos (PREs) han demostrado ser una herramienta eficiente para estudiar los procesos de atención selectiva. Sin embargo, algunos investigadores han cuestionado el uso de las técnicas convencionales de promediación de señales, donde no se toma en cuenta el nivel de la actividad electroencefalográfica previa a la presentación del estímulo, la cual presenta variaciones a lo largo del tiempo y parece jugar un papel muy importante en la determinación de las características de los PREs (su amplitud y su latencia). Numerosos estudios apoyan esta aseveración (Rahn y Basar, 1993a; Rahn y Basar, 1993b; Romani, et al, 1988; Intriligator y Polich, 1995; Polich, 1997; Barry, et al, 2000).

Uno de los investigadores que ha impulsado esta idea es el Dr. Erol Basar, quien ha realizado diversos estudios donde demuestra que la actividad eléctrica cerebral previa a la presentación del estímulo determina, en cierta medida, cambios en la amplitud de algunos componentes de los PREs.

Basado en los resultados de investigaciones realizadas tanto en sujetos animales como en humanos, Basar desarrolló la hipótesis de que existe una relación inversa entre la amplitud del EEG previa al estímulo y la amplitud del potencial evocado, sugiriendo que algunos de los componentes de los potenciales evocados reflejan propiedades de resonancia del EEG en diferentes canales de frecuencia (Rahn y Basar, 1993b).

Para evaluar la dependencia de los PREs de las condiciones preestímulo, en uno de los estudios promediaron por separado dos grupos de ensayos, clasificados de

acuerdo con el voltaje en el electroencefalograma previo. Los resultados confirmaron que la amplitud de los componentes de los PREs era mayor en los ensayos con baja amplitud en el electroencefalograma previo al estímulo (Rahn y Basar, 1993a).

Posteriormente, Rahn y Basar (1993b) propusieron un nuevo método para el registro de los PREs. De acuerdo con éste, los estímulos sólo se presentaron cuando el EEG mostraba valores bajos en la potencia de la banda de alfa, valores bajos en la potencia de theta o valores bajos en la potencia de ambas bandas. Los resultados de dicho estudio mostraron que los componentes N1 y P2 presentaron una mayor amplitud (un incremento de alrededor del 40%) cuando el estímulo se presentaba cuando en el EEG había una disminución en la potencia de theta o de alfa, pero no cuando ambas bandas disminuían (Rahn y Basar, 1993b).

Brandt y colaboradores (1991) demostraron también una relación consistente entre la potencia relativa de alfa occipital previa al estímulo y la amplitud de los potenciales visuales, la amplitud de los componentes N1 y P2 aumentaba en función del incremento en la potencia relativa en la banda de alfa.

Por otra parte, en un estudio realizado por Romani et al, (1988) se evaluó la relación entre el índice de vigilancia de los sujetos, y la amplitud y latencia de los componentes N1 y P2 de los PREs auditivos. El nivel de vigilancia lo calcularon a través del índice de ondas lentas, representado específicamente por la suma de la potencia relativa de las bandas delta y theta, un segundo previo a la presentación de los estímulos auditivos que tenían que ser contados por los sujetos. En cada ensayo se calculó la potencia en las bandas de delta y theta, y se obtuvieron cuatro tipos de PREs por cada sujeto, de acuerdo a la división de los índices de ondas lentas en cuartiles. Los resultados mostraron que la latencia de la onda N100 se incrementó a medida que aumentaba la proporción de ondas lentas en el electroencefalograma previo.

Otros trabajos dedicados a estudiar el efecto del nivel de alertamiento en el procesamiento de información automático utilizan como indicador del estado de alerta de los sujetos las distintas etapas del sueño, así registran los PREs durante distintas etapas del ciclo de sueño (Campbell et al, 1986; Aguiar, Checa y Meneses, 1998). Algunos otros buscan la relación entre el alertamiento y el procesamiento de información controlado (cuando la tarea requiere una respuesta por parte del sujeto) durante distintos estados de somnolencia (Koshino et al, 1993), en la transición vigilia/sueño (Hars et al, 1994) o induciendo variaciones en el nivel de alertamiento por medio de la administración de drogas (Wang et al, 1998). En la mayoría de estos trabajos se han reportado cambios en el procesamiento de información (observados a través de la morfología, la amplitud y/o en la latencia de los PREs) contingentes a los cambios en el nivel de alertamiento.

Por ejemplo en un trabajo realizado por Koshino et al, (1993) observaron la influencia de un bajo nivel de alertamiento (somnolencia) en la amplitud y latencia del componente P300. Utilizaron un diseño oddball en el cual el sujeto debía presionar un botón cada que se presentaba un estímulo infrecuente. Encontraron que, en los estados de somnolencia ligera, el P300 aumentaba en latencia y disminuía en amplitud. Los autores concluyen que “las funciones electrofisiológicas difieren entre la somnolencia ligera y los estados de mayor alertamiento” (Koshino et al, 1993).

Los diversos trabajos ya mencionados han abordado el problema de la relación alertamiento-atención selectiva, sin embargo la mayoría lo ha hecho de manera parcial o implícita, ya sea siguiendo una perspectiva donde poco se atienden los procesos cognitivos y conductuales que acompañan la actividad eléctrica del cerebro o adoptan medidas del nivel de alertamiento sin dar cuenta de la actividad electroencefalográfica. Además de que algunos trabajos se han enfocado específicamente al procesamiento

automático, ya que en sus procedimientos incluyen tareas que no implican una respuesta por parte del individuo.

El presente trabajo representa la continuidad en esta línea de investigación, buscando caracterizar de manera más específica la relación entre el alertamiento y la atención selectiva mediante la integración de variables electroencefalográficas y conductuales.

IV.- TRABAJO EXPERIMENTAL

Planteamiento del problema

La atención es una función compleja formada por diferentes procesos cerebrales. Una primera división puede ser entre los subprocesos de alertamiento y atención selectiva.

El alertamiento puede ser entendido como el nivel de activación que determina en parte la capacidad de procesamiento o respuesta del organismo a los estímulos internos o del ambiente. Por su parte, la atención selectiva hace alusión a los procesos relacionados con la selección y procesamiento de los estímulos relevantes.

Los cambios en el nivel de alertamiento pueden ser observados tanto a nivel electrofisiológico como conductual. Por ejemplo, algunas variables derivadas del electroencefalograma, como el ritmo alfa posterior o parieto-occipital nos permiten inferir el nivel de alertamiento o activación del sistema nervioso central. Conductualmente, los cambios en el nivel de alertamiento se asocian principalmente con cambios en el tiempo de reacción.

Por otra parte, los potenciales relacionados a eventos (PREs) han demostrado ser una técnica de gran utilidad para evaluar procesos de atención selectiva. Algunos componentes de los PREs sensibles a la atención selectiva son: la onda N100, la negatividad de diferencia (Nd) o negatividad de procesamiento, la negatividad de desigualdad o MMN (por sus siglas en inglés) y el componente P300.

Diversos estudios han mostrado como la atención selectiva es afectada por cambios en el nivel de alertamiento, ya sea infiriendo el nivel de alertamiento a partir de parámetros electroencefalográficos que nos permiten determinar las etapas del sueño o

los estados de somnolencia, hasta la inducción de cambios en el nivel de alertamiento por medio de la estimulación eléctrica del tallo cerebral o la administración de drogas.

Otros trabajos han mostrado una relación entre la actividad electroencefalográfica previa a la presentación del estímulo y los potenciales relacionados a eventos, aunque sin hacer mención de los procesos cognitivos y conductuales que éstos representan.

Sin embargo, hacen falta trabajos que nos permitan dilucidar la relación entre los procesos de alertamiento y la atención selectiva, especialmente donde se integre la medición simultánea de los correlatos electroencefalográficos y conductuales de ambos procesos. Es decir, que incluyan la medición del EEG en forma simultánea al registro de los PREs y el nivel de ejecución, durante la realización de tareas de detección de estímulos.

Así, el presente trabajo pretende integrar los hallazgos electrofisiológicos y conductuales sobre la relación entre el alertamiento (evaluado a partir de la potencia en la banda alfa, registrada en zonas occipitales un segundo previo a la presentación del estímulo) y la atención selectiva (evaluando la amplitud y latencia del componente P300 y el tiempo de reacción, ante una tarea de detección de estímulos auditivos).

Objetivos

Objetivo General

- Determinar si las variaciones en el nivel de alertamiento durante la vigilia se relacionan con el procesamiento de información y la ejecución de una tarea de detección de estímulos auditivos.

Objetivos específicos:

- Evaluar las diferencias en la amplitud y latencia del componente P300 registrado a partir de ensayos en los cuales se presenten niveles de alertamiento bajos o altos.

- Comparar los tiempos de reacción que se presentan bajo distintos niveles de alertamiento, inferidos por la potencia de alfa1 en el EEG previo a la presentación de los estímulos prueba.

Hipótesis

- La amplitud del componente P300 será mayor en los ensayos en los que se presente un elevado nivel de alertamiento.

- La latencia del componente P300 se reducirá en los ensayos en los que se presente un elevado nivel de alertamiento.

- Niveles mayores de alertamiento producirán tiempos de reacción más cortos.

Método

Sujetos. - En el estudio participaron 15 voluntarios de sexo masculino, con edades comprendidas entre 20 y 27 años de edad, sin problemas de audición, ni antecedentes de daño cerebral o consumo de drogas que afecten el sistema nervioso.

Procedimiento

Tarea.- La tarea consistió en un diseño oddball de 3 estímulos. Para ello, a través de unos audífonos presentamos, de manera aleatoria, 1100 estímulos auditivos, 880 de los cuales pertenecieron al estímulo estándar (tono de 1000 Hz y $p = 0.8$); 110 al estímulo prueba (tono de 2000 Hz y $p = 0.1$) y 110 al estímulo raro (sonido de la galería de Microsoft denominado láser; $p = 0.10$).

Cada uno de los estímulos tuvo una duración de 50 milisegundos, y el intervalo inter-estímulo fue de 2 segundos. Previamente se instruyó a los participantes para que se mantuvieran relajados, que no hicieran movimientos oculares que pudieran causar artefactos en el registro y respondieran presionando un botón cuando detectaran el estímulo prueba. Para la presentación de los estímulos y el registro del tiempo de reacción se utilizó el programa Evis (Zaragoza, 2002).

La duración de la sesión experimental fue de 40 minutos.

Registro electroencefalográfico.- Para el registro de la actividad eléctrica cerebral se utilizó un polígrafo Grass modelo 79, de 6 canales.

Los electrodos se colocaron, de acuerdo con el Sistema Internacional 10-20, en las zonas: Fz, Cz, Pz y Oz. Se tomó como referencia ambos mastoides cortocircuitados. También se registró el movimiento ocular por medio de dos electrodos colocados en el canto superior interno y el canto inferior externo del ojo izquierdo. Un electrodo conectado en la frente sirvió como tierra.

La señal se registró con amplificadores 7P515 empleando filtros analógicos con frecuencias de corte en 0.3 Hz y 100 Hz. Tanto la captura como el análisis de las señales se realizaron en una computadora tipo PC, a través de un convertidor A/D de 12 bits, utilizando el programa Capturar (Guevara, et al, 2000). La señal fue digitalizada utilizando una frecuencia de muestreo de 256 Hz.

Se empleó una ventana de registro de 2000 milisegundos, de los cuales 1000 milisegundos fueron previos a la presentación del estímulo y 1000 posteriores al mismo.

Análisis electrofisiológico y conductual

Para el análisis de las señales electroencefalográficas, primero separamos los segmentos del EEG libres de artefacto correspondientes a cada uno de los estímulos de las tres categorías: estándar, prueba y raro.

Después, a través de la Transformada Rápida de Fourier, evaluamos la potencia absoluta en la banda de alfa-1 (8-10 Hz) en el segmento de EEG previo a la presentación de cada uno de los estímulos.

Con los datos resultantes del Análisis de Fourier, clasificamos los ensayos correspondientes a los estímulos prueba en dos categorías: alto y bajo nivel de alertamiento, siguiendo los siguientes pasos: a) Los ensayos libres de artefactos se ordenaron, en orden ascendente, de acuerdo a la potencia de alfa1 occipital que hubiesen presentado; b) una vez ordenados, se dividieron en 5 partes iguales; c) Se tomaron los ensayos correspondientes a los niveles 1 y 2, que representan aquellos ensayos en los que se presentó un nivel bajo de ondas alfa1, para obtener los potenciales promediados (PREs) de la condición denominada “alto nivel de alertamiento”; d) posteriormente se tomaron los ensayos correspondientes a los niveles 4 y 5, que representan los ensayos con mayor nivel de ondas alfa1, para obtener los PREs de la condición “bajo nivel de alertamiento”.

Finalmente, obtuvimos los promedios de los potenciales para cada “estado” y, en cada sujeto, evaluamos la amplitud y latencia del componente P300, así como el tiempo de reacción ante los estímulos prueba.

Análisis estadístico

Las variables analizadas fueron las siguientes:

- 1) La amplitud y la latencia del componente P300 para cada uno de los “estados” (alto o bajo nivel de alertamiento).
- 2) Los tiempos de reacción obtenidos en los ensayos con bajo o alto nivel de alertamiento.

Para evaluar estadísticamente las diferencias entre condiciones, utilizamos los siguientes análisis estadísticos:

- a) Para las variables de latencia y amplitud del P300 utilizamos un ANDEVA de dos factores (nivel de alerta / zonas).
- b) Para evaluar las diferencias en el tiempo de reacción entre las condiciones de alto y bajo nivel de alerta utilizamos una T de Student para grupos relacionados.

Resultados

Potencia absoluta de Alfa-1 en las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento.

Como mencionamos anteriormente, el nivel de alertamiento lo determinamos a partir de la potencia absoluta en la banda de Alfa1 en la región occipital y, posteriormente, clasificamos los ensayos en los que se presentó la menor potencia de alfa como “alto nivel de alertamiento” y los ensayos donde se presentó la mayor potencia de alfa1 como “bajo nivel de alertamiento”.

La figura 11 muestra el promedio (obtenido de quince sujetos) de la potencia de alfa1 en las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento. Los valores de la potencia se muestran transformados a logaritmos para ajustar los datos a una distribución normal.

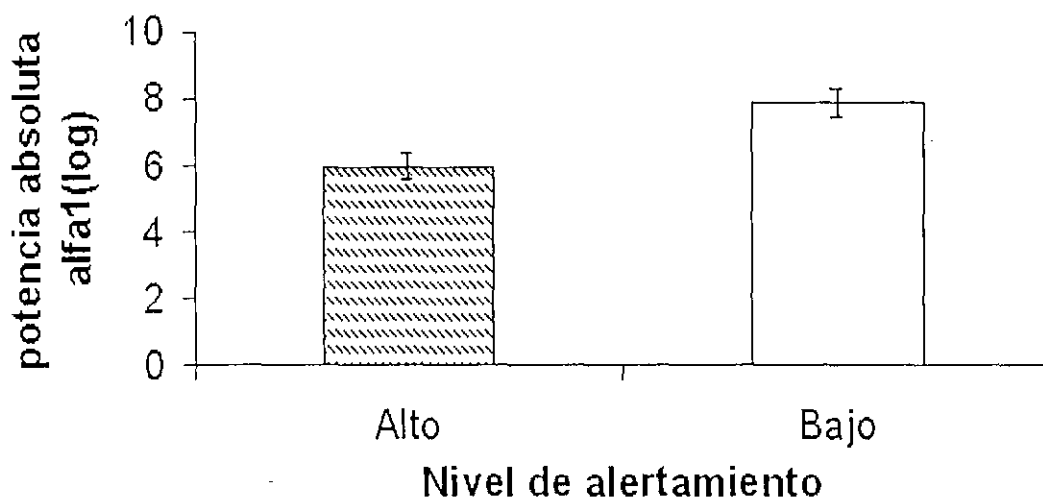


Figura 11. Promedio obtenido de quince sujetos de la potencia absoluta en la banda de alfa1 (± 2 ES) para las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los ensayos clasificados como de alto y bajo nivel de alertamiento ($t_{(14)} = -14.77, p = 0.00001$).

PREs registrados en las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento.

Obtuvimos los promedios con los ensayos de las condiciones de mayor y menor nivel de alertamiento para cada sujeto, y posteriormente, se formó el gran promedio (con los resultados de los quince sujetos) para cada condición. En la figura 12 se muestra el gran promedio obtenido en las zonas Fz, Cz y Pz ante cada de nivel de alertamiento. Se observan claramente los componentes N1, P2, N2 y P3, en cada una de las derivaciones. El componente P300 muestra una mayor amplitud en la derivación Pz, lo cual es consistente con lo reportado en la literatura (Rugg y Coles, 1995).

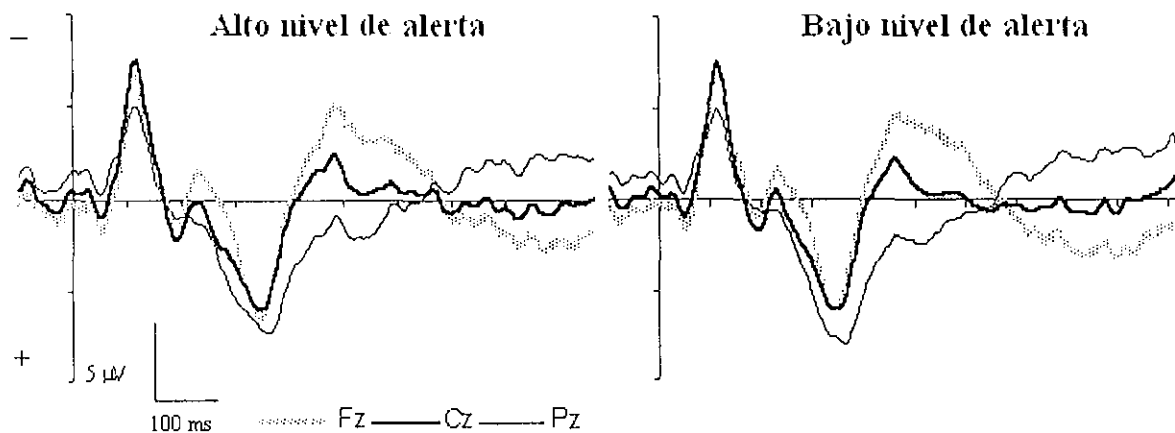


Figura 12. Gran promedio de los potenciales generados por el estímulo prueba en las zonas Fz, Cz y Pz en las condiciones de alto y bajo nivel de alerta (N=15).

En la figura 13 se muestra el gran promedio obtenido en la zona Pz para el estímulo prueba en los ensayos de alto y bajo nivel de alertamiento. No se observan diferencias en la amplitud ni en la latencia del componente P300 entre las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento.

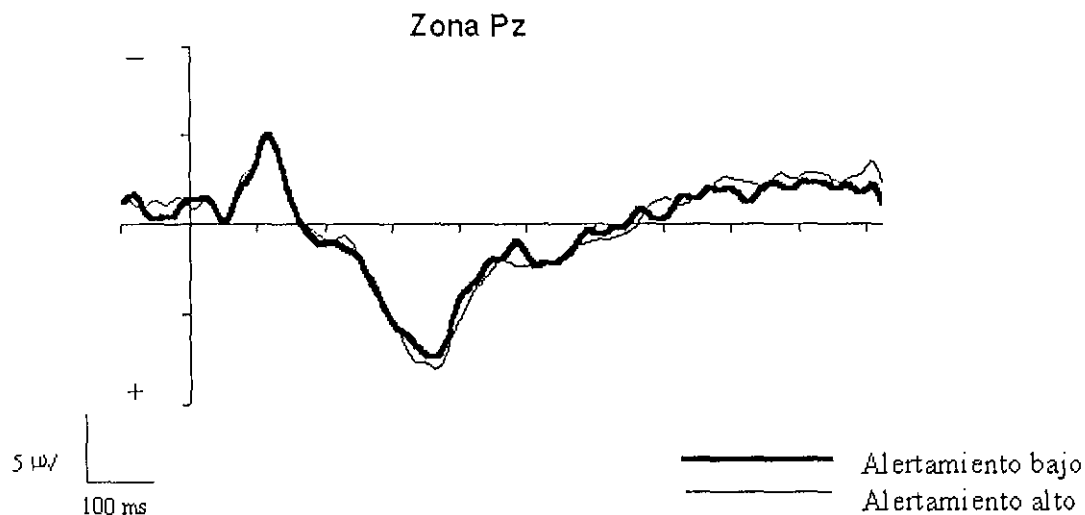


Figura 13. Gran promedio formado con los tramos de mayor o menor nivel de alertamiento en la zona Pz. No se observan diferencias significativas en los componentes N100 y P300 entre las diferentes condiciones.

Evaluamos la amplitud y la latencia de la P300 en cada uno de los sujetos en las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento, y realizamos un ANDEVA de 2 factores (condiciones / zonas). No encontramos diferencias significativas en la amplitud ($F_{(1,42)} = 0.72$, $p = 0.4$), ni en la latencia ($F_{(1,42)} = 1.7$, $p = 0.19$) entre las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento. Sin embargo, si se encontraron diferencias entre las zonas tanto para la amplitud ($F_{(1,42)} = 4.81$, $p = 0.03$), como para la latencia ($F_{(1,42)} = 3.88$, $p = 0.05$). El análisis a posteriori reveló que en la zona Pz se presentó un mayor voltaje y una mayor latencia respecto a la obtenida en la zona Fz (Fig. 14).

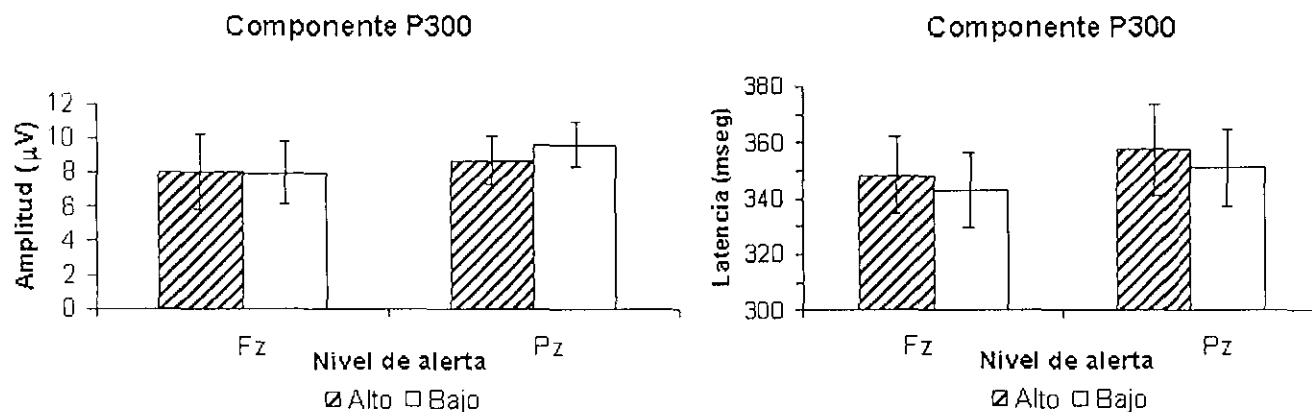


Figura 14. Promedio (+2 ES) de la latencia y amplitud del componente P300 en las condiciones de alto y bajo nivel de alerta. Se presentaron diferencias estadísticamente significativas entre las zonas Fz y Pz en ambas variables.

Tiempos de reacción en las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento

Finalmente, calculamos el promedio de los tiempos de reacción para los ensayos de alto y bajo nivel de alertamiento. En la figura 15 se muestra el promedio de los tiempos de reacción para cada condición de nivel de alertamiento. El análisis estadístico reveló diferencias significativas entre condiciones ($t_{(14)} = 2.24$, $p = 0.04$), siendo mayor el tiempo de reacción en la condición de alto nivel de alertamiento.

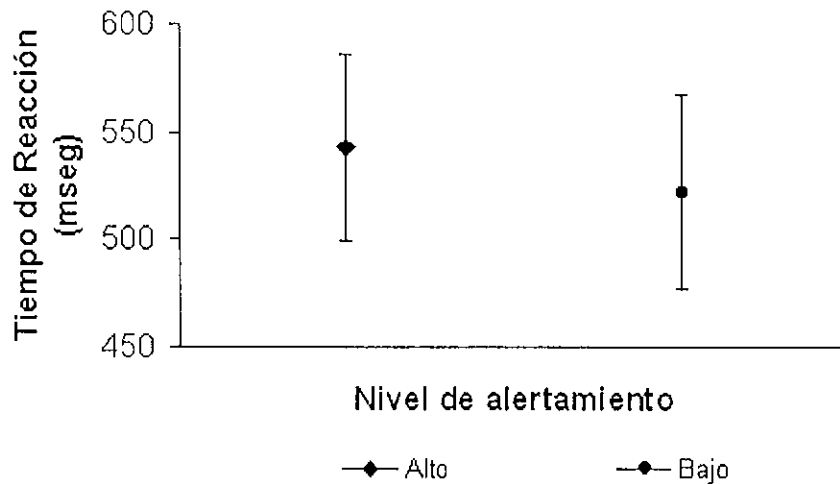


Figura 15. Promedio de los tiempos de reacción para cada condición. Se encontraron diferencias significativas en los tiempos de reacción entre las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento ($t_{(14)} = 2.24$, $p=0.042$).

En resumen, los resultados que encontramos fueron los siguientes:

1. El método que utilizamos para la clasificación de los ensayos en las dos condiciones de nivel de alertamiento (alto y bajo) nos permitió obtener diferencias estadísticamente significativas en la potencia de alfa-1 entre las dos condiciones ($t_{(14)} = -14.77$, $p = 0.00001$).
2. No se presentaron diferencias en la amplitud ni en la latencia del componente P300 entre las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento, determinadas a partir de la potencia absoluta en la banda de alfa1, aunque si entre zonas (Fz y Pz).
3. En el caso del tiempo de reacción, encontramos diferencias significativas entre las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento, siendo en la condición de alto nivel de alertamiento donde se presentaron los tiempos de reacción más largos.

Discusión

El objetivo del presente trabajo fue estudiar la relación entre el alertamiento y la atención selectiva, utilizando como medida del nivel de alertamiento la potencia en la banda de alfa 1 y como medida de los procesos de la atención selectiva, el componente P300 y el tiempo de reacción. Escogimos el alfa 1 y no toda la banda de alfa debido a que trabajos recientes indican que son las frecuencias más bajas de alfa (de 8 a 10 Hz) las que mejor reflejan el nivel de alertamiento, mientras que las frecuencias más altas se han encontrado más asociadas con el procesamiento de información, es decir que reflejan los procesos cognitivos al realizar una tarea (Shaw, 2003; Klimesh et al, 1998; Pfurtscheller y Klimesh, 1992; Verstraeten y Cluydts, 2002). Así, nuestra hipótesis fue que en los ensayos con menor nivel de alfa 1, que representan la condición de mayor nivel de alertamiento, se presentarían componentes P300 de mayor amplitud y menor latencia y tiempos de reacción más cortos. Sin embargo, nuestros resultados no confirmaron nuestra hipótesis, ya que fueron los ensayos con mayor nivel de alfa-1 donde los sujetos presentaron tiempos de reacción más cortos, y el componente P300 no mostró diferencias significativas en su amplitud ni en su latencia entre las dos condiciones de nivel de alertamiento.

Cabe señalar que aunque las diferencias fueron significativas, sin embargo, estas diferencias entre los promedios del tiempo de reacción para cada condición son muy pequeñas (ver figura 15). Esto hace difícil creer que se trata de dos estados, o que si se trata de dos estados, entonces estos están muy cercanos entre sí.

El hecho de que las diferencias en el tiempo de reacción entre las dos condiciones hayan sido tan pequeñas nos permitió plantear dos formas diferentes de explicar nuestros resultados. La primera esta basada en la posibilidad de que se trate efectivamente de dos estados de nivel de alertamiento y la segunda esta basada en

la posibilidad de que nuestra metodología no nos haya permitido clasificar de manera adecuada nuestros ensayos con alto y bajo nivel de alertamiento.

Así, nuestra primera explicación surge a partir de los hallazgos reportados por algunos estudios electroencefalográficos sobre el alertamiento donde han mostrado que, a partir de la vigilia relajada (que es cuando se presenta la mayor amplitud en el ritmo alfa) la potencia en el ritmo alfa tiende a declinar tanto si el sujeto se vuelve somnoliento como si se vuelve más alerta (Lindsey, 1952; Ota et al, 1996). Esto en congruencia con los hallazgos de Morikawa et al (2002), donde encontraron que la amplitud de alfa 1 y alfa 2 comenzaba a disminuir conforme el nivel de alertamiento disminuía durante la vigilia en reposo hasta la somnolencia, alrededor de los cuatro minutos previos a la etapa 1 del sueño, durante un estado que ellos denominaron vigilia-pre-sueño o somnolencia. Por su parte Koshino et al (1993) señalan que durante la somnolencia la disminución en alfa se acompaña de un aumento en theta y de la aparición de movimientos oculares lentos.

Esto ha sugerido que la relación entre la amplitud del ritmo alfa y el nivel de alertamiento sigue un modelo de U invertida (Shaw, 2003; Ota et al, 1996).

Desde esta perspectiva, al analizar nuestros resultados sobre la base del modelo de U invertida, entre la relación de la potencia del ritmo alfa occipital y el nivel de alertamiento, entonces cabría la posibilidad de pensar que en los ensayos de bajo nivel de alfa, estuvieran mezcladas dos condiciones: somnolencia y alto nivel de alerta, y en la condición de alto nivel de alfa no habría duda, sería vigilia con bajo nivel de alertamiento. Sin embargo, descartamos esta posibilidad puesto que si fuera así, los tiempos de reacción para la condición de bajo alfa deberían presentar una variabilidad mucho mayor que la condición de mucho alfa, y ambas condiciones presentan una dispersión de los tiempos de reacción dentro de rangos muy similares. Esto nos llevó a

considerar la posibilidad de que el nivel de alertamiento de nuestros sujetos solo haya fluctuado alrededor de la somnolencia, en congruencia con las observaciones de Makeig e Inlow (1993), que señalan que muy pocos sujetos se mantienen vigilantes ante tareas monótonas de detección de estímulos.

Así, nuestra clasificación de los ensayos para las condiciones de alto y bajo nivel de alertamiento podría estar invertida, siendo los ensayos de menor nivel de ondas alfa-1 los correspondientes a la categoría de bajo nivel de alerta (mayor somnolencia) y los ensayos con mayor nivel de ondas alfa-1 los de mayor nivel de alertamiento (somnolencia ligera). Este modo de clasificación de los ensayos es congruente con los hallazgos reportados en el trabajo de Ota et al (1996), donde ellos mostraron incrementos en la amplitud de alfa occipital (especialmente entre los 8y 10 Hz), a consecuencia de un incremento en el nivel de alertamiento, pero solo cuando la persona se encuentra en niveles de alertamiento bajos durante la vigilia (ceranos a la somnolencia).

Siguiendo esta lógica de análisis, podríamos pensar entonces que son los ensayos de mayor nivel de alertamiento (mayor nivel de ondas alfa) los que presentan menores tiempos de reacción, en congruencia con los hallazgos reportados por diferentes investigadores que señalan que, durante la ejecución de tareas de detección de estímulos auditivos en la transición vigilia-sueño (Morikawa et al, 2002) o entre la vigilia relajada y la somnolencia (Ota et al, 1996; Makeig e Inlow, 1993), son los ensayos con mayor nivel de alertamiento los que presentan mayor nivel de ondas alfa y tiempos de reacción más cortos.

De esta manera, nuestros resultados parecerían estar indicando que las diferencias en el tiempo de reacción, entre las diferentes condiciones de nivel de alertamiento, encontradas tanto en nuestro estudio como en los trabajos ya citados

(Morikawa et al, 2002; Ota et al, 1996; Makeig e Inlow, 1993; Makeig y Jung, 1995), se puedan deber a los procesos de respuesta, más que a la evaluación del estímulo, ya que no se presentaron cambios en el componente P300 entre las dos condiciones, y como Ilan y Polich, (1999) y Andreassi, (2000) señalan, el tiempo de reacción en una tarea de detección de estímulos esta formado por el tiempo de evaluación del estímulo, representado por el componente P300, y el tiempo de la operación de la respuesta. Específicamente la latencia del P300 ha sido relacionada con el tiempo que un sujeto necesita para evaluar un estímulo (Atenmüller y Gerloff, 1999). Es por eso que la latencia del P300 ha sido utilizada como un índice del tiempo que un sujeto necesita para el procesamiento de un estímulo, que es independiente de las demandas del procesamiento de respuesta (Duncan-Jhonson y Donchin, 1982).

De este modo, nuestros resultados no parecerían confirmar la idea de Makeig y Jung (1995), que sugieren que al realizar tareas de detección de estímulos auditivos durante la somnolencia, el incremento en los tiempos de reacción se puede deber a cambios en el procesamiento de la información auditiva. Es decir, que ellos proponen que la reducción en el tiempo de reacción ante niveles de alertamiento mayores, se puede deber a una facilitación de los procesos de evaluación del estímulo, y, por consecuencia, una detección de estímulos más temprana. Sin embargo, ellos no registraron los PREs y no muestran mayor evidencia que demuestre que efectivamente las diferencias en el tiempo de reacción se deban al efecto de la facilitación en la detección de los estímulos auditivos.

Así, en el presente trabajo, a diferencia del realizado por Makeig y Jung (1995), además de medir el tiempo de reacción ante los estímulos prueba, también medimos la latencia y amplitud del componente P300, de manera que nuestros resultados nos permiten sugerir que las diferencias en el tiempo de reacción asociadas a los cambios en

el nivel de alertamiento, que han sido reportadas tan consistentemente en los trabajos ya citados (Morikawa et al, 2002; Ota et al, 1996; Makeig e Inlow, 1993; Makeig y Jung, 1995), pudieran deberse a los procesos de respuesta posteriores a la evaluación del estímulo, pues la disminución en el tiempo de reacción no se asoció con una detección más temprana, ya que el componente P300 no mostró diferencias entre las dos condiciones.

A pesar de lo anterior, la idea de que el nivel de alertamiento de nuestros sujetos solo haya presentado variaciones muy pequeñas alrededor de la somnolencia resulta imposible de sostener por varias razones. En primer lugar porque en nuestro estudio no contamos con medidas de alguna otra variable característica de los estados de somnolencia, que además de los cambios en la banda de alfa 1 occipital nos permitan confirmar que efectivamente se trata de somnolencia, como por ejemplo los movimientos oculares lentos. Asimismo, el componente P300 desaparece durante el sueño y durante la somnolencia disminuye en amplitud y aumenta en latencia (Koshino et al, 1993). Todo esto, aunado al hecho de que los tiempos de reacción entre condiciones son casi iguales nos llevó a una explicación diferente de nuestros resultados que finalmente, resulta más adecuada.

De tal manera que, tanto la falta de diferencias en el P300, como en el tiempo de reacción entre las dos condiciones, nos lleva a aceptar que medir la potencia del ritmo alfa 1 occipital no es suficiente para determinar los cambios en el nivel de alertamiento, lo cual es congruente con lo señalado en Shaw (2003), donde dice que: “es posible que no exista una asociación única entre ninguna variable electroencefalográfica aislada y un parámetro psicológico específico”. Asimismo, nuestros resultados podrían estar confirmando los hallazgos de Pfurscheller y Klimesh (1992), donde reportan que el alfa

l mantiene una relación inespecífica con los procesos de atención (Pfurscheller y Klimesh, 1992).

Por otra parte, nuestro trabajo no permite confirmar los hallazgos de estudios que han reportado una relación entre la amplitud de alfa pre-estímulo y la amplitud del componente P300, aunque sus resultados son controvertidos. Mientras algunos investigadores reportan una relación positiva, es decir, a mayor alfa posterior mayor amplitud del componente P300 (Pritchard et al, 1985; Jasiukaitis y Hakerem, 1988; Barry et al, 2000), otros por su parte reportan que esta relación es negativa, es decir, a mayor alfa pre-estímulo, menor amplitud de los PREs (Price, 1997; Basar, E, 1980; Rahn y Basar 1993a y 1993b; Romani et al, 1988). Cabe mencionar que este último grupo de investigadores ha utilizado una metodología diferente a la del primer grupo, donde la presentación del estímulo es dependiente de los niveles de alfa, lo cual ha sido utilizado por varios investigadores para explicar la controversia. Por su parte Brandt y Jansen (1991) explican que esta controversia se debe al método de filtraje utilizado por el segundo grupo para estimar el alfa pre-estímulo (de banda estrecha, selectivamente en la banda de alfa) (Price, 1997; Basar, 1980; Rahn y Basar 1993a y 1993b; Romani et al, 1988), argumentando que este genera un efecto que ellos denominan “ringing”, que se refiere a niveles de amplificación no planeados de ciertas frecuencias y señalan que en general, entre más angosto es el corte en el filtro pasa bandas, mayor es el riesgo de un efecto de ringing. Por otra parte Barry et al (2000), tratando de explicar esta controversia también han señalado que es posible que al hacer la presentación del estímulo dependiente de los niveles de la actividad alfa, esto resulte en un tipo de entrenamiento (biofeedback), y que esta situación hace que las comparaciones entre este grupo de estudios y los que siguen la forma usual de registro de los PREs sea cuestionable.

Además, Barry et al (2000) señalan que esta controversia también se puede deber en parte a las diferencias en la forma de medir el P300, pues mientras unos usan la medida de pico a pico otros usan del pico a la línea base.

Por su parte Romani et al (1988) señalan que existen diferencias individuales en la variabilidad del EEG que pueden oscurecer la relación entre el EEG y los PREs, ellos encontraron que la mitad de los sujetos registrados presentaba fluctuaciones muy pequeñas en la amplitud del EEG y dividieron sus sujetos en dos grupos los que presentaban baja y alta variabilidad. Así, encontraron que solo en el grupo de alta variabilidad se presentaba la relación entre la amplitud del EEG pre-estímulo y la amplitud de los PREs.

Intriligator y Polich (1995) por su parte reportan que la relación entre el alfa pre-estímulo y el P300 solo se presenta en registros donde el sujeto mantiene los ojos abiertos, explicando que al cerrar los ojos se incrementa la amplitud general EEG, especialmente en la banda de alfa, y esto oscurece la relación entre alfa y el P300.

Por otra parte, existen otras diferencias metodológicas importantes entre los trabajos ya citados que han encontrado la relación entre el alfa y el P300, y nuestro estudio, que podrían estar explicando las diferencias en los resultados. Esto es, mientras en nuestro trabajo analizamos la potencia de alfa 1 en Oz, específicamente, en los trabajos anteriores se midió toda la banda de alfa y desde Pz y se sabe que existen múltiples generadores de actividad alfa que se comportan de manera independiente (Basar et al, 1997; Pfusfeller y Klimesh, 1992). Pfusfeller y Klimesh reportan que en registros donde se utilizan múltiples canales, han encontrado de manera simultánea sincronización y desincronización en la banda de alfa en diferentes derivaciones, y señalan que este hecho puede explicar los resultados contradictorios en el incremento de alfa o la atenuación de alfa basada en un número limitado de canales. Ellos señalan que

especial precaución es necesaria interpretando registros del EEG en derivaciones centro-occipitales o parieto-occipitales, porque las áreas centrales y occipitales se pueden comportar de manera muy diferente, en términos de la generación de actividad alfa en el mismo momento.

Finalmente, esto nos lleva a plantearnos la pregunta de cual es el parámetro electrofisiológico que mejor refleja los cambios en el nivel de alertamiento durante la vigilia.

Mientras algunos autores han utilizado medidas autonómicas para determinar los cambios en el nivel de alertamiento, tales como la frecuencia cardiaca (Posner y Raichle, 1997), la vasoconstricción periférica (Iani et al, 2004) o la respuesta galvanica de la piel (Edelberg y Muller, 1981), algunos otros consideran que el nivel de alertamiento debe ser definido en términos psicológicos-conductuales, y que el tiempo de reacción es uno de los principales aspectos del concepto de nivel de alertamiento (Lindsey, 1952; Ota et al, 1996).

Nosotros creemos que es necesaria una integración de aspectos conductuales fisiológicos y cognitivos como un modo de acercamiento más adecuado para la medición del nivel de alertamiento. Parece que la clave esta en investigar cual es la mejor combinación de variables electrofisiológicas, conductuales y autonómicas que mejor expresan este proceso.

Conclusiones:

1. La potencia en la banda de alfa 1 no es suficiente para determinar el nivel de alertamiento, por lo cual no fue posible lograr el objetivo del presente estudio, que intentaba explorar la relación entre el nivel de alertamiento y la atención selectiva durante la vigilia.
2. Existe la posibilidad de que el ritmo alfa-1 occipital mantenga una relación inespecífica con los procesos de atención.
3. Es importante desarrollar técnicas eficaces de medición del nivel de alertamiento durante la vigilia, para así poder estudiar experimentalmente la relación entre el nivel de alertamiento y la atención selectiva.
4. El estudio de la relación entre el nivel de alertamiento y la atención selectiva es un tema complejo y requiere del uso de métodos multivariados, donde se integre la medición de variables, electrofisiológicas, autonómicas y conductuales.

Bibliografía

- Aftanas, L.I., Golocheikine, S.A. (2001). Human anterior and frontal midline and lower alpha reflect emotionally cognitive state and internalized attention: high resolution EEG investigation of meditation. *Neuroscience letters*, 310, 57-60.
- Andreassi, J. (2000). *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Mahwah, NJ. Lawrence Erlbaum Associates.
- Aguiar, D., Checa, A. y Meneses, S. (1998). Auditory event-related potentials (ERPs) during different arousal levels. 28th Annual Meeting Society for Neuroscience. Los Angeles, California.
- Aston-Jones G., Rajkowski J., Kubiak P, Alexynsky T. (1994). Locus coeruleus neurons in monkey are selectively activated by attended cues in a vigilance task. *Journal of Neuroscience*, 14, 4467-4480.
- Barry, R. J., Kirkaikul, S., & Darren, H. (2000). EEG alpha activity and the ERP to target stimuli in an auditory oddball paradigm. *International Journal of Psychophysiology*, 39, 39-50.
- Basar, E., Schürman, M., Basar Eroglu, C., Karakas, S., (1997). Alpha oscillations in brain functioning: an integrative theory. *International Journal of Psychophysiology*, 26, 5-29.
- Basar E, Schurmann M, Basar-Eroglu C, Demiralp T. (2001) Selectively distributed gamma band system of the brain. *International Journal of Psychophysiology*, 39, 129-135.
- Beatty, J., Greenberg, A., Deibler, W., P., & O'Hanlon, J. F., (1974) operant control of occipital theta rhythm affects performance in a radar monitoring task. *Science*, 183, 871-873.
- Berger, H. (1930) Uber das Elektrenkephalogramm des Menschen II. *J. Psychol. Neurol.*, 40, 160-179.
- Boulton, A. A., Baker, G. B., & Vanderwolf, C. H. (1990). *Neuromethods, neurophysiological techniques*. Clifton, New Jersey. Humana press.
- Brandt, M.E., Jansen, B.H. y Carbonari, J.P. (1991). Pre-stimulus spectral EEG patterns and the visual evoked response. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 80, 16-20.
- Bremer, F. (1935). Cerveau isolé et physiologie du sommeil. *C. R. Soc. Biol., Paris*, 118, 1235-1242.
- Broadbent, D.E. (1958). *Perception and communication*. London: Pergamon Press.
- Cajochen, C., Brunner D.P., Krauchi K., Graw P., Wirz-Justice A. (1995) Power density in theta/alpha frequencies of the waking EEG progressively increases during sustained wakefulness. *Sleep* 18 (10), 890-894.
- Campbell, K. y Bartoli, E. (1986) Human auditory evoked potentials during natural sep: the early components. *Journal of Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 65, 152-149.
- Cicek, M., Nalcaci, E. (2001) Interhemispheric asymmetry of EEG alpha activity at rest and during the Wisconsin Card Sorting Test: relations with performance.

Biological Psychology, 58, 75-88.

- Coenen, A. (1995). Neuronal activities underlying the electroencephalogram and evoked potentials of sleeping and waking: implications for information processing. *Neuroscience Biobehav. rev.*, 19(3), 447-63.
- Cohen, R. A. (1993). *The Neuropsychology of Attention*. New York: Plenum Press.
- Corsi, M. (1983). *Psicofisiología del sueño*. DF: Trillas.
- Davison, M. C., Villareal, M., and Marrocco, R. T. (1994). Pharmacological manipulation of noradrenaline activity influences covert orienting in rhesus monkey. *Neurosci. Abstr.* 21: 829.
- Edelberg, R., & Muller, M., (1981). Prior activity as a determinant of electrodermal recovery rate. *Psychophysiology*, 18, 17-25.
- Fernández-Guardiola (1998). En: De la Fuente, R. y Álvarez F. J. (Eds) *Biología de la mente*. DF: Fondo de Cultura Económica.
- Fernández, T. y González A. (2001). En: Alcaraz, V. M., & Gumá, E. (Eds) *Texto de Neurociencias Cognitivas*. México D.F., Manual Moderno.
- Fuster, J. M. (1958). Effects of stimulation of brain stem on tachistoscopic perception. *Science*, 127, 150.
- Gücer, G., Niedermeyer, E., and Long, D.M., (1978). Thalamic EEG recordings in patients with chronic pain. *J. Neurol. (Berlin)*. 219,47-61.
- Gumá, E. y González A. (2001). En: Alcaraz, V. M., & Gumá, E. (Eds) *Texto de Neurociencias Cognitivas*. México D.F., Manual Moderno.
- Hars, J., Voss, U., Hull, J., Schrepfer, S., Badia, P. (1994). ERP and behavioral changes during the wake/sleep transition. *Psychophysiology*, 31, 244-52.
- Harmony, T. (1984). *Neurometric assessment of brain dysfunction in neurological patients*. Hillsdale, New Jersey. Lawrence Erlbaum Associates.
- Hillyard, S. A., Hink, R.F., Schwent, V.L., and Picton, T.W. (1973) Electrical signs of selective attention in the human brain. *Science*, 182, 177-80.
- Hughes, J. R. (1985). A review of the Auditory System and its Evoked potentials. *American Journal of Electroencephalogram Technology*, 25, 115-158.
- Iani, C., Gopher, D., Lavie, P., (2004). Effects of task difficulty and invested mental effort on peripheral vasoconstriction. *Psychophysiology*, 41, 789-798.
- IFSECN (1983). *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology*. Elsevier, Amsterdam.
- Intriligator, J., & Polich, John (1995). On the relationship between EEG and ERP variability. *International Journal of Psychophysiology*, 20, 59-74.
- Jasiukaitis, P., Hakerem, A. G. (1988) The effect of prestimulus alpha activity on the P300. *Psychophysiology*, 25, 157-165.
- Jasper, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroenceph. & Clin. Neurophysiol.*, 10; 371-375.
- Jausovec, N. Y Jausovec, K. (2000). EEG activity during the performance of complex mental problems. *International Journal of Psychophysiology*, 36, 73-88.

- Kinomura, S., Larsson J, Gulyas B, Roland PE. (1996). Activation by attention of the human reticular formation and thalamic intralaminar nuclei. *Science*, 271: 512-515.
- Klimesh, W. (1996). Memory processes, brain oscillations and EEG sincronization. *International Journal of Psychophysiology*, 24, 61-100.
- Klimesh, W. (1997). EEG-alpha rhythms and memory processes. *International Journal of Psychophysiology*, 26, 319-340.
- Klimesh, W. (1999). Auditorily elicited EEG desynchronization and synchronization: A review of Christina M. Krause's doctoral thesis. *Scandinavian Journal of Psychology*, 40, 329-331.
- Knight, R. T. (1984). Decreased response to novel stimuli after prefrontal lesions in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 59, 9-20.
- Koshino, Y., Nishio, M., Murata, T., Omori, M., Murata, I., Sakamoto, M., & Isaki, K. (1993). The influence of light drowsiness on the latency and amplitude of P300. *Clinical Electroencephalography*, 24, 110-3.
- Krause, C., Lang, A., Laine, M., Kuusisto, M., Porn, B. (1996). Event-related EEG desynchronization and synchronization during an auditory memory task. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 98, 319-326.
- Lindsley, D.B. (1952). Psychological phenomena and the electroencephalogram. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 4, 443-456.
- Marrocco, R., Witte, A., Davidson M. (1994). Arousal systems. *Current opinion in neurobiology*, 4, 166-170.
- Martínez, C. y Rojas, B. (1998). Manual de Técnicas de Electroencefalografía. D.F., Comunicaciones Científicas Mexicanas SA de CV.
- Matousek M. y Petersen, S. (1983). A method for assessing alertness fluctuations from EEG spectra. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 108-113.
- Meneses, S. (2001) En: Alcaraz, V. M., & Gumá, E. (Eds) Texto de Neurociencias Cognitivas. México D.F., Manual Moderno.
- Moruzzi, G., & Magoun, H. W. (1949). Brain stem reticular formation and activation of the EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1, 455-473.
- Mulholland, T.B. (1969). The concept of attention and the electroencephalographic alpha rhythm. En: C.R. Evans and T.B. Mulholland (Eds), Attention in neurophysiology, Butterworths, London, pp. 100-127.
- Myslobodsky, M. S. & Mirsky, A. F. (1988). Elements of petit mal epilepsy. NY, P. Lang Publisher.
- Niedermeyer (1999) En: Niedermeyer, E., & Lopes, F. (Eds). Electroencephalography, basic principles, clinical applications, and related fields. Baltimore, Williams and Wilkings.
- Ota, T., Toyoshima, R. Yamauchi, T. (1996). Measurements by biphasic changes of the alpha band amplitude as indicator of arousal level. *International Journal of Psychophysiology*, 24, 25-37.
- Parasuraman, R. (2000). The attentive brain. Massachusetts, MIT press.

- Petsche, H. & Etlinger, S. (1998). EEG and Thinking. Gesamtherstellung. Österreichische Akademie der Wissenschaften Wien.
- Pfurtscheller, G. & Lopes Da Silva F.H. (Eds) (1999) Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology. Vol 6, Amsterdam: Elsevier.
- Pfurtscheller, G. & Klimesh, W. (1992) Event related cortical synchronization and desynchronization of alpha and beta waves in a cognitive task. In Basar, E., Bullock, T.H. (Eds), *Induced Rhythms in the brain*. Birkhäuser, Boston, pp. 117-145.
- Picton, T. W., & Hink, R. F. (1973). Evoked Potentials: how? what? and why?. *Amer. J. EEG Technol.*, 14(1), 9-44.
- Polich, J. (1997). On the relationship between EEG and P300: individual differences, aging, and ultradian rhythms. *International Journal of Psychophysiology*, 26, 299-317.
- Posner, M. & Raichle, M (1997). Images of mind. New York, Scientific American Library.
- Posner, M. & Synder, C. R. R. (1975). Attention and cognitive control. In R. L. Solso (Ed.), *information processing and cognition: The Loyola Symposium*. (pp. 55-84). Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Price, G. W. (1997) The effect of pre-stimulus alpha activity on the auditory P300 paradigm: a prospective study. *Brain Topography*, 9(3), 169-176.
- Pritchard, W.S., Brandt, M. E., Shappell, S.A., O'Dell, T. J., & Barratt, E. S., (1985). P300 amplitude/prestimulus EEG power relationships [abstract]. *Psychophysiology*, 22, 609-610.
- Rahn, E., & Basar, E. (1989). Prestimulus EEG-activity strongly influences the auditory evoked vertex response: a new method for selective averaging. *International Journal of Neuroscience*, 69, 207-220.
- Rahn, E., & Basar, E. (1993). Enhancement of visual evoked potentials by stimulation during low prestimulus EEG stages. *International J. Neuroscience*, 72, 123-136.
- Reilly, M. (1999) In: Niedermeyer, E., & Lopes, F. (Eds) *Electroencephalography, basic principles, clinical applications, and related fields*. Baltimore, Williams and Wilkins.
- Rohrbaugh, J. W., Parasuraman, R., & Johnson, R. Jr. (1990). *Event Related Brain Potentials basic issues and applications*. New York, Oxford University Press.
- Romani, A., Callieco, R., & Cosi, V. (1988). Prestimulus spectral EEG patterns and the evoked auditory vertex response. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, (70), 270-272.
- Rosenzweig, M. R., & Leiman, A. (1995). *Psicología Fisiológica*. D.F., McGraw-Hill.
- Rugg, M. D., & Coles, M. G. (1995). *ELECTROPHYSIOLOGY OF MIND event-related brain potentials and cognition*. New York. Oxford University Press.
- Sakowitz OW, Quiroga RQ, Schurmann M, Basar E. (2001). Bisensory stimulation increases gamma-responses over multiple cortical regions. *Brain Res Cogn Brain Res*. 11, 267-79.

- Scott, D. (1976). *Understanding EEG: an introduction to electroencephalography*. Lippincott publisher.
- Shaw, J.C. (2003). *The brain's alpha rhythms and the mind*. Amsterdam, Elsevier Science.
- Spencer, K.M., Polich J. (1999). Post-stimulus EEG spectral analysis and P300, attention, task and probability. *Psychophysiology* 362, 220-232.
- Steriade, M. y Llinas, R. (1988). The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay. *Phys. Rev.*, 68, 649-742.
- Styles, E. A. (1997). *The Psychology of Attention*. Bucks, UK, Psychology Press.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & John, E.R., (1965). Evoked potential correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150, 1187-1188.
- Thompson, R. F. (1975). *Fundamentos de psicología fisiológica*. D:F:, Trillas.
- Thompson, R. F. (1977). *Introducción a la psicología fisiológica*. D:F:, Harla.
- Torsvall, L. & Akerstedt, T. (1987). Sleepiness on the job: continuously measured EEG changes in train drivers. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 66, 502-511.
- Valentino, D. A., Arruda, J. E., & Gold, S. M. (1993). Comparison of QEEG and response accuracy in good vs. poorer performers during a vigilance task. *International Journal of Psychophysiology*, 15, 123-134.
- Van Dijk, J. G., Caekebeke, J. F. V., Jennekens-Schinkel, & Zwinderman, A. H. (1992). Background EEG reactivity in auditory event-related potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 83, 44-51.
- Van Zomeren, A. H., & Brouwer, W. H. (1994). *Clinical Neuropsychology of Attention*. New York, Oxford University Press.
- Walter, W. G. (1959). In "Handbook of Physiology" (J. Field, ed.), Vol. 1, Sect. 1, Chapter XI. American Physiological Society, Washington, D. C.
- Walter, W.G. (1964). Slow Potential waves in the human brain associated with expectancy, attention and decision. *Arch. Psychiat Nervenkr*, 206, 309-322.
- Wang, Y., Shiraishi Y., Kawai, Y. Y Nakashima, K. (1998). Cortical anesthesia reduced the amplitud of local P300 event-related potential in rabbits by auditory oddball paradigm. *Neuroscience Letters*, 6, 244-258.
- Yerkes, R. M., y Dodson, J. D. (1908). The relation of strength of stimulus to rapidity of habit formation. *Journal of comparative neurology and psychology*, 18, 459-482.