

207
2 es.



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

FACULTAD DE PSICOLOGIA

**"ORGANIZACION FUNCIONAL DE LA CORTEZA
CEREBRAL DURANTE LAS DIFERENTES ETAPAS
DEL SUEÑO".**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
LICENCIADO EN PSICOLOGIA
P R E S E N T A :
ENRIQUE PEREZ GARCIA

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MARIA CORSI CABRERA

MEXICO, D. F.

1998.

269086

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



CON CARIÑO

A MIS PADRES ENRIQUE PÉREZ Y NURIA GARCI.

A MI HERMANO SANTIAGO.

AGRADECIMIENTOS

A Mary Corsi por ser la persona que me ayudo a construir el “gran telescopio” que me permitió descubrir el fascinante universo de las neurociencias. ¡¡Gracias infinitas por ello!!.

A los sinodales de esta tesis: Dr. José Ma. Calvo y Otalora, Dra. Feggy Ostrosky Solís, Mtra. Consuelo Arce Ortiz y Dra. Elvira Galarraga Palacio; por los comentarios y sugerencias sobre este trabajo.

Al Dr. Miguel Angel Guevara por su valioso apoyo en la realización de los programas de captura y análisis del EEG.

Al Dr. Jorge Juárez y a la Dra Julieta Ramos quienes estuvieron apoyándome en el inicio de mi trabajo en el laboratorio.

A Consuelo Arce, por su sincera amistad y por todas las enseñanzas recibidas.

A Yolanda de Río Portilla, por ser un ejemplo de como conllevar una excelente relación de trabajo y una gran amistad. “¿Qué voy yo a hacer sin ti?...”

A Yolanda Villanueva, Berenice Gálvez y Luz Ma. Galindo, por su participación y ayuda en el trabajo experimental .

A mi tocayo Ugalde por la amistad.

A Enriqueta Aranda por ser para mí un gran ejemplo a seguir. Todo mi cariño y admiración.

A Karina Simón, Sheyla Mejía, Constanza Alacaráz, Diana Posadas, Esther Gómez, Julia González, Vladimir Orduña, Rubén González, Gabriela Castillo, Gabriela Orozco, Marina González, Liliana Paz y Mariana Vargas. Gracias a todos por estar siempre presentes en mi vida.

El presente trabajo se realizó en el Laboratorio de Sueño de la Facultad de Psicología de la Universidad Nacional Autónoma de México.

Financiado por DGAPA proyecto IN205997.

Agradezco al Programa de Becas Tesis de Licenciatura en Proyectos de Investigación (PROBETEL), por el apoyo económico otorgado.

INDICE

	Página
RESUMEN	1
I. INTRODUCCIÓN	3
II. CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS DE LA VIGILIA Y EL SUEÑO	10
1. Vigilia	10
2. Sueño de Ondas Lentas	15
3. Sueño Paradójico	17
III. ACTIVIDAD COGNOSCITIVA EN LA VIGILIA, EL SUEÑO DE ONDAS LENTAS Y EL SUEÑO PARADÓJICO	22
1. Vigilia	22
2. Sueño de Ondas Lentas	24
3. Sueño Paradójico	25
IV. ACTIVIDAD ELÉCTRICA CEREBRAL	28
1. Análisis de Amplitud (o Potencia)	31
2. Correlación y Coherencia de la Actividad EEG	32
3. Aplicación de la Correlación y la Coherencia al Estudio del Electroencefalograma	34
V. PLANTEAMIENTO DE LOS OBJETIVOS DEL TRABAJO	39
VI. MÉTODO	41
1. Sujetos	41
2. Procedimiento	41
3. Registro de la Actividad EEG	41
4. Análisis del EEG	44
4.1 Tratamiento de la Señales	45
4.2 Análisis Estadístico	46

VII. RESULTADOS	48
1. Arquitectura de Sueño	48
2. Análisis de Componentes Principales	51
2.1 Correlación Interhemisférica	51
2.2 Correlación Intrahemisférica	53
3. Análisis Estadístico	56
3.1 Correlación Interhemisférica	60
3.2 Correlación Intrahemisférica	66
3.2.1 Factor A	66
3.2.2 Factor B	69
3.2.3 Interacción entre el Factor A y el Factor B	69
VIII. DISCUSIÓN	74
IX. BIBLIOGRAFÍA	84

I. RESUMEN

La actividad electroencefalográfica (EEG) de frecuencias ultra rápidas o actividad gamma (30-80 Hz), ha sido relacionada con los procesos de alertamiento y de percepción sensorial en la vigilia y el sueño paradójico (SP). Su presencia durante el SP puede estar relacionada con las cualidades sensoriales de la actividad onírica (AO).

Durante el SP, la actividad metabólica de los lóbulos prefrontales (medida mediante la técnica de tomografía por emisión de positrones; PET) se encuentra disminuida con respecto a la vigilia, mientras que en otras regiones del cerebro, ésta se encuentra elevada. En la vigilia, la actividad de los lóbulos prefrontales ha sido relacionada con la capacidad de planear, mantener y evaluar la conducta propositiva; aspectos que están ausentes en la trama de la AO. La disminución en la actividad de los lóbulos prefrontales durante el SP puede ser la causante de éste fenómeno.

El análisis de Correlación Producto-Momento de Pearson aplicado al EEG registrado en dos derivaciones diferentes, ha sido utilizado como una medida del acoplamiento del EEG en las dos regiones cerebrales. Se asume que a mayor correlación de la actividad EEG en dos áreas del cerebro, mayor será su relación funcional.

El objetivo de este trabajo de tesis fue describir el acoplamiento de la actividad gamma entre los dos hemisferios cerebrales (r -inter) y dentro de cada uno (r -intra), durante la vigilia y el sueño. De igual manera, en este trabajo se buscó describir los posibles cambios en el acoplamiento electroencefalográfico de las regiones frontales con las regiones centrales, parietales y temporales, a lo largo del continuo vigilia-sueño.

La actividad EEG de ocho adultos jóvenes sanos fue registrada en el laboratorio durante la vigilia antes de dormir y a lo largo de una noche de sueño. Se elaboraron los espectros de correlación r -inter y r -intra con la actividad EEG de la vigilia y de las etapas II, IV y SP del segundo ciclo de sueño. Los espectros fueron comparados entre sí estadísticamente. Se comparó además, el acoplamiento de las regiones centrales, temporales y parietales con las regiones frontales y occipitales.

El acoplamiento r-inter de la actividad gamma alcanzó sus valores máximos en la etapa IV y el SP, mientras que la r-intra de esta actividad tuvo sus valores mínimos en estas mismas etapas. Estos cambios se dieron de manera homogénea en todo el rango de gamma, lo que es congruente con la existencia de un solo sistema generador, posiblemente el tálamo-cortical cortico-tálamico, como ha sido planteado por varios autores.

El acoplamiento funcional intrahemisférico de las regiones centrales, temporales y parietales, fue significativamente mayor con las derivaciones frontales que con las occipitales, esto se observó tanto en la vigilia como en el sueño. Este resultado puede ser un indicador del papel que juegan las regiones frontales, como estructuras organizadoras de la activación coordinada del resto de la neocorteza cerebral, tal y como lo han planteado varios autores.

En el rango de 65 a 80 Hz, la relación funcional de las regiones frontales descendió durante el sueño, alcanzando su valor mínimo en las etapas IV y SP.

Se concluye que la actividad gamma constituye un mecanismo de filtrado utilizado por las regiones prefrontales de la neocorteza, para eliminar la información irrelevante en los procesos cognoscitivos de la vigilia. El desacoplamiento de las regiones frontales con el resto de la corteza, observado durante el sueño en este rango de frecuencias, podría ser la razón de las incongruencias y la falta de control volitivo y de juicio que caracteriza a la AO.

I. INTRODUCCIÓN.

Desde hace varias décadas se ha empleado el término de neurociencias para designar un esfuerzo multidisciplinario encaminado a lograr la comprensión del sistema nervioso central y periférico. Este sistema se encuentra constituido por una cantidad aproximada de 85 billones de células nerviosas que conforman una red impresionante de conexiones entre ellas para regular el funcionamiento adaptativo del organismo.

Aunado a la problemática que representan para el estudio del sistema nervioso la gran variedad de tipos de células nerviosas, la complejidad de su funcionamiento y el número extremadamente alto de posibles conexiones anatómicas y funcionales entre ellas, se añade el hecho de que estos factores varían a lo largo del ciclo vigilia-sueño.

Dentro del campo de las neurociencias, existe una rama dedicada a entender el origen y la dinámica de los procesos cognoscitivos. De igual manera, esta especialidad debe contemplar la variación en el funcionamiento del sistema nervioso a lo largo del ciclo vigilia-sueño y a su vez, volverla parte de su objeto de estudio. Todo ello en tanto se asuma que, dependiendo de la organización funcional que guarda el cerebro en cada estado, los procesos cognoscitivos emanarán de él de manera diferenciada.

A grandes rasgos, en el humano se pueden considerar tres estados fisiológicos: la vigilia, el sueño de ondas lentas (SOL) y el sueño paradójico

(SP). Fenómenos como la percepción, la memoria, el pensamiento y la conciencia, parecen moldearse de manera diferente en cada uno de ellos.

Las diferencias observadas entre estos tres estados son complejas y sorprendentes. Muchos han sido los intentos para describir y explicar estos cambios.

Una de las diferencias que ha llamado la atención, es la estructura cognoscitiva de la denominada actividad onírica (AO) que caracteriza al SP y que difiere profundamente de la estructura del pensamiento en la vigilia.

En general, se puede decir que la AO es un estado propio del proceso del dormir, caracterizado por la experimentación de alucinaciones. Durante este fenómeno, el pensamiento del soñador se caracteriza por la elaboración de tramas que varían en complejidad, en las cuales se evidencia un trastorno cognoscitivo: existe un rompimiento con las leyes de la física; es común la elaboración de sucesos que en la vigilia serían improbables y hasta absurdos. La trama de la experiencia onírica sufre cambios repentinos de escenas, personajes y emociones. Un aspecto de la AO que ha llamado la atención a través de historia de la humanidad, y que sigue sin ser explicado, es el hecho de que en la AO, a diferencia de la actividad cognoscitiva experimentada en la vigilia, todas estas incongruencias son aceptadas pasivamente y sin cuestionamiento alguno por el soñador, quien excepto por algunos casos, carece de un control volitivo sobre lo que en ella ocurre.

Desde el descubrimiento de su vinculación con el SP a mediados de este siglo (Dement y Kleitman, 1957a,b), diversos grupos de investigación han dedicado gran parte de su trabajo a entender aspectos particulares de la fenomenología de la AO (para una revisión véase Corsi-Cabrera, 1994).

Trabajos recientes en el campo del sueño, han mostrado dos descubrimientos cuyo estudio detallado, podría explicar parte de las características cognoscitivas de la AO. A continuación se explican brevemente:

A) Estudios electrofisiológicos recientes con animales en preparaciones agudas (Steriade et al 1996), así como con humanos empleando la técnica de magnetoencefalografía (Ribary et al 1991), han revelado la participación de estructuras cerebrales en la generación de frecuencias de bajo voltaje de 30 a 80 Hz (actividad gamma), durante la vigilia en estado de alerta y durante el SP. Dicha actividad ha sido relacionada por varios autores en los procesos de percepción sensorial (Bressler, 1990; Llinás y Ribary, 1993) y su presencia durante el SP puede estar relacionada con las cualidades sensoriales de la AO (Llinás y Paré, 1991b).

B) Por otro lado, estudios en donde se ha empleado la técnica de tomografía por emisión de positrones en sujetos sanos dormidos, han mostrado que durante el SP el flujo sanguíneo en las regiones frontales del cerebro, y en especial en los lóbulos prefrontales, disminuye considerablemente en comparación con la vigilia (Buschsbaum et al. 1989; Sawaya e Ingvar, 1989; Maquet et al., 1996).

La actividad de los lóbulos prefrontales durante la vigilia, ha sido relacionada con la capacidad de planear, mantener y evaluar la conducta propositiva (Luria, 1979). Puesto que estos tres aspectos se encuentran ausentes durante la trama de la AO, Maquet et al, (1996) y Corsi-Cabrera (1977) han postulado que esto podría deberse a la disminución en la actividad de los lóbulos prefrontales durante el SP.

El registro de la actividad eléctrica cerebral mediante el electroencefalograma (EEG), ha sido una de las herramientas más empleadas en el estudio del sueño. Tanto la inspección visual del EEG como su análisis cuantitativo, han permitido determinar la organización funcional que guarda el cerebro (para una revisión véase Nunez, 1995).

El análisis de Correlación Producto-Momento de Pearson aplicado a la actividad EEG registrada en dos derivaciones diferentes, ya sea entre los dos hemisferios cerebrales o dentro de un mismo hemisferio, ha sido utilizado como una medida de la similitud en el patrón electroencefalográfico generado en dos regiones cerebrales. En general, se asume que a mayor correlación de la actividad EEG en dos áreas del cerebro, mayor será su relación funcional (Shaw, 1981; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

A la luz de los descubrimientos relacionados con la participación de la actividad gamma y del papel de los lóbulos prefrontales en la posible modulación de ciertos aspectos cognoscitivos de la AO, y considerando además, las ventajas aportadas por el análisis de correlación de la actividad EEG, las siguientes interrogantes pueden ser planteadas:

- ¿De qué manera se encuentra acoplada la actividad gamma entre los dos hemisferios y dentro de cada hemisferio, durante la vigilia y las diferentes etapas del sueño?
- ¿Existen cambios en la relación funcional que mantienen las regiones frontales con el resto de la corteza a lo largo del continuo vigilia-sueño?

Estudios previos (Corsi-Cabrera et al 1987; Gevara et al., 1995), han utilizado el análisis de correlación de la actividad EEG, con el objeto de estudiar las relaciones funcionales entre diferentes áreas de la corteza cerebral durante el sueño. En estos trabajos se observó que durante el SOL, hay una disminución (con respecto a la vigilia) en la diferenciación funcional entre los dos hemisferios cerebrales así como dentro de cada hemisferio y que en el SP, la diferenciación funcional entre ambos hemisferios continúa con los valores del SOL, mientras que la diferenciación funcional dentro de cada hemisferio, es similar a la descrita para la vigilia.

En los trabajos previos, el análisis se limitó al rango de frecuencias entre 1 y 15 Hz, descartando así la actividad gamma; además, el número de derivaciones utilizadas fue limitado impidiendo con ello el estudio de las relaciones funcionales de las regiones frontales con otras áreas de la corteza.

En este trabajo de tesis, se estudiaron las relaciones funcionales inter e intrahemisféricas durante la vigilia y el sueño utilizando la misma metodología, el análisis de correlación de la actividad EEG. A diferencia de los estudios previos, en la presente investigación se amplió a 80 Hertz el número de

frecuencias analizadas. Esto se realizó para poder estudiar el patrón de acoplamiento regional de la actividad gamma, cuya dinámica de propagación ha sido planteada como relevante en la estructuración de los procesos sensoriales durante la vigilia y el SP (Llinás y Ribary, 1993).

Dada la importancia que representa la interacción de las regiones frontales con el resto de la corteza para la modulación de ciertos aspectos cognoscitivos del pensamiento en la vigilia y de la AO en el SP, en este trabajo se decidió estudiar las variaciones en el acoplamiento funcional de las regiones frontales con el resto de la corteza cerebral, durante el continuo vigilia-sueño.

Los objetivos específicos del presente trabajo fueron:

- A) Corroborar los resultados encontrados en los estudios previos (Corsi-Cabrera et al., 1987; Gevara et al., 1995) en cuanto a la correlación inter e intrahemisférica de la actividad EEG en el rango de 1 a 15 Hertz durante la vigilia y el sueño.
- B) Describir el patrón de acoplamiento inter e intrahemisférico de las frecuencias que constituyen a la banda de gamma (30-80 Hz), durante la vigilia y el sueño.
- C) Estudiar mediante el análisis de correlación de la actividad EEG, el acoplamiento funcional de las regiones frontales con otras áreas de la corteza cerebral, durante la vigilia y el sueño.

En el marco introductorio de esta tesis se describirán de manera general, varios aspectos fisiológicos de la vigilia, el SOL y el SP, poniendo énfasis en el patrón electroencefalográfico que caracteriza a cada estado, así como en las fuentes de actividad eléctrica del cerebro que se encuentran involucradas en la generación de la actividad EEG.

Posteriormente, se describirán varias de las características cognoscitivas del pensamiento en la vigilia, del SOL y de la AO del SP. Se hará mención del papel que juegan las regiones frontales del cerebro en la modulación de ciertos aspectos de la actividad cognoscitiva en estos estados.

Se explicará también, en qué consiste el registro de la actividad EEG, cuáles son sus ventajas y desventajas con respecto a otras técnicas no invasivas utilizadas para el estudio del funcionamiento del cerebro humano, así como la descripción de tres análisis cuantitativos empleados para el estudio de la actividad EEG: el análisis de potencia o amplitud, el análisis de correlación y el análisis de coherencia.

Finalmente, se hará referencia a los resultados reportados en la literatura, sobre el estudio de las relaciones funcionales de la corteza cerebral durante la vigilia y el sueño, evaluadas mediante los análisis de correlación y de coherencia.

II. CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS DE LA VIGILIA Y EL SUEÑO.

1. VIGILIA:

Determinar un estado fisiológico que caracterice a la vigilia es una tarea difícil, sobre todo si consideramos que dentro de esta etapa existen un sin número de fluctuaciones en el nivel de alertamiento. En un día normal, experimentamos diferentes estados emocionales, motivacionales y atencionales; cada uno de los cuales, se encuentra determinado por un estado fisiológico particular.

En términos generales, se puede decir que la vigilia en el humano se caracteriza por un alto grado de reactividad a la estimulación exteroceptiva e interoceptiva, acompañada por un estado de activación electrocortical, integrado por frecuencias rápidas: alfa, beta y gamma.

La presencia de actividad alfa (8-13 Hz), se observa predominantemente en la corteza occipital con los ojos cerrados. La generación de este ritmo, parece darse en pequeños epicentros de la corteza occipital, a partir de los cuales es propagado en diferentes direcciones de la corteza a distancias de hasta 4 mm. Aunado a estas conexiones córtico-corticales, la actividad de fibras tálamo-corticales (provenientes del núcleo pulvinar y del geniculado lateral) parece estar involucrada en la generación de alfa (Lopes da Silva, et al. 1973; Lopes da Silva y Storm, 1977; Lopes da Silva 1991).

El registro de frecuencias rápidas (entre 14-35 Hz) en el EEG, también denominada actividad beta, es observado en situaciones de gran alertamiento. Este ritmo es registrado predominantemente en la corteza sensorio-motora así como en las áreas de asociación de animales, al momento de esperar y observar de manera inmóvil a su presa (Bouyer et al., 1981 y 1987; Rougel-Buser et al., 1983; Roth et al., 1967). En el humano, estas frecuencias electroencefalográficas han sido registradas predominantemente en las regiones frontocentrales, durante la vigilia alerta asociada con actividad intelectual.

La generación de actividad gamma (35-45 y hasta 80 Hz) en el humano no ha sido, sino hasta muy recientemente, tomada en serio por diversos grupos de investigación. La aparición de este conjunto de frecuencias fue considerada por mucho tiempo como ruido introducido por la actividad muscular, o proveniente del suministro de la corriente eléctrica. Con el empleo del magnetoencefalograma, técnica que permite determinar la fuente de origen de una actividad específica, se ha podido demostrar la participación de estructuras cerebrales en la generación de tal actividad (Ribary et al., 1991). Su inducción ha sido lograda en gatos en preparaciones agudas, mediante la estimulación eléctrica de las porciones colinérgicas del tallo cerebral (Steriade et al., 1996). Así mismo, Llinás y colaboradores (1991a) han registrado *in vitro* la actividad de interneuronas corticales (presumiblemente de carácter inhibitorio) de la capa IV de la neocorteza del cobayo, que tienen la capacidad de oscilar a estas frecuencias a potenciales de membrana despolarizados.

Por su clara aparición en corteza occipital al momento de percibir un estímulo visual, esta actividad ha sido interpretada como un acarreador de información, cuya última finalidad es la de integrar la información sensorial y lograr así la conciencia de percepción de un objeto global (Bressler, 1990; Llinás y Ribary, 1993).

Estudios realizados con MEG en humanos, han demostrado una demora de fase de alrededor de 12 milisegundos de esta actividad entre las regiones frontales de la corteza cerebral y las occipitales. Lo anterior ha llevado a plantear una dinámica de propagación de carácter antero-posterior, mediada por circuitos tálamo-corticales córtico-tálamicos (Ribary et al., 1991; Llinás y Ribary, 1993). Así mismo, se ha observado que esta propagación de gamma parece ser provocada por la audición de un tono (Ribary et al., 1991; Llinás y Ribary, 1993).

Los estudios pioneros realizados en 1949, por Moruzzi y Magoun, pusieron de relieve la participación que guarda el Sistema Reticular Activador Ascendente (SRAA) del tallo cerebral, en la generación y modulación de alertamiento observado en la vigilia.

A nivel bioquímico, el neurotransmisor acetilcolina ha sido propuesto como el responsable de la activación electrocortical observada durante la vigilia así como durante el SP. Esta influencia es ejercida a través de dos sistemas colinérgicos (Steriade et al., 1990):

I) Centros colinérgicos del tallo cerebral: Los centros colinérgicos ubicados en esta región están constituidos por dos núcleos; el Tegmento Pedúnculo Pontino (PPT) y del Núcleo Tegmental Laterodorsal (LDT), ubicados en la región ponto-mesencefálica del SRAA. Ambos grupos inervan principalmente, tanto a las regiones específicas como a las inespecíficas del tálamo. La estimulación eléctrica de dichos centros colinérgicos, genera un estado de despolarización en el potencial de membrana de las neuronas tálamocorticales, lo que genera en estas últimas un patrón de descarga de carácter tónico (Hu et al., 1989b; Curró Dossi et al., 1991). Este proceso se ve facilitado por un estado de hiperpolarización (también generado por la acetilcolina) en el potencial de membrana de las neuronas GABAérgicas que constituyen al núcleo reticular de tálamo (Hu et al., 1989a). Esta serie de cambios confieren a las neuronas tálamocorticales la modalidad de vías de transferencia de la información sensorial hacia la corteza cerebral (para una revisión véase Steriade y Llinás, 1988). En este proceso, también interviene, aunque en menor grado, la influencia colinérgica proveniente de la región basal del telencéfalo.

II) Centros colinérgicos localizados en la región basal del telencéfalo: Esta serie de núcleos, ubicados en las porciones más rostrales del cerebro, ejercen un efecto neuromodulador excitatorio en diferentes estructuras cerebrales (Steriade et al., 1990). En el cerebro de los primates, el centro colinérgico más desarrollado de este sistema, es el denominado núcleo basal de Meynert, mismo que envía densas proyecciones a vastas regiones de la corteza cerebral, así como a diferentes estructuras límbicas. Por su relación directa con la

corteza cerebral, se ha considerado a las células colinérgicas del área basal, como un sistema neuromodulador, encargado de aumentar la respuesta de activación ante estímulos motivacionalmente relevantes, así como a estímulos neutrales (Steriade et al., 1990).

Mesulam (1987), ha planteado que las influencias activadoras de estos dos sistemas colinérgicos, modulan procesos cognoscitivos que se encuentran en estrecha relación con la conducta como son: el estado de alertamiento, la memoria, la motivación y el estado anímico. En estrecha relación con el moldeamiento de estos fenómenos, los centros catecolaminérgicos (principalmente el Locus Coeruleus y el área ventral tegmental), así como los centros indoleaminérgicos (Sistema del Raphe) localizados en el tallo cerebral, parecen jugar un papel sumamente importante en la vigilia. El registro unitario de las neuronas del Raphé, y en especial las neuronas que constituyen al núcleo del Raphe Dorsalis (Cespuglio et al., 1981), mostró que éstas mantienen un patrón homogéneo de disparos (0.5 a 5 espigas por segundo) durante la vigilia, mientras que en SOL esta tasa de actividad disminuye en un 50% y durante el SP en un 90% (McGinty y Harper, 1972). Este patrón de descarga neuronal dependiente de estado, fue posteriormente observado, aunque en menor grado, en centros noradrenérgicos, en especial en las neuronas del Locus Coeruleus (Hobson et al., 1975).

En general, se puede decir que los mecanismos neurofisiológicos descritos para la vigilia, mantienen una organización funcional del cerebro

adecuada para la pronta respuesta del organismo ante las demandas ambientales, logrando así una mejor adaptabilidad.

2. SUEÑO DE ONDAS LENTAS:

La transición de la vigilia al SOL se encuentra constituida, en términos conductuales, por una supresión notoria en la presentación de movimientos motores abiertos y en la respuesta a los estímulos del medio ambiente. En este estado el organismo adopta una postura especial dependiente de la especie (Corsi-Cabrera, 1983).

Esta serie de cambios conductuales van acompañados de cambios en el sistema vegetativo tendientes a disminuir su frecuencia e intensidad (Corsi-Cabrera, 1983).

En términos electroencefalográficos, el paso de la vigilia al SOL se encuentra constituido por una disminución en la ocurrencia de la actividad rápida y de bajo voltaje, como gamma (Llinás y Ribary 1993) y beta. El signo más notorio del establecimiento del sueño, es el bloqueo del ritmo alfa (Reschaffen y Kales, 1968). En su lugar, aparecen frecuencias lentas y de amplio voltaje que caen dentro del rango de delta (1.0-3.5 Hz) y theta (4.0-7.5 Hz) (Reschaffen y Kales, 1968).

Una de las características distintivas del SOL (y en especial de la etapa II), es la ocurrencia fásica de los husos de sueño. La aparición de este patrón

electroencefalográfico característico del SOL, tiene su origen en un estado de hiperpolarización en el potencial de membrana de diferentes centros tálamocorticales (Purpura y Cohen, 1962; Llinás y Jahnsen, 1982; Steriade y Llinás, 1988). La aparición de este estado de hiperpolarización, es el resultado de un cese de la influencia excitatoria ejercida por los centros colinérgicos del SRAA, al inicio del sueño (Steriade et al., 1990). Ante esta situación, las neuronas GABAérgicas del núcleo tálamico reticular, que usualmente se encuentran inhibidas por la acetilcolina durante los estados de activación cortical, empiezan a disparar rítmicamente a manera de marcapasos (McCormick, 1992). Este patrón de actividad eléctrica es transmitido a los circuitos tálamo-corticales, mismos que la transfieren hacia la corteza cerebral, en donde son registrados en forma de husos de sueño, con un alto grado de acoplamiento espacial y temporal (Contreras et al., 1997).

Durante esta etapa del sueño, la cantidad de información sensorial que recibe la corteza cerebral proveniente de los núcleos específicos del tálamo, disminuye considerablemente. Lo anterior, ocurre como resultado de una disminución significativa en la capacidad de responder de las neuronas tálamo-corticales, a la estimulación eléctrica inducida experimentalmente sobre las vías sensoriales y a la estimulación sensorial-propioceptiva natural (Steriade et al., 1969).

La aparición de frecuencias electroencefalográficas lentas, dentro del rango de delta, tiene su origen entre las capas II-III y la V de la corteza cerebral. Los candidatos más idóneos en la generación de estos ritmos, son las células piramidales de la corteza cerebral, debido a la relación que guardan

sus tasas de disparo con la fase positiva de actividad delta cortical. Este patrón de actividad electrocortical es notablemente atenuado por la acetilcolina (véase Steriade et al., 1990 para una revisión), lo que lleva a suponer que la supresión de dicha frecuencia electroencefalográfica durante estados de desincronización cortical, es el resultado de un influjo colinérgico proveniente de los núcleos basales del telencéfalo (Buzsaki et al., 1988).

Realizando un análisis topográfico de la actividad EEG durante el sueño, Buchsbaum et al. (1982) encontraron que la actividad delta aparece predominantemente a nivel del vertex durante la etapa I del sueño y que conforme transcurre el SOL, ésta se extiende hacia las regiones parietales.

Durante esta etapa del sueño, la presencia de actividad gamma disminuye considerablemente con respecto a la vigilia y al SP. Este hecho ha sido correlacionado con la pobreza de la actividad cognoscitiva en el SOL (Llinás y Ribary, 1993).

3. SUEÑO PARADÓJICO

Este estado tan peculiar del sueño, se caracteriza por la presencia de índices fisiológicos de carácter fásicos y tónicos.

Cambios fásicos:

Durante el SP se observa un alto grado de variabilidad en los signos vegetativos. Parámetros como la frecuencia cardíaca y respiratoria aumentan

por momentos su frecuencia, mientras que la resistencia galvánica de la piel aumenta su intensidad (Corsi-Cabrera, 1983).

A nivel del sistema músculo-esquelético ocurren activaciones momentáneas o mioclonías, que en el hombre se observan como sacudidas repentinas y bruscas de los dedos, de las extremidades o de la cara (Corsi-Cabrera, 1983).

Una de las manifestaciones físicas más sorprendentes de esta etapa del sueño la constituyen los movimientos oculares rápidos descritos por primera vez por Aserinsky y Kleitman en 1953. Estos investigadores dieron a esta etapa, el nombre de sueño con movimientos oculares rápidos.

A nivel electrofisiológico también se observan cambios físicos: estudios realizados con gatos han encontrado que momentos previos al establecimiento del SP y a lo largo de su duración, las células de diferentes núcleos pontinos, en particular los colinérgicos mencionados previamente, descargan en salvas. Estos potenciales se propagan hacia diferentes estructuras cerebrales. En un principio, estos potenciales fueron registrados en las regiones pontinas, el núcleo geniculado lateral del tálamo y en la corteza occipital, de ahí que se les nombrara potenciales ponto-genículo-occipitales (PGO). Sin embargo, su propagación a otras estructuras cerebrales ha sido observada, en especial a la corteza primaria auditiva y a estructuras límbicas (Calvo y Fernández-Guardiola, 1984; Calvo, 1995a y b). La aparición de los potenciales ponto-genículo-occipitales parece estar correlacionada en temporalidad y en magnitud con varios de los componentes físicos a nivel

periférico, como contracciones en los músculos del oído interno, la presentación de mioclonias musculares (Callaway, et al., 1987), cambios en la frecuencia respiratoria y cardíaca, los movimientos oculares rápidos (Calvo, 1995 a y b).

Características tónicas:

Esta etapa del sueño se caracteriza electrofisiológicamente por un alto índice de desincronización cortical (Reschaffen y Kales, 1968). Sin embargo, a lo largo del SP se mantiene una pérdida en el tono de los músculos antigravitatorios que se manifiesta por una línea isoeletrica en el registro electromiográfico (EMG), lo que impide la ejecución de cualquier orden motora proveniente de la corteza. Así mismo, se observa una marcada elevación en los umbrales sensoriales para provocar el despertar. Por todas estas características tan contradictorias Michael Jouvet (1962) acuñó el término de sueño paradójico (SP) para referirse a este estado del dormir.

Durante el SP, el sistema talámico-cortical recupera el modo funcional de responder y transmitir la información sensorial a la corteza cerebral (Steriade et al., 1969).

Electroencefalográficamente, esta etapa del sueño está constituida por una mezcla de theta, alfa, beta y gamma.

Las frecuencias en el rango de theta (4.0-7.5Hz) constituyen una clara diferencia entre el EEG de SP y el de la vigilia en el humano, aunque su origen no ha sido demostrado. En la rata, dicho ritmo tiene origen en el

hipocampo, aunque también ha sido observado en otras estructuras del sistema límbico; en especial, son las vías aferentes procedentes de las células que constituyen el área septal, las consideradas como marcapasos, que imponen el período y el ritmo de theta a las células del hipocampo. Esta actividad es el resultado de una despolarización sostenida, así como de oscilaciones periódicas en el potencial transmembranal de las células. Para lograr este estado dos tipos de neurotransmisores han sido propuestos: la acetilcolina que induce la despolarización sostenida, y el glutamato que induce potenciales de acción postsinápticos (para una revisión véase Steriade et al., 1990).

El origen de las actividades alfa y beta durante SP en el humano, se desconoce.

La actividad gamma empieza a propagarse por la corteza a través de los mecanismos ya descritos para la vigilia. Sin embargo, esta propagación parece no ser provocada por la presentación de estímulos externos mientras el sujeto duerme, lo cual contrasta con el hecho de que el sistema tálamo-cortical presenta una gran capacidad de excitabilidad. Esto último ha conducido al planteamiento de que durante el SP se da un fenómeno de gran atención hacia la AO, ignorando en gran parte la estimulación sensorial procedente del exterior (Llinás y Paré, 1991b; Llinás y Ribary, 1993).

El estado de hiperpolarización observado durante el SOL, es suprimido por la actividad de neuronas colinérgicas selectivas a la aparición del SP (Steriade et al., 1990), ubicadas en el núcleo LDT y el núcleo PPT. El inicio

de esta actividad colinérgica, es observado momentos previos al inicio y durante el SP (para una revisión véase Calvo, 1995 y Steriade et al., 1990).

Con base en evidencia anatómica y fisiológica, McCarley y colaboradores (1992) han planteado la participación de un sistema de retroalimentación positivo entre los sistemas colinérgicos de la formación reticular pontina y neuronas contenedoras de aminoácidos excitadores del tallo cerebral, en el crecimiento exponencial de la actividad neuronal involucrada en la generación del SP.

Como ya se mencionó, la ocurrencia de esta fase de sueño coincide con el nadir en la actividad de las células monoaminérgicas. Considerando esta dinámica de activación e inactivación neuronal, así como los efectos inhibitorios que ejercen la serotonina y la norepinefrina sobre el núcleo LDT principalmente, el SP parece ser el producto de un proceso de desinhibición de las porciones colinérgicas del SRAA durante el sueño (McCarley et al., 1992).

III. ACTIVIDAD COGNOSCITIVA EN LA VIGILIA, EL SUEÑO DE ONDAS LENTAS Y EL SUEÑO PARADÓJICO.

En el humano, los fenómenos cognoscitivos como la percepción, la memoria, el pensamiento y la conciencia, son modulados, de manera diferente para cada uno de los tres estados ya mencionados.

1. VIGILIA.

En términos generales, el pensamiento de la vigila parece seguir un sentido formal, lógico y secuencial, que permite al individuo normal idear una serie de conductas alternativas a la emitida, con sus probables consecuencias. Lo anterior le permite al sujeto realizar valoraciones y juicios de su comportamiento (Knight y Grabowecky, 1995).

Una gran cantidad de evidencias, especialmente clínicas, parecen indicar la participación de los lóbulos prefrontales para que ello suceda así. En general, a estas estructuras se les ha adjudicado la capacidad de planear la conducta futura, mantenerla durante su realización y finalmente evaluarla una vez terminada. En pacientes con disfunción en las regiones frontales de la corteza cerebral (de diferente etiología), estos tres aspectos se ven alterados (Luria, 1979). Estos pacientes se ven impedidos en tareas que involucran un ordenamiento temporal de eventos (para una revisión véase Knight y Grabowecky, 1995).

En términos electroencefalográficos, estas personas no presentan bloqueo del ritmo alfa ante tareas que implican un aumento en la atención (Luria, 1979).

Las regiones prefrontales de la corteza cerebral establecen densas conexiones con diferentes estructuras subcorticales como la formación reticular, el tálamo y el sistema límbico, así como con otras regiones corticales. Por lo anterior, a estas regiones también se les ha atribuido la función de mantener la vigilia y organizar el funcionamiento coordinado de diferentes áreas corticales ante la demanda de diferentes tareas (Luria, 1979; Horne, 1993; Knight y Grabowecky, 1995).

Shimaura (1995) ha propuesto, a este respecto, que la corteza prefrontal modula y ejerce un control inhibitorio sobre las regiones posteriores de la corteza, mediante un mecanismo dinámico de filtrado o de compuerta que suprime la actividad irrelevante para el procesamiento cognoscitivo que se está llevando a cabo.

Por otro lado, la investigación básica realizada en sujetos sanos, revela un alto consumo de glucosa durante la vigilia (Buschsbaum et al., 1989; Mathew, 1989; Maquet et al., 1996; Braun et al., 1997), así como frecuencias electroencefalográficas más rápidas (Corsi-Cabrera et al., 1987) en las regiones anteriores del cerebro.

2. SUEÑO DE ONDAS LENTAS.

Comúnmente, el cuadro electroencefalográfico relacionado con el SOL, ha sido asociado con un detrimento en la actividad cognoscitiva. Recurriendo a despertares provocados durante el SOL en humanos, Foulkes (1962) estudió en detalle el reporte de ensoñaciones experimentadas en esos momentos. En comparación con los reportes obtenidos en SP, los del SOL se caracterizan por un contenido más conceptual, menor dramatismo, menor grado de complejidad emocional y perceptual; y normalmente con una mayor relación con eventos vividos en la vigilia reciente del sujeto. Así mismo, el número de palabras empleadas para tales reportes fue menor significativamente.

La pobreza de la actividad cognoscitiva presente en el SOL, ha sido considerada por Llinás y Ribary (1993), como resultado de la disminución de la actividad gamma durante el SOL.

La actividad electroencefalográfica observada durante esta etapa del sueño se asemeja a la de estados disfuncionales como la anestesia y el coma. Diferentes parasomnias como el sonambulismo, la noctilalia y los terrores nocturnos, son observados durante las etapas tres y cuatro del SOL (Broughton, 1968). Sin embargo, a la vigilia siguiente parece existir una amnesia total de estos fenómenos por parte de la persona que los experimenta.

El despertar provocado durante las etapas tres y cuatro del SOL, frecuentemente se acompaña de un estado de confusión mental y desorientación (Gastaut y Broughton, 1965).

Corsi-Cabrera et al. (1987 y 1996), y Guevara et al. (1995), han atribuido estos fenómenos al predominio de la actividad lenta (delta y theta), junto con una disminución (con respecto a la vigilia) en la diferenciación funcional entre los dos hemisferios cerebrales, así como dentro de un mismo hemisferio. Estas conclusiones fueron realizadas con base en los resultados arrojados por el análisis de correlación Producto-Momento de Pearson aplicado a la actividad EEG (ver página 37 para una descripción más detallada).

Durante esta etapa de sueño, la actividad metabólica de diferentes regiones del cerebro (evaluada mediante la tomografía por emisión de positrones), entre las que se encuentran el tallo cerebral, el tálamo (en especial los núcleos de relevo de la vías sensoriales), el área basal del teléncéfalo, estructuras límbicas y las regiones frontales de la corteza, disminuye considerablemente en comparación con la vigilia (Buschsbaum et al., 1989b; Mathew, 1989; Maquet et al., 1996, Braun et al., 1997).

3. SUEÑO PARADÓJICO

Como se ha mencionado, a lo largo del ciclo de luz-obscuridad ocurren dos estados de gran activación cortical en el cerebro de los mamíferos, la vigilia y el SP. Sin embargo, ambos estados parecen diferir en varios aspectos a nivel bioquímico y electrofisiológico.

La estructuración de la actividad cognoscitiva durante el SP, representada por la AO, parece compartir ciertos aspectos con la de la vigilia,

como el grado de nitidez en la percepción de los objetos y sonidos. Sin embargo, la AO difiere comúnmente del pensamiento de la vigilia, por una distorsión de la realidad, la carencia de un control volitivo sobre la trama y la ausencia de cuestionamiento por parte del soñador.

Hobson y McCarley (1977; Hobson, 1988), en su modelo denominado “Activación-Síntesis”, plantean que la AO es experimentada en un estado de activación cortical que es generado por la entrada de estímulos provenientes de las porciones colinérgicas del tallo cerebral, que llegan a la corteza cerebral en forma de los potenciales PGO y que están acoplados con los movimientos oculares rápidos. Este hecho difiere de la vigilia en donde la activación de la corteza está dominada por la información sensorial proveniente del exterior. Durante el SP, la corteza cerebral no puede manejar esta información, pues no es iniciada dentro de los procesos corticales; es decir, la neocorteza no puede sintetizar esta información dentro de los procesos cognoscitivos existentes para la vigilia. Los autores atribuyen a este hecho las cualidades bizarras de la AO. Posteriormente, Mamelak y Hobson (1989) añadieron a la explicación de esta cualidad de la AO, la idea de un incremento en los errores en la información de salida de las redes neuronales, como resultado del decremento en los niveles de los neurotransmisores norepinefrina y serotonina durante el SP.

Corsi-Cabrera et al. (1987 y 1996) y Guevara et al. (1995), han atribuido la brillantez de las imágenes percibidas y la incongruencia en la trama de la AO, al predominio de las frecuencias rápidas, aunado con una disminución en la diferenciación de la organización funcional entre ambos

hemisferios cerebrales (con respecto a la vigilia), y a una diferenciación funcional dentro de cada hemisferio, similar a la observada en la vigilia (ver página 37 para una descripción detallada).

Durante el SP, la actividad metabólica de diferentes estructuras cerebrales tanto subcorticales: el tallo cerebral, el área basal del telencéfalo y diferentes estructuras límbicas; como corticales: corteza occipital, parietal y temporal; aumenta significativamente con respecto al SOL (Buschsbaum et al., 1989; Sawaya e Ingvar, 1989; Maquet et al., 1996, Braun et al., 1997). El inicio de la actividad metabólica en estas áreas cerebrales durante el SP, corresponde con las estructuras generadoras y de mantenimiento de esta etapa del sueño (por ejemplo, el tallo cerebral, el área basal del telencéfalo y la amígdala del lóbulo temporal); así como con las relacionadas en la participación de diferentes cualidades cognoscitivas de la AO como son las emociones, en donde el sistema límbico juega un papel importante, y los aspectos sensoriales que son procesados a nivel de la corteza occipital, parietal y temporal (Calvo, 1995 a y b; Calvo et al., 1996; Simón-Arceo y Calvo, 1996; Maquet et al., 1996).

En contraste con el aumento de la actividad metabólica de las regiones ya mencionadas, las regiones frontales (en especial de los lóbulos prefrontales en la porción dorso-lateral) de la corteza cerebral continúan con los niveles bajos observados en el SOL (Buschsbaum et al., 1989; Sawaya e Ingvar, 1989; Maquet et al., 1996, Braun et al., 1997). Lo anterior, podría estar relacionado con la incapacidad de planeación, control y evaluación de la trama onírica (Corsi-Cabrera et al., 1996; Maquet et al., 1996).

IV. ACTIVIDAD ELÉCTRICA CEREBRAL.

En el campo de las neurociencias, se careció por mucho tiempo de un sistema que permitiese estudiar el funcionamiento del cerebro en sujetos sanos. A principios de este siglo, era claro por los estudios clásicos de Luigi Galvani (1737-1798), Alessandro Volta (1745-1827) y Richard Caton (éste último en la segunda mitad del siglo pasado) entre otros muchos fisiólogos, que el sistema nervioso no sólo operaba mediante impulsos eléctricos sino que además el tejido nervioso era capaz de generar estos potenciales eléctricos.

No fue sino hasta los años treinta de este siglo en que Hans Berger, empleando los amplificadores que se encontraban en desarrollo en el campo de la electrónica en ese tiempo, fue capaz de registrar mediante electrodos ubicados en el cuero cabelludo de la persona, los potenciales eléctricos que se generaban en el cerebro. A esta técnica de registro se le conoce como electroencefalograma (EEG). De manera complementaria, en los últimos treinta años se ha desarrollado la magnetoencefalografía (MEG), esta técnica permite detectar los campos magnéticos perpendiculares a la superficie del cuero cabelludo que son generados por las fuentes de corriente en el tejido nervioso (Nunez, 1995).

El desarrollo posterior y perfeccionamiento del EEG, permitió la caracterización de diferentes patrones de actividad eléctrica cortical durante diferentes estados conductuales, normales y patológicos. Comúnmente, la descripción electroencefalográfica de un estado conductual ha sido lograda

mediante la inspección visual del EEG, registrado en el momento en que la persona transita por el estado conductual.

Un ejemplo de esta metodología de trabajo fue la elaboración de un manual estandarizado para la clasificación de las diferentes etapas del sueño, elaborado en 1968 por un comité internacional encabezado por Allan Rechtschaffen y Anthony Kales. Basándose en la inspección visual del EEG junto con el registro electrooculográfico y electromiográfico, este comité propuso la división del sueño en las dos grandes etapas ya mencionadas, el Sueño con Movimientos Oculares Rápidos (también llamada sueño paradójico de acuerdo con Jouvett, 1992) y el Sueño de Ondas Lentas. Este último a su vez se dividió en cuatro etapas (etapa I, II, III, IV).

La actividad EEG espontánea registrada en el cuero cabelludo, da cuenta principalmente de las fluctuaciones en los potenciales eléctricos ocurridas en la neocorteza. Si se considera que es a este nivel en donde se efectúa la mayor parte del procesamiento de la información sensorial, así como de los procesos cognoscitivos, el EEG puede ser visto como una herramienta para estudiar la dinámica funcional de la corteza (Nunez, 1995).

El EEG tiene la ventaja de poseer una gran resolución temporal en comparación con otras técnicas desarrolladas para estudiar el funcionamiento del cerebro como es el caso de la tomografía por emisión de positrones (de sus siglas en inglés, PET). Esta última mide en el cerebro, el flujo de sangre y el consumo de oxígeno y glucosa por el tejido nervioso. El EEG es sensible a cambios en el orden de milisegundos mientras que el PET tiene una

resolución temporal que va desde dos segundos a horas. En contraste, el PET ofrece una mejor resolución espacial, aproximadamente 6 mm, en comparación con la del EEG que abarca de uno a varios centímetros (Nunez, 1995).

El EEG es particularmente sensible para una capa de dipolos alineados y correlacionados a nivel de las circunvoluciones, pero no así para una serie de dipolos cuyos vectores se encuentran en oposición en los surcos, esto se debe a que un arreglo de dipolos en posición tangencial tiende a cancelarse. El EEG también es incapaz de sensar una capa de dipolos que se encuentran distribuidos al azar debido a la cancelación de arreglos dipolares tangenciales así como radiales. Por su parte, el magnetoencefalograma (MEG) es más sensible a una serie de dipolos correlacionados a nivel de los surcos (Nunez, 1995).

La escala espacial más conveniente para describir un dipolo en el contexto del EEG, es el de la macrocolumna cortical que ha sido considerada como una unidad funcional de la neocorteza y que agrupa aproximadamente 10^6 neuronas de tipo piramidal y 10^{10} sinapsis (Nunez, 1995).

El EEG es considerado como un fenómeno de carácter estocástico (tanto en el dominio del tiempo como del espacio), susceptible de ser descrito mediante distribuciones de probabilidad. Lo anterior permite el empleo de ciertas herramientas cuantitativas como el análisis de potencia o amplitud, el análisis de correlación y el análisis de coherencia (Nunez, 1995; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

1. Análisis de amplitud (o potencia).

En general, la amplitud de una señal de EEG es considerada como la distancia máxima de voltaje pico a pico de la señal, aunque también puede ser tomada como la distancia de voltaje de la línea base al pico máximo.

Una medida más exacta de la potencia de una señal, es obtenida mediante métodos, tanto analógicos como digitales, que realizan la integración de área existente bajo la curva de EEG.

Empleando una transformada de Fourier, la cual permite descomponer la señal en sus componentes de frecuencia, el análisis de la señal de EEG puede salirse del dominio del tiempo y pasar al dominio de la frecuencia, esto permite la construcción de espectros de potencia, que son ampliamente utilizados para el estudio del EEG (para una revisión véase Hesselmann, 1991).

Los valores de potencia expresados en microvolts cuadrados (cantidades que deben ser convertidas a logaritmos para su manejo estadístico) constituyen una medida de la energía de la señal total o del componente sinusoidal a tratar (Hesselmann, 1991).

2. Correlación y coherencia de la actividad EEG

La neocorteza de los primates, en especial la del hombre, se caracteriza por un alto grado de diferenciación funcional. Así mismo, la corteza cerebral en el humano se encuentra más densamente conectada entre sí por fibras cortico-corticales que con otras estructuras cerebrales (Braitenberg, 1978, citado en Nunez, 1995). Por lo anterior, diferentes grupos de investigación se han interesado en estudiar las relaciones funcionales intracorticales.

En el campo de la electroencefalografía, el estudio de las relaciones funcionales entre dos regiones corticales ha sido abordado mediante el empleo de los análisis de correlación y de coherencia aplicado al EEG.

Las funciones de correlación son análisis en el dominio del tiempo que presuponen la independencia entre puntos sucesivos en el tiempo y que son empleadas para caracterizar la similitud en la morfología de onda entre, ya sea una serie de tiempo de EEG y su réplica a sucesivas demoras de tiempo en cuyo caso es denominada autocorrelación; o entre dos series de tiempo de EEG registradas en diferentes regiones corticales, a ésta última se le llama correlación cruzada (Gevins, 1987; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

La función de correlación para una frecuencia determinada está definida por la siguiente expresión:

$$r(x) = C_{AB} / (C_{AA} C_{BB})$$

donde C_{AB} es la varianza cruzada entre las señales A y B; C_{AA} es la autocovarianza de la señal A y C_{BB} es la autocovarianza de la señal B (Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

Otro tipo de análisis empleado para estudiar las relaciones funcionales entre dos áreas de la neocorteza ha sido el análisis de coherencia.

El análisis de coherencia ofrece información similar al análisis de correlación; pero además, éste ofrece la covarianza entre dos señales en función de la frecuencia y en un intervalo corto de tiempo. En este sentido, si el análisis de correlación es realizado para una señal de EEG previamente filtrada, dejando pasar un rango determinado de frecuencias (como ocurre en la elaboración de los espectros de correlación), ambos tipos de análisis arrojarán resultados parecidos (French y Beaumont, 1984; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

Por otro lado, el análisis de coherencia es sensible a cambios en la potencia de la señal, a la relación de fase y a la estabilidad de estas relaciones en el tiempo, de tal manera que si en un período de tiempo, la potencia de dos señales así como su relación de fase permanecen estables (aunque la potencia sea desigual y el ángulo de desfase sea grande), el valor de coherencia entre ellas será de uno. De lo anterior se desprende que el análisis de coherencia no ofrece información de la relación neta entre dos señales sino más bien de la estabilidad de la relación existente (Nunez, 1995; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

En una señal de EEG registrada bajo condiciones fisiológicas normales, no se dan cambios abruptos en la asimetría de potencia entre dos señales por lo que la diferencia entre los valores obtenidos de correlación y coherencia para las dos señales es muy pequeña (Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

La similitud en los resultados aportados por ambos métodos se ejemplifica en el trabajo de Guevara y Corsi-Cabrera (1996), en el que se compararon los espectros de correlación y coherencia obtenidos con la misma actividad EEG registrada en diferentes etapas del sueño, obteniendo un índice alto de correlación entre los dos tipos de espectros.

3. Aplicación de la correlación y la coherencia al estudio del electroencefalograma.

En términos generales, los análisis de correlación y de coherencia aplicados al EEG, asumen el mismo supuesto fisiológico: mientras mayor es la correlación o coherencia entre una señal de EEG registrada en una derivación determinada y la señal registrada en otro punto, mayor es la relación funcional entre ambas regiones (Shaw, 1981; 1984; French y Beaumont, 1984; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996).

Tanto el análisis de correlación (Bland, 1985; Steriade, et al., 1996) como el de coherencia (Lopes da Silva et al., 1973; Lopes da Silva y Storm, 1977), han sido empleados en animales para estudiar los mecanismos generadores de la actividad EEG, observando la relación entre el patrón de disparo de células individuales y las ondas de la actividad EEG, así como la

relación entre las estructuras subcorticales generadoras de dicha actividad y la corteza cerebral.

Por razones técnicas (Guevara 1995; Guevara y Corsi-Cabrera, 1996), el análisis de coherencia aplicado al EEG ha sido utilizado en un mayor número de investigaciones, que la correlación. El análisis de coherencia ha sido utilizado frecuentemente para el estudio de funciones cognitivas y desórdenes psiquiátricos (para una revisión véase French y Beaumont, 1984).

La gran importancia fisiológica que guarda el uso de la coherencia y que por lo dicho anteriormente, puede ser extrapolada a la correlación, queda manifiesta por el trabajo de Grindel (1982). Este autor estudió la coherencia en pacientes con diferentes problemas neurológicos, principalmente en estados comatosos así como en sujetos somnolientos. Mientras que la coherencia disminuye con el grado de severidad del estado comatoso, en los sujetos somnolientos ésta aumenta significativamente con respecto a la vigilia atenta. Como conclusión, Grindel plantea la necesidad de un nivel óptimo de coherencia en los “procesos eléctricos del cerebro” para lograr una respuesta adecuada a los estímulos. A diferentes grados en la pérdida de la conciencia, los niveles de coherencia se desvían de este nivel óptimo.

Bajo este mismo supuesto, Corsi-Cabrera y colaboradores (1989 y 1992) emplearon el análisis de correlación para observar los cambios en las relaciones funcionales inter e intrahemisféricas antes y después de una noche normal de sueño, así como para evaluar las consecuencias después de una noche de privación total de sueño, en la organización funcional de la corteza

cerebral. Los autores encontraron un aumento en la correlación interhemisférica después de la noche normal de sueño, comparado con los valores antes del dormir. Después de una noche de privación de sueño los valores de la correlación interhemisférica fueron similares o menores a los obtenidos antes de la privación. Lo opuesto ocurrió para el caso de la correlación intrahemisférica. Estos efectos fueron total o parcialmente revertidos después de un periodo de sueño de recuperación.

Los análisis de coherencia y de correlación han sido también empleados para describir cambios en las relaciones funcionales del cerebro durante el sueño de los humanos. Sin embargo, estos estudios son pocos en comparación con los existentes en otros campos de las ciencias cognoscitivas. Por otro lado, el realizar una comparación entre estos estudios es difícil considerando la falta de homogeneidad en las técnicas de registro así como en el análisis de los datos.

En los estudios de Dumermuth et al. (1972 y 1983) y Dumermuth y Lehman (1981), se describe una mayor coherencia de la actividad EEG en diferentes etapas del sueño, en comparación con la vigilia. Dicha coherencia alcanzó sus valores máximos durante el SP, en el rango de 2 a 8 Hz y de 17-30 Hz. Los valores máximos de coherencia observados en el rango intermedio se observaron en las etapas 3 y 4 (Dumermuth y Lehman, 1983). Estos resultados fueron obtenidos mediante una observación cualitativa de los espectros de coherencia obtenidos para diferentes pares de derivaciones.

Banquet (1982), empleando análisis estadísticos observó, por el contrario, un decremento progresivo en la coherencia inter e intrahemisférica de la vigilia a las etapas I, II, III y IV del sueño de ondas lentas. En el SP los valores de coherencia interhemisférica se mantuvieron bajos (parecidos a los de las etapas III y IV), mientras que los valores de la coherencia intrahemisférica se mantuvieron altos (parecidos a los de la vigilia).

En apoyo a la idea de un mayor grado de coherencia durante el sueño que en la vigilia, se ve apoyada por el trabajo de Moiseeva (1978), quien realizó correlogramas entre la actividad multi-unitaria de diferentes estructuras corticales y subcorticales en pacientes implantados para cirugía mayor. Moiseeva halló que la correlación del patrón de disparos entre diferentes áreas, tanto corticales como subcorticales, era mayor en el sueño lento que en la vigilia y aun mayor en el SP.

Barcaro et al. (1985), describen en su estudio una variación cíclica en la correlación interhemisférica (ver la definición en el párrafo siguiente) en las bandas de delta y husos de sueño conforme con el ciclo SOL-SP. La correlación de ambas bandas fue mayor durante el sueño de ondas lentas que en el SP.

Corsi-Cabrera et al. (1987) y Guevara et al. (1995), encontraron una mayor correlación entre la actividad EEG registrada en los dos hemisferios del cerebro (correlación interhemisférica o r -inter) durante las etapas II y IV con respecto a la vigilia, para las bandas de delta (1.5-3.5 Hz), theta (4.0-7.5 Hz) y los husos de sueño (12-15 Hz). También durante el SP la r -inter de las

bandas de delta y theta, fue mayor que en la vigilia. En esta misma etapa (SP), el valor de r-inter para la banda de alfa1 (8.0-9.5 Hz) no difirió del de la vigilia, mientras que para las frecuencias de alfa2 (10.0-12Hz) disminuyó significativamente. La correlación de la actividad EEG registrada dentro de un mismo hemisferio cerebral (correlación intrahemisférica o r-intra) en el rango de frecuencias de 1.5 a 6.5 Hz y de 11 a 15 Hz, fue significativamente más alta en las etapa II y IV con respecto a la vigilia; sin embargo, no hubo diferencias significativas en la r-intra de estas frecuencias entre el SP y la vigilia.

V. PLANTEAMIENTO DE LOS OBJETIVOS DEL TRABAJO.

En el presente trabajo de tesis, se elaboraron los espectros de correlación inter e intrahemisférica de la actividad EEG de la vigilia antes del dormir y de las etapas II, IV y SP del segundo ciclo de sueño de la noche, con los siguientes objetivos:

A) En los estudios realizados por Corsi-Cabrera et al. (1987) y Guevara et al. (1995), se analizaron los espectros de correlación inter e intrahemisférica de la actividad EEG de la vigilia y el sueño en el rango de frecuencias de 1 a 15 Hz. **El primer objetivo de este trabajo fue corroborar los resultados encontrados previamente para ese rango de frecuencias.**

B) La actividad ultra rápida o gamma (30-80 Hz) ha sido retomada por un gran número de grupos de investigación por sus posibles implicaciones fisiológicas en la vigilia y el SP (Bressler, 1990; Ribary et al., 1991; Llinás y Paré, 1991b; Llinás y Ribary, 1993). Dada la importancia fisiológica de esta actividad, **el segundo objetivo de este trabajo fue estudiar el patrón de acoplamiento inter e intrahemisférico de las frecuencias que constituyen a la banda de gamma durante la vigilia y el sueño.**

C) Durante el SP, la actividad metabólica de los lóbulos prefrontales se encuentra disminuida mientras que en otras regiones del cerebro, implicadas en el moldeamiento de ciertos aspectos cognoscitivos de la AO, ésta se encuentra elevada (Buschsbaum et al., 1989; Mathew, 1989; Maquet et al., 1996; Braun et al., 1997). **Como tercer objetivo de este trabajo de tesis se**

planteó estudiar los posibles cambios en el acoplamiento electroencefalográfico de las regiones frontales con las regiones centrales, parietales y temporales, a lo largo del continuo vigilia-sueño.

VI. MÉTODO

1. SUJETOS:

En el presente estudio, se reclutaron 10 personas del sexo masculino, diestros y con edades entre 23 y 30 años. Mediante un cuestionario de salud, se evaluó que los sujetos no presentaran antecedentes de daño neurológico, de patología del sueño y que no estuviesen tomando medicamentos que afectan al sistema nervioso central.

2. PROCEDIMIENTO:

Cada sujeto durmió dos noches consecutivas en el laboratorio, en una cámara sonoamortiguada y aislada por una jaula de Faraday. Durante la primera noche, considerada como de habituación a las condiciones experimentales, a cada sujeto se le preparó con el montaje de electrodos para el registro de la actividad EEG, electroculográfica (EOG) y electromiográfica (EMG), sin embargo no se realizó ningún registro. Durante la segunda noche de sueño, cada sujeto se acostó a su hora habitual para dormir (entre las 23:00 y las 00:00 horas) y se realizaron los registros polisomnográficos de la siguiente manera:

3. REGISTRO DE LA ACTIVIDAD EEG:

Se registró la actividad EEG de las siguientes derivaciones colocadas de acuerdo al sistema internacional 10-20 (Jasper, 1958): Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4,

T3, T4, P3, P4, O1, O2, A1, A2. Cada derivación fue referida monopolarmente al lóbulo de la oreja ipsilateral. Adicionalmente, se colocaron electrodos periorbitales para el registro de la actividad EOG tanto en el ojo izquierdo como en el derecho. Mediante dos electrodos colocados sobre la superficie de los músculos del mentón y referidos de manera bipolar se registró la actividad EMG (Rechtschaffen y Kales, 1968).

En este estudio se utilizó un polígrafo GRASS modelo 8-20E. Las frecuencias de corte para el registro del EEG se establecieron entre 1 y 70 Hz en el caso del EEG; entre 0.1 y 15 Hz para EOG y entre 5 y 70 Hz para la actividad EMG.

Mediante técnicas polisomnográficas convencionales (Rechtschaffen y Kales, 1968) se registró en papel la actividad EEG de C3, de los ojos izquierdo y derecho y del músculo.

Con un convertidor analógico-digital de 12 bits de resolución, se capturó la actividad EEG en una computadora PC de manera continua y en segmentos de dos segundos de duración, a lo largo de toda la segunda noche de sueño para su posterior análisis fuera de línea. La captura de la señal fue realizada con una frecuencia de muestreo de 256 Hz (figura 1).

Adicionalmente a la noche de sueño, a cada sujeto se le registró por dos minutos la actividad EEG durante la vigilia previa a la noche de sueño, con los ojos cerrados y en la cama.

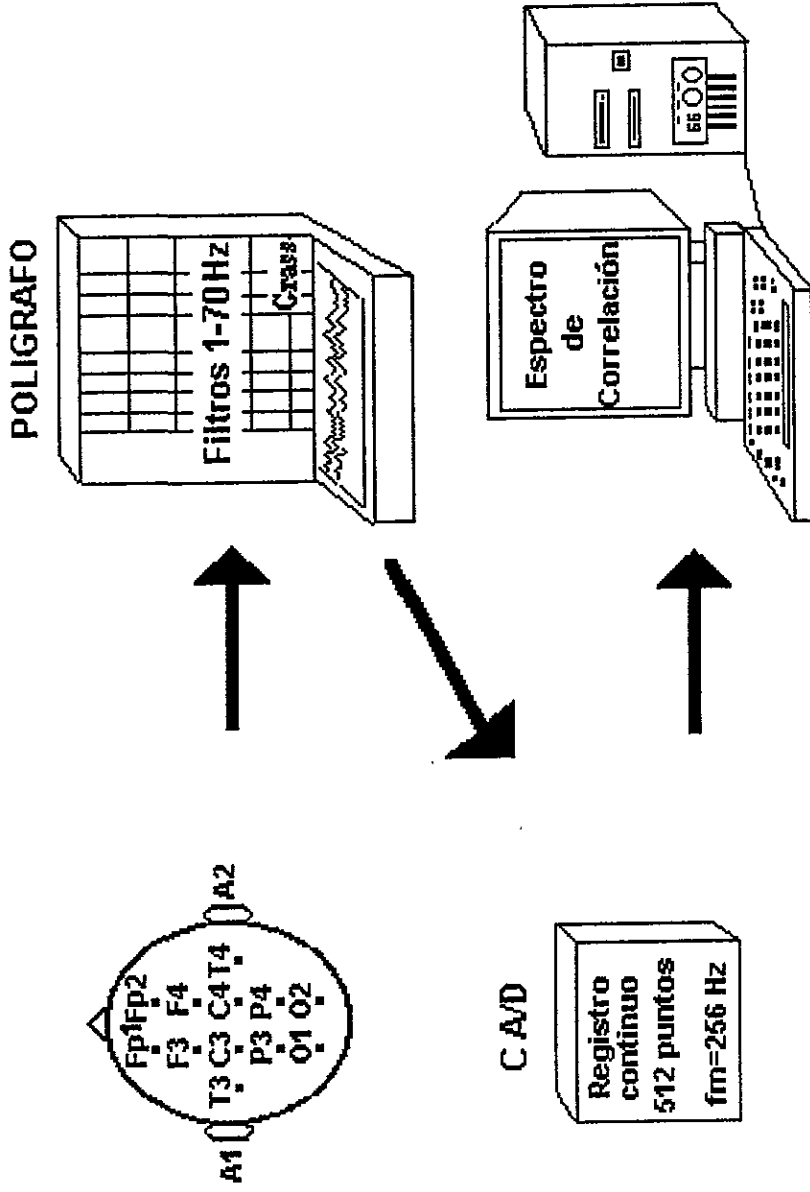


Figura 1. Diagrama del registro, la captura a través de un convertidor analógico-digital (C/A/D) y el análisis computacional de la señal EEG.

4. ANÁLISIS DEL EEG.

Las diferentes etapas de sueño fueron calificadas mediante la inspección visual de los registros en papel con base en criterios estandarizados (Rechtschaffen y Kales, 1968). Dos jueces entrenados efectuaron esta tarea.

Empleando como referencia el registro en papel, se seleccionaron en la computadora segmentos correspondientes a aproximadamente 10 minutos de EEG durante las etapas II, IV y SP del segundo ciclo de sueño de cada sujeto. En el caso de la etapa II y SP, la selección de segmentos fue realizada después de tres minutos en que no hubiese cambios a otras etapas para garantizar así su instalación. En este trabajo, un ciclo fue considerado como el intervalo de tiempo comprendido entre el inicio de un episodio de SP hasta el inicio del episodio de SP siguiente. El episodio de SP fue considerado por la presencia de por lo menos cinco minutos de actividad correspondiente a esta etapa, sin haber una interrupción de la misma, por un lapso mayor de 15 minutos (Feinberg y Floyd, 1979).

Se trabajó con segmentos obtenidos de las etapas del segundo ciclo de sueño por tres razones: en un estudio previo (Corsi-Cabrera et al., 1996), se demostraron cambios en la correlación inter e intrahemisférica entre etapas homólogas de los diferentes ciclos a lo largo de la noche de sueño. En segundo lugar, la probabilidad de ocurrencia de la etapa IV durante el segundo ciclo de sueño es mayor en comparación con los ciclos ulteriores. Finalmente, la duración así como la intensidad de los fenómenos fásicos y de la AO del sueño paradójico del segundo ciclo, son mayores a aquellas del primer ciclo (Corsi-Cabrera, 1983).

En aquellos casos excepcionales en donde alguna de las etapas no tuvo la duración adecuada durante el segundo ciclo, se recurrió a la selección de segmentos de la etapa correspondiente del primer ciclo de sueño (ver tabla 2).

Los segmentos de EEG tanto de las etapas de sueño como de la vigilia fueron inspeccionados visualmente y aquellos con artefactos o ruido fueron descartados del análisis.

4.1 Tratamiento de las señales:

Utilizando una Transformada Rápida de Fourier se descompuso la señal de EEG en sus componentes sinusoidales con una resolución de 1 Hz para el intervalo de 1 a 80 Hz. Mediante la Correlación Producto Momento de Pearson, se obtuvo (para cada etapa y para cada sujeto) los valores de correlación entre todos los pares de derivaciones para cada Hertz. Los valores de correlación, fueron transformados a puntuaciones Z de Fisher con el objeto de ser normalizados (Daniel, 1985):

$$Z = 1.1513 \log_{(10)} \left\{ \frac{(1+r)}{(1-r)} \right\}$$

El rango de valores de correlación comprendido entre los Hertz 56 y 64, fueron excluidos del análisis estadístico, con el objeto de evitar alteraciones ocasionadas por la frecuencia del suministro eléctrico (de 60 Hz en la Ciudad de México).

Se obtuvieron los valores de correlación para todos los pares de derivaciones homólogas entre los dos hemisferios (correlación interhemisférica; r-inter), así

como para todos los pares de derivaciones localizados dentro de cada hemisferio (correlación intrahemisférica; r-intra).

4.2 Análisis Estadístico:

Con los valores de correlación, se obtuvieron los espectros de correlación (con resolución de 1 Hz) para cada etapa y para cada par de derivaciones.

Con los valores de correlación de los espectros, se realizaron dos análisis de componentes principales; uno para los valores r-inter y otro para los r-intra. Lo anterior se realizó con el objeto de determinar si las diferentes frecuencias eran susceptibles de ser agrupados en bandas con base en los valores de correlación. O dicho de otra manera, qué frecuencias estaban covariando con base en sus valores de correlación.

Se realizó una rotación varimax (una rotación ortogonal), para cada uno de los componentes principales.

En el caso del análisis de componentes principales realizado para los valores de r-inter, se calcularon los puntajes de cada uno de los componentes obtenidos (ver resultados). Con dichos valores se realizó un análisis de varianza (ANDEVA) de dos factores para medidas relacionadas. Como factor A se consideraron las diferentes etapas: vigilia, etapa II, etapa IV y sueño paradójico. Para el factor B se consideraron los pares de derivaciones Fp1-Fp2, F3-F4, C3-C4, T3-T4, P3-P4 y O1-O2.

En el caso de la r-intra, el número de pares de derivaciones (30 pares) excedía el número de sujetos que participaron en el estudio, por esta razón no se realizó el ANDEVA de la manera mencionada para la r-inter. En este caso, se agruparon en bandas aquellos valores de correlación que covariaban y se restringió el análisis a seis pares de derivaciones. Las bandas formadas fueron sometida a un ANDEVA de tres factores para medidas repetidas: Como factor A se consideraron las diferentes etapas: vigilia, etapa II, etapa IV y sueño paradójico. Dos niveles entraron para el factor B: la región anterior de la cabeza, definida como la media de los valores de correlación entre los pares de derivaciones F3-T3, F3-P3, F3-C3, F4-T4, F4-P4 y F4-C4; y por otro lado, la región posterior de la cabeza definida como la media de los valores de correlación entre los pares de derivaciones O1-T3, O1-P3, O1-C3, O2-T4, O2-P4 y O2-C4. El factor C consideró todas estas derivaciones.

Tanto para los ANDEVAS realizados con la r-inter como los realizados con la r-intra, en aquellos casos en donde uno de los factores o la interacción entre estos resultó significativa, se aplicó la prueba de comparaciones post-hoc de Tukey para establecer las diferencias significativas entre los niveles.

VII. RESULTADOS.

1. ARQUITECTURA DE SUEÑO:

El registro en papel fue calificado mediante criterios convencionales (Rechtschaffen y Kales, 1968). En la tabla 1 se muestran las medias y las desviaciones estándar de las diferentes variables de sueño. Para la obtención de estas medidas se consideraron únicamente los tres primeros ciclos ya que por motivos diferentes a este trabajo, a cada sujeto se le despertó durante la etapa II y el SP del cuarto ciclo. Los valores encontrados corresponden al rango normal establecido para hombres entre 20 y 30 años de edad (Williams et al., 1974).

En la tabla 2 se ofrece una relación de la cantidad de tiempo de actividad EEG de vigilia y de cada etapa de sueño del segundo ciclo de la noche, que fue seleccionada por sujeto. Toda esta señal de EEG se incluyó en el análisis. Dos sujetos no presentaron una etapa IV robusta en este ciclo de sueño, por lo que se seleccionaron segmentos de la etapa correspondiente del primer ciclo.

Tabla 1. Parámetros de la arquitectura de sueño durante los tres primeros ciclos de la noche.

	MEDIA (DESV. EST.)	%
Tiempo total en cama (min.)	285:18 (69:21)	
Tiempo total de sueño (min.)	275:56 (63:38)	
Índice de eficiencia del sueño	0.96 (0.01)	
Tiempo en vigilia	9:05 (6:52)	
Tiempo en etapa I	11:08 (6:78)	*4.03 %
Tiempo en etapa II (min.)	119:18 (50:18)	*43.23%
Tiempo en etapa III (min.)	22:27 (6:51)	* 8.13%
Tiempo en etapa IV (min.)	53:27 (17:18)	*19.37%
Tiempo en etapa SP (min.)	65:05 (13:09)	*23.58%
Latencia a la etapa I (min.)	4:12 (3:55)	
Latencia a la etapa II (min.)	9:21 (10:10)	
Latencia a la etapa SP (min.)	93:33 (40:39)	
Duración promedio del SP (min.)	22:14 (04:21)	
Ciclo de sueño (min.)	76:21 (19:30)	

* Porcentaje obtenido en base al tiempo total de sueño

Tabla 2. Tiempo (en minutos) de la actividad EEG seleccionada por sujeto para el análisis de correlación, para la vigilia y para cada etapa de sueño del segundo ciclo de la noche.

SUJETO	VIGILIA	ETAPA II	ETAPA IV	ETAPA SP
I.V.	00:08	10:43	14:26	11:23
J.P.	01:26	11:03	10:02	10:00
L.M.	00:53	11:03	11:26	10:23
M.B	00:09	10:03	08:07	10:23
P.D.	00:09	10:33	10:01 *	10:26
R.G.	01:33	10:26	10:03	04:16
R.M.	01:33	10:36	10:06	10:06
V.M.	00:09	10:03	10:06 *	09:09
MEDIA	01:24	10:42	10:56	09:40
(DESV. EST.)	(00:13)	(00:29)	(01:06)	(02:13)

* Los segmentos seleccionados de esta etapa, fueron tomados del primer ciclo de sueño.

2. ANÁLISIS DE COMPONENTES PRINCIPALES:

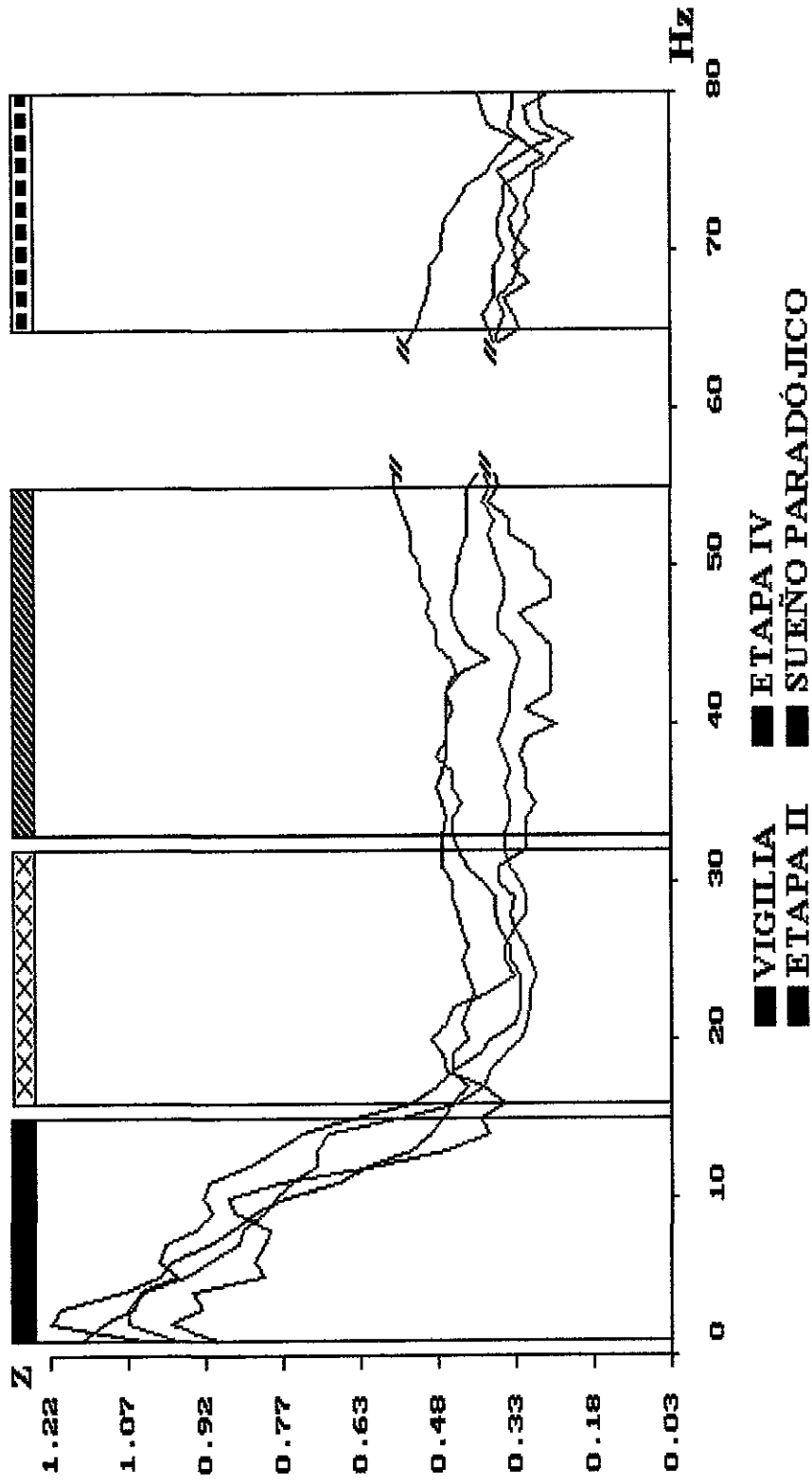
2.1 Correlación Interhemisférica:

El análisis de componentes principales realizado con los valores de r -inter de todos los pares de derivaciones y de todas las etapas, formó cuatro componentes que explicaron el 82.36% de la varianza total. El primer componente (29.3% de varianza explicada) agrupó las frecuencias de 65 a 80 Hz; el segundo componente (21.55% de varianza explicada) formó una banda de 16 a 32Hz; el tercer componente (16.14% de varianza explicada) agrupó las frecuencias de 33 a 55Hz; en el cuarto componente (15.37% de la varianza explicada) se generó la banda de 1 a 15 Hz (ver recuadro en figura 2).

En la figura 2 se muestran los espectros de r -inter en puntuaciones Z para cada una de las etapas, obtenidas promediando todos los pares de derivaciones r -inter. Las diferentes divisiones mostradas en la figura 2 representan las bandas obtenidas por cada uno de los componentes. Una representación mas clara de los espectros de correlación, se muestra en las figuras 4 y 5, mismas que se explicarán más adelante con base en los resultados del análisis estadístico.

Figura 2. Se muestran los espectros de correlación interhemisférica en puntuaciones Z de Fisher, para cada una de las etapas de sueño y la vigilia. Las divisiones demarcan cada una de las bandas formadas por cada componente principal que se indica por un patrón específico. El recuadro indica las características de cada uno de los componentes obtenidos (ver resultados).

COMPONENTE	PATRÓN EN FIGURA	VARIANZA EXPLICADA (%)	BANDAS FORMADAS (Hz)
1	■ ■ ■ ■	29.3	65-80
2	■ ■ ■ ■	21.55	16-32
3	■ ■ ■ ■	16.14	33-55
4	■ ■ ■ ■	15.37	1-15
VARIANZA TOTAL		82.36	



2.2 Correlación Intrahemisférica:

En el caso del análisis de componentes principales hecho con los valores de *r*-intra para todos los pares de derivaciones y para todas las etapas, se obtuvieron dos componentes que explicaron el 90.67% de la varianza total. El primer componente (50.99% de la varianza explicada) formó una banda de 1 a 43Hz, mientras que el segundo (39.68% de la varianza explicada) agrupó las frecuencias de 44 a 55 Hz y de 65 a 80 Hz. Debido a que esta división de bandas fue sumamente gruesa, se realizaron dos nuevos análisis de componentes principales por separado, con los valores de *r*-intra de todos los pares de derivaciones y de todas las etapas: un análisis para las frecuencias de 1 a 43 Hz y otro para las frecuencias de 44 a 55 y de 65 a 80 Hz (ver recuadro de la figura 3).

En el análisis realizado con las frecuencias de 1 a 43 Hz, se obtuvieron tres componentes cada uno de los cuales formó una banda: El primer componente (36.48% de varianza explicada) formó una banda de 33 a 43 Hz. El segundo componente (31.96% de varianza explicada) agrupó las frecuencias de 1 a 12 Hz. En el tercer componente (26.51% de la varianza explicada) se agruparon las frecuencias de 13 a 32 Hz.

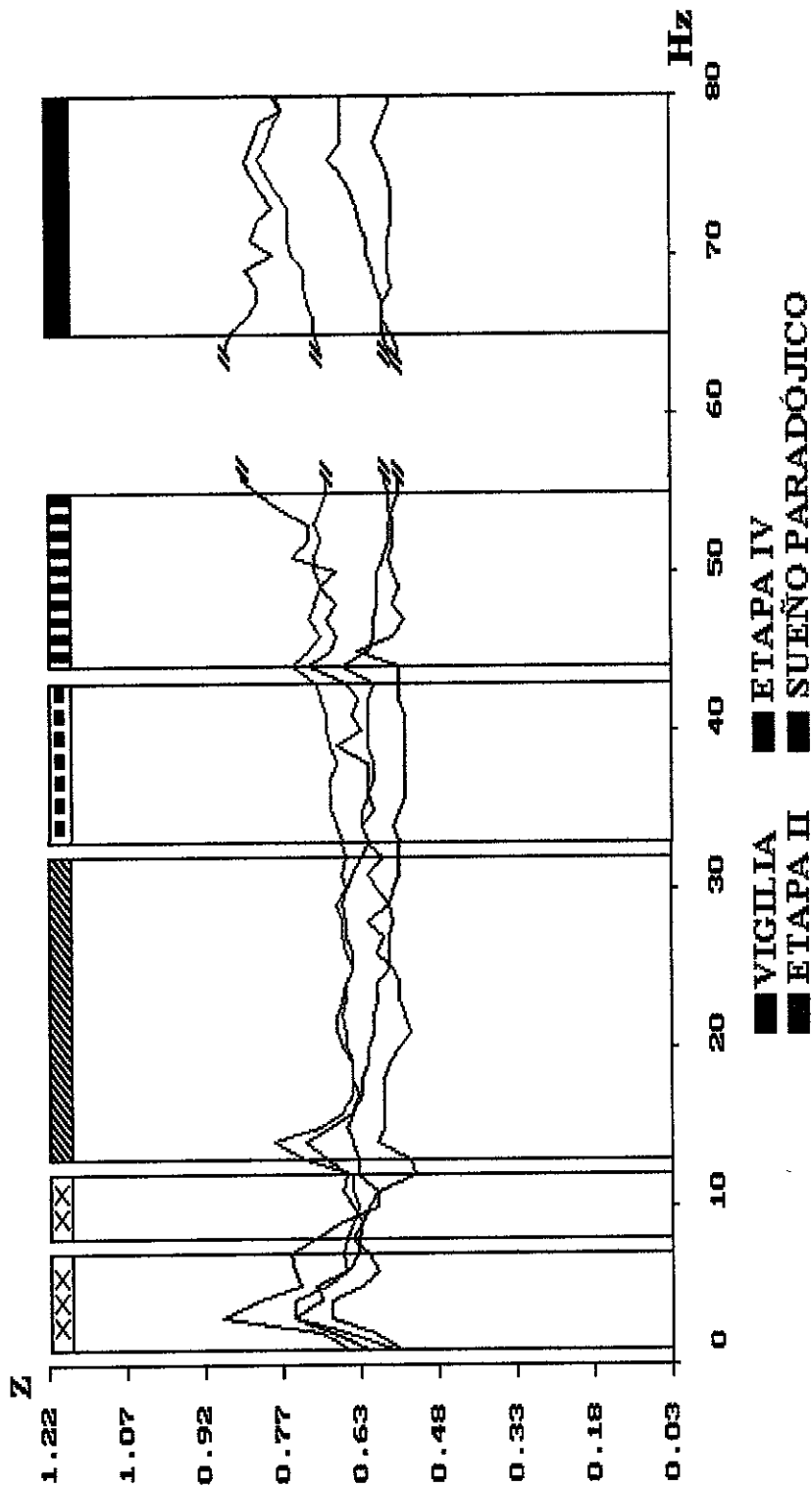
Se decidió dividir la banda de 1 a 12 Hz en dos bandas, una de 1 a 7 Hz y otra de 8-12 Hz, con el objeto de mantener una división de bandas más apegada a la división tradicional; una banda de frecuencias lentas que agrupa las bandas de delta (1-3 Hz) y theta (4-7 Hz) y otra que agrupa las frecuencias de la banda de alpha (8-13 Hz).

En el análisis realizado con las frecuencias de 44 a 55 Hz y de 65 a 80 Hz se formaron dos componentes principales. En el primero (46.94% de varianza explicada) se agrupó la banda de 65 a 80Hz, mientras que el segundo (38.36% de varianza explicada) agrupó las frecuencias de 44 a 55 Hz.

En la figura 3 se muestran los espectros de r-intra en puntuaciones Z, para cada una de las etapas obtenidas promediando todos los pares de derivaciones r-intra. Las diferentes divisiones mostradas en la figura 3 representan las bandas obtenidas por cada uno de los componentes. Una representación más clara de los espectros de correlación, se muestra en las figuras 6 y 7, mismas que se explicarán más adelante con base en los resultados del análisis estadístico.

Figura 3. Se muestran los espectros de correlación intrahemisférica en puntuaciones Z de Fisher, para cada una de las etapas de sueño y la vigilia. Las divisiones demarcan cada una de las bandas formadas por cada componente principal que se indica por un patrón específico. El recuadro indica las características de cada uno de los componentes obtenidos (ver resultados).

COMPONENTE	PATRON EN FIGURA	VARIANZA EXPLICADA (%)	BANDAS FORMADAS (Hz)
1	XXXX	36.4	33-43
2	XXXXI	31.96	1-12
3	XXXXII	26.51	13-32
VARIANZA TOTAL			1-43 Hz
1	XXXXIII	46.94	65-80
2	XXXXIV	38.36	44-55
VARIANZA TOTAL			44-55 y 65-80 Hz



3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO:

Los resultados obtenidos por los ANDEVAs para el caso de la r-inter se muestran en la tabla 3-A y en el caso de la r-intra se muestran en la tabla 4-A.

Por ser los considerados como los factores relevantes para la hipótesis de este trabajo, únicamente se ofrecen los resultados del factor A (etapas) en los resultados de los ANDEVAs de r-inter (tabla 3-A), mientras que para el caso de la r-intra se reportan los resultados obtenidos por el factor A (etapas), el factor B (regiones) así como la interacción entre ambos (tabla 4-A).

En la tabla 3-B se ofrecen los resultados obtenidos por el análisis post-hoc de Tukey del factor A en la r-inter. En las tablas 4-B y 4-C se dan respectivamente los resultados del análisis post-hoc de Tukey realizados para el factor A y para la interacción entre los factores A y B en el caso de la r-intra.

Tabla 3. A. Resultados del efecto principal, etapas (vigilia, etapa II, etapa IV y sueño paradójico), obtenidos por el análisis de varianza que se realizó con los puntajes de los componentes principales realizados con los valores de correlación interhemisférica.

COMPONENTE	BANDAS (Hz)	FACTOR "A" ETAPAS g.l. = 3.219
1	65-80	F=38.61 p < 0.00001
2	16-32	F=17.27 p < 0.00001
3	33-55	F=43.05 p < 0.00001
4	1-15	F=38.89 p < 0.00001

B. Análisis post-hoc de Tukey para el factor A (etapas). * p < 0.05 **p < 0.01

1-15 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		*	**	**
II			**	**
IV				**
SP				

33-55 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		*	**	**
II			**	**
IV				---
SP				

16-32 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			**	**
IV				---
SP				

65-80 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			**	**
IV				**
SP				

Tabla 4. A. Resultados del análisis de varianza de tres factores (no se muestran los resultados del factor C así como sus interacciones), realizado para cada una de las bandas obtenidas del análisis de componentes principales hecho con los valores de correlación intrahemisférica. Factor A: etapas (vigilia, etapa II, etapa IV y sueño paradójico) Factor B: región anterior v.s. región posterior (ver método).

	COMPONENTE	BANDAS (Hz)	FACTOR "A" ETAPAS g.l. = 3.329	FACTOR "B" REGIONES g.l. = 1.329	INTERACCIÓN "A B" g.l. = 3.329
1-43 Hz	1	33-43	F= 13.75 **	F= 17.25 **	---
	2	1-7	F= 29.93 **	F= 217.00 **	F= 4.44 *
		8-12	F= 4.51 *	F= 69.58 **	F= 9.15 **
	3	13-32	F= 11.48 **	F= 3.82 *	---
44-55 Hz y 65-80 Hz	1	65-80	F= 13.82 **	F= 234.60 **	F= 6.06 **
	2	44-55	F= 15.83 **	F= 145.08 **	---

* p < 0.05

**p < 0.0009

B. Análisis post-hoc de Tukey para el factor A (etapas). * p < 0.05 ** p < 0.01

1-7 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		**	**	**
II			*	---
IV				**
SP				

33-43 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			*	**
IV				---
SP				

8-12 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	---	---
II			---	*
IV				---
SP				

44-55 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			**	**
IV				---
SP				

13-32 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		**	**	---
II			---	**
IV				**
SP				

65-80 Hz

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			*	**
IV				---
SP				

C. Análisis post-hoc de Tukey para la interacción entre el factor A (etapas) y el factor B (regiones).

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

1-7 Hz - Región Anterior

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			---	---
IV				---
SP				

1-7 Hz - Región Posterior

	Vig	II	IV	SP
Vig		**	**	**
II			---	---
IV				*
SP				

8-12 Hz Región Anterior

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	---
II			---	*
IV				**
SP				

8-12 Hz - Región Posterior

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	---	---
II			---	---
IV				---
SP				

65-80 Hz - Región Anterior

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	**	**
II			*	**
IV				---
SP				

65-80 Hz - Región Posterior

	Vig	II	IV	SP
Vig		---	---	---
II			---	---
IV				---
SP				

3.1 Correlación Interhemisférica.

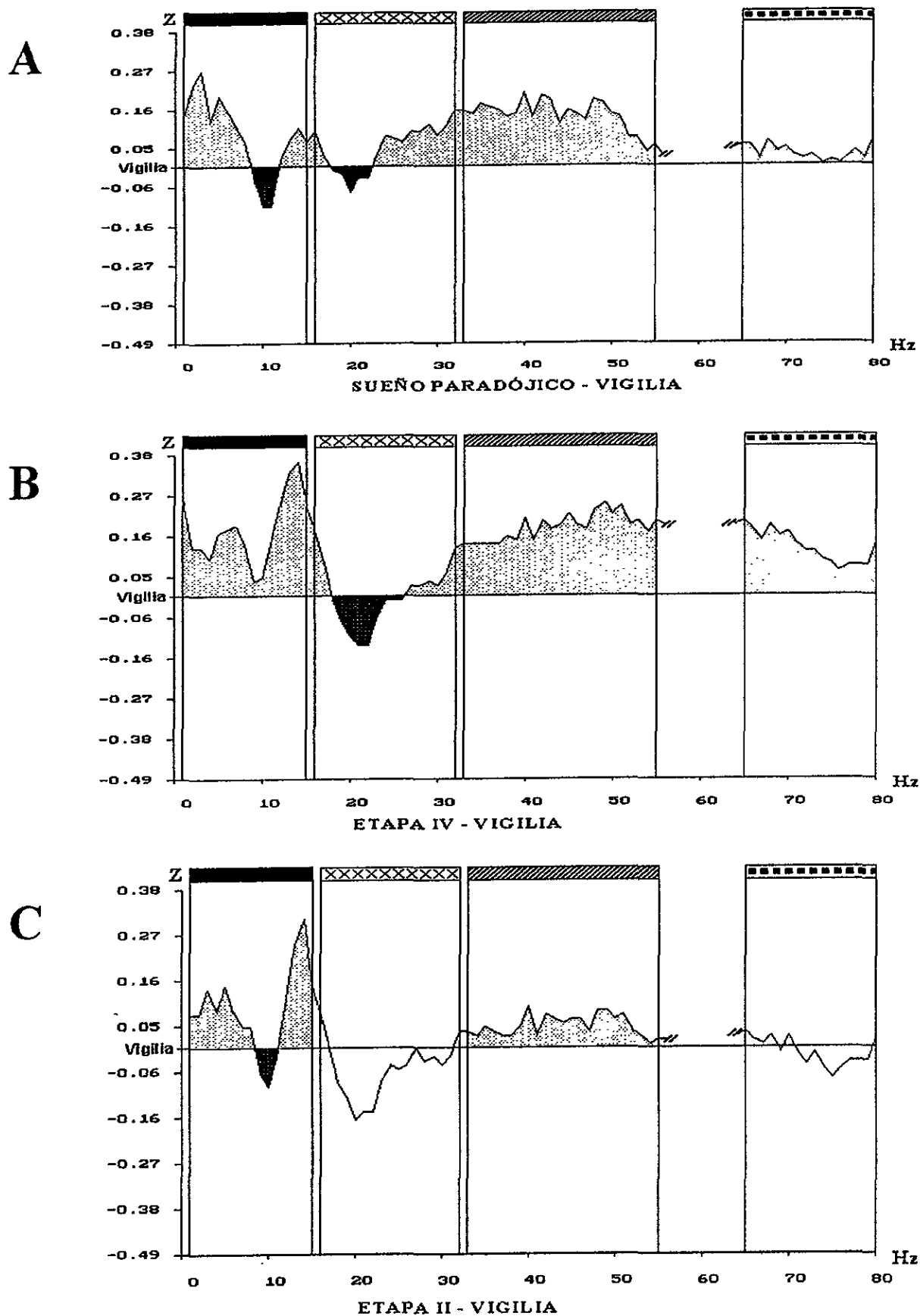
Como puede verse en la tabla 3-A, en el factor A (etapas) se obtuvieron diferencias significativas ($p < 0.00001$) en todos los ANDEVAs realizados para cada banda, con los puntajes de cada componente.

Los componentes obtenidos mediante el análisis de componentes principales, son indicadores de la covarianza que se da entre las variables dependientes incluidas en el análisis. Aquellas variables que covarían (tanto en un sentido positivo como uno negativo) entre sí, quedan agrupadas dentro de un mismo componente. Esto significa que algunas de estas variables pueden aumentar y otras disminuir; sin embargo estos cambios en uno u otro sentido están correlacionados. Puesto que en el caso de la r-inter nuestros análisis se realizaron con los puntajes de cada componente, es decir con el valor del componente, ponderado para cada frecuencia, es posible observar la covariabilidad de los valores de correlación de cada hertz incluido en el análisis. Lo anterior se ejemplifica detalladamente a continuación para el caso de la comparación entre el SP y la V (Möcks y Verleger, 1991).

Comparación entre las diferentes etapas de sueño y la vigilia:

En la figura 4 se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de r-inter de vigilia a cada uno de los espectros de r-inter de las etapas de sueño. Las áreas en gris muestran un aumento significativo en la r-inter con respecto de la vigilia, mientras que las áreas en negro muestran

Figura 4. Se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de correlación interhemisférica de vigilia a cada uno de los espectros de correlación interhemisférica de las etapas de sueño. Las áreas en gris y negro muestran respectivamente los aumentos y las disminuciones significativas en la correlación interhemisférica. La áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas.



las disminuciones de *r*-inter con respecto a la vigilia. Las áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas.

SP - Vigilia (ver figura 4-A): En la comparación entre los espectros de correlación de SP y de V los cuatro componentes obtenidos por el análisis de varianza y que agruparon a cada una de las bandas, fueron diferentes significativamente entre ambos estados fisiológicos. En general, la *r*-inter de todas las frecuencias fue mayor en SP que en la vigilia. Casos especiales fueron las frecuencias de 9 a 11 incluidas en la banda de 1 a 15 Hz y en las frecuencias de 18 a 22 de la banda de 16 a 32 Hz, en donde los valores de *r*-inter fueron menores significativamente en SP. La disminución en los valores de *r*-inter en estas frecuencias está covariando, es decir se da de manera consistente al aumento en los valores de la *r*-inter de las demás frecuencias incluidas en la banda.

Etapa IV - Vigilia (ver figura 4-B): Todos los componentes obtenidos fueron diferentes significativamente: Los valores de *r*-inter de todas las frecuencias agrupadas en cada banda fueron mayores en la etapa IV que en la vigilia, con excepción de las frecuencias de 18 a 26 Hz incluidas en la banda de 16 a 32 Hz, que covariaron en el sentido opuesto.

Etapa II - Vigilia (ver figura 4-C): Solo se observaron diferencias significativas en dos de los componentes; en el componente 4 (banda de 1 a 15 Hz), en donde los valores de *r*-inter de las frecuencias de 1 a 8 Hz y de 12 a 15 fueron mayores en la etapa II y viceversa para los valores de 9 a 11

Hz; y en el componente 3 (banda de 33 a 55 Hz) en donde la correlación fue mayor en la etapa II para toda la banda.

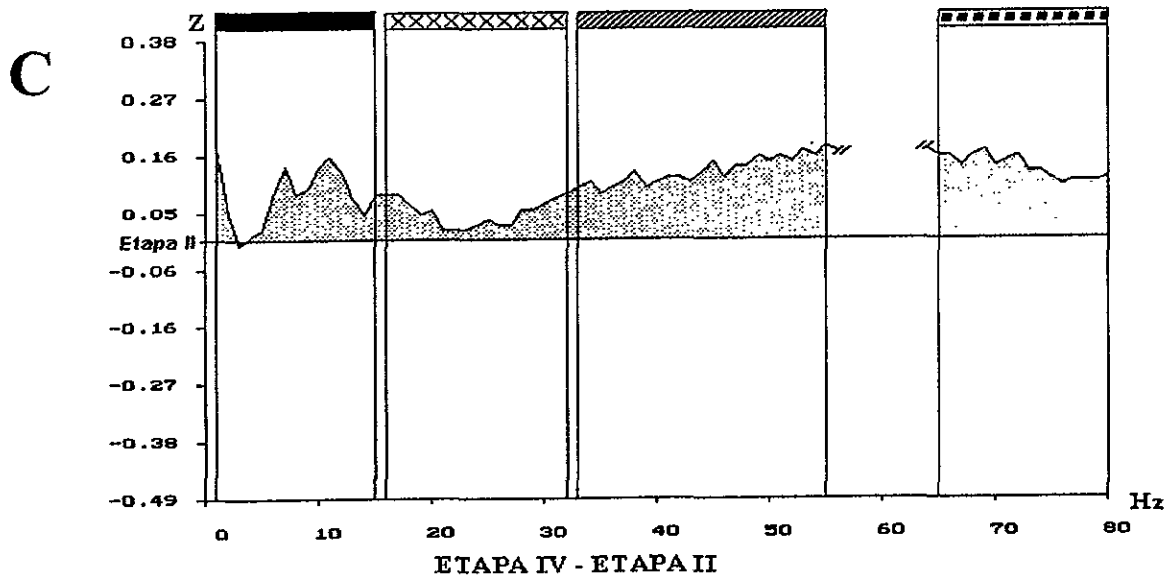
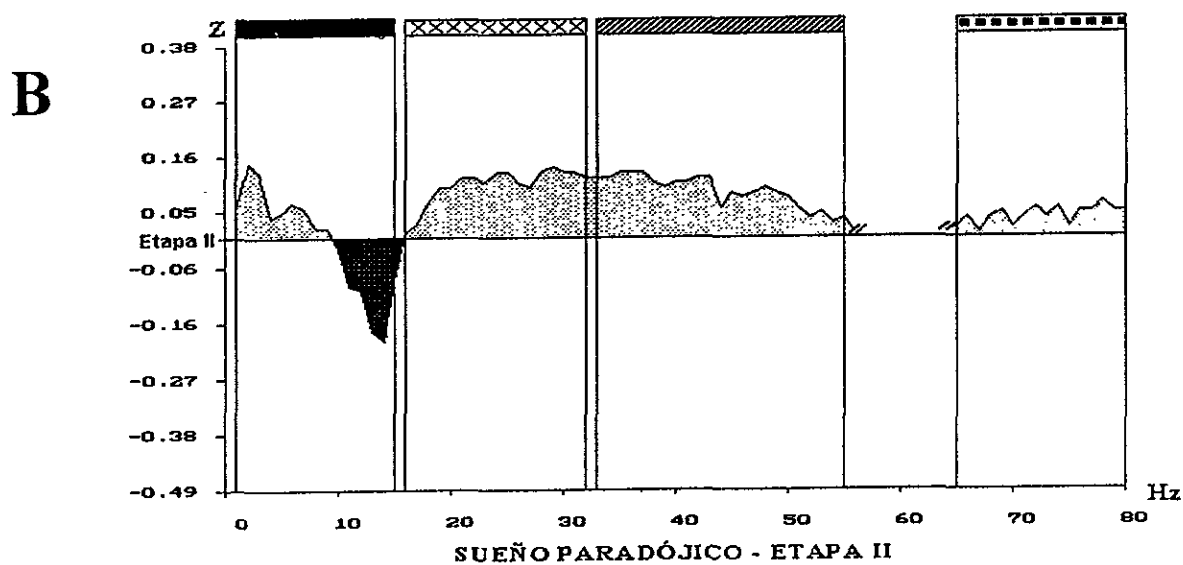
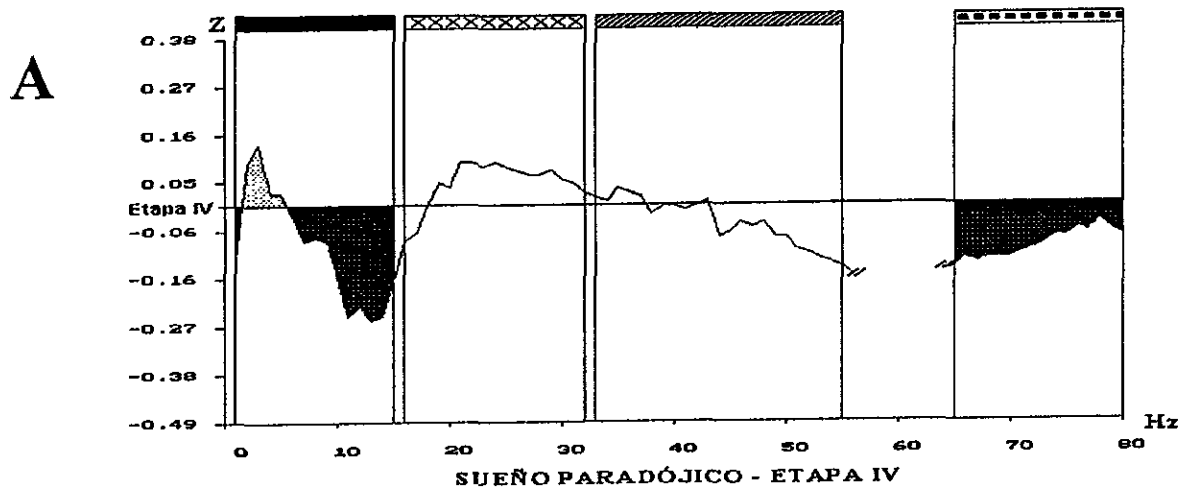
Comparación entre las diferentes etapas de sueño:

En la figura 5 se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de r-inter de una etapa de sueño a otra (ver indicaciones debajo de cada gráfica). Las áreas en gris muestran un aumento significativo en la r-inter con respecto a la etapa restada, mientras que las áreas en negro muestran las disminuciones significativas. Las áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas.

SP - Etapa IV (ver figura 5-A): Solo se observaron diferencias significativas en dos de los componentes; en el componente 4 (banda de 1 a 15 Hz) en donde los valores de r-inter de las frecuencias de 1 Hz y de 6 a 15 Hz fueron mayores en la etapa SP y viceversa para los valores de 2 a 5 Hz; y en el componente 1 (banda de 65 a 80 Hz) en donde la correlación fue menor en la etapa SP para toda la banda.

SP - Etapa II (ver figura 5-B): Todos los componentes obtenidos fueron diferentes significativamente: Los valores de r-inter de todas las frecuencias agrupadas en cada banda fueron mayores en SP que en la etapa II, con excepción de las frecuencias de 10 a 15 Hz incluidas en la banda de 1 a 15 Hz que covariaron en el sentido opuesto.

Figura 5. Se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de correlación interhemisférica de una etapa de sueño a otro de otra etapa de sueño. Las áreas en gris y negro muestran respectivamente los aumentos y las disminuciones significativas en la correlación interhemisférica. Las áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas. La áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas.



Etapa IV - Etapa II (ver figura 5-C): Todos los componentes obtenidos fueron diferentes significativamente: Los valores de r-inter de todas frecuencias agrupadas en cada banda fueron mayores en la etapa IV que en la etapa II.

3.2 Correlación Intrahemisférica:

3.2.1 Factor A

Como puede verse en la tabla 4-A, el factor A (etapas) resultó significativo en todas las bandas consideradas con un nivel de significación de $p < 0.0009$, a excepción de la banda de 8-12 Hz en donde el nivel de significación fue de $p < 0.05$.

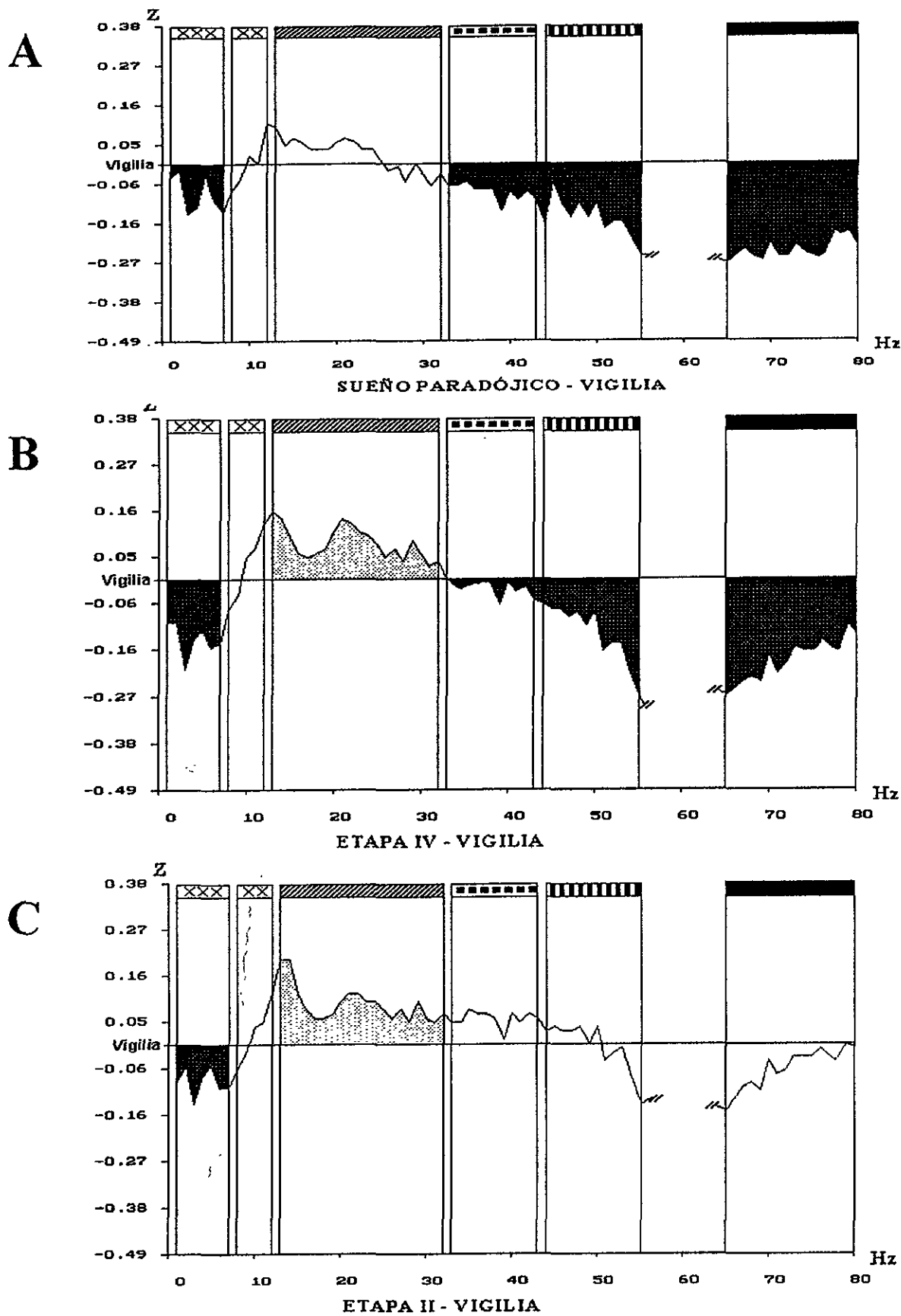
En este caso, los ANDEVAs fueron realizados con los valores promedio de r -intra de cada banda, por lo que una diferencia significativa refleja un aumento o una disminución neta en el valor de correlación de la banda.

Comparación entre las diferentes etapas de sueño y la vigilia:

En la figura 6 (A, B y C) se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de r -intra de vigilia a cada uno de los espectros de r -intra de las etapas de sueño. En estos espectros se representan los resultados de la misma forma descrita para la r -inter.

La r -intra fue menor significativamente en las diferentes etapas de sueño que en la vigilia, para la banda de 1-7 Hz. La r -intra de la banda conformada por las frecuencias de 13 a 32 Hz fue mayor significativamente en la etapa II y en la etapa IV que la vigilia, mientras que no hubo diferencias con la etapa de SP. La r -intra del conjunto de frecuencias rápidas (de 33 a 55

Figura 6. Se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de correlación intrahemisférica de vigilia a cada uno de los espectros de correlación intrahemisférica de las etapas de sueño. Las áreas en gris y negro muestran respectivamente los aumentos y las disminuciones significativas en la correlación intrahemisférica. La áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas.



Hz y de 65 a 80 Hz) en SP y en la etapa IV, fue menor significativamente que en la vigilia sin embargo no hubo diferencias con respecto a la etapa II.

Comparación entre las diferentes etapas de sueño.

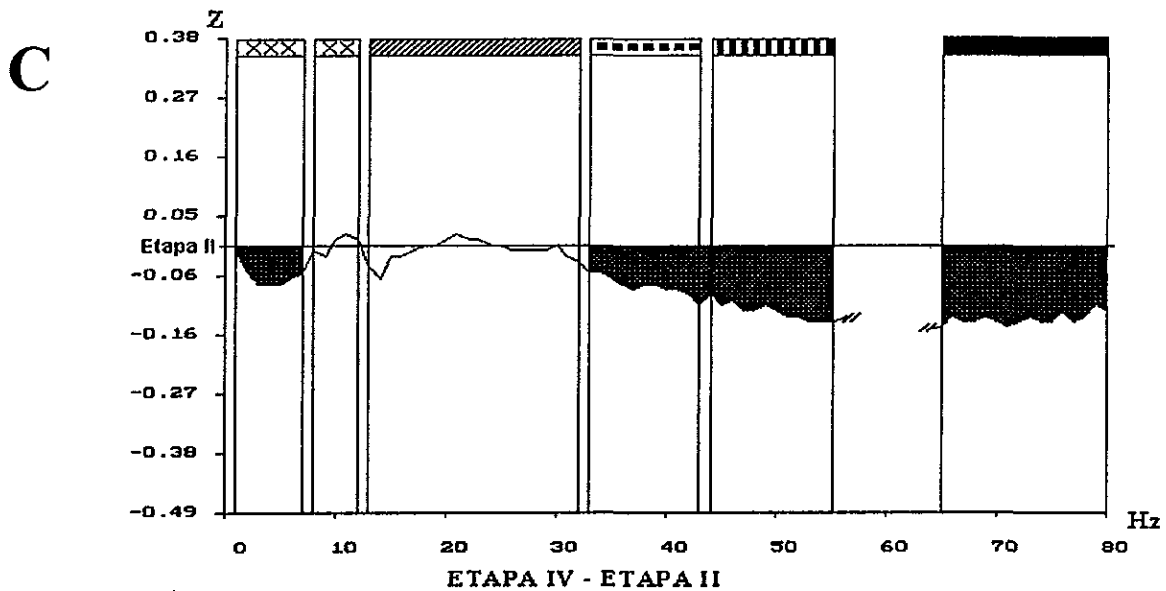
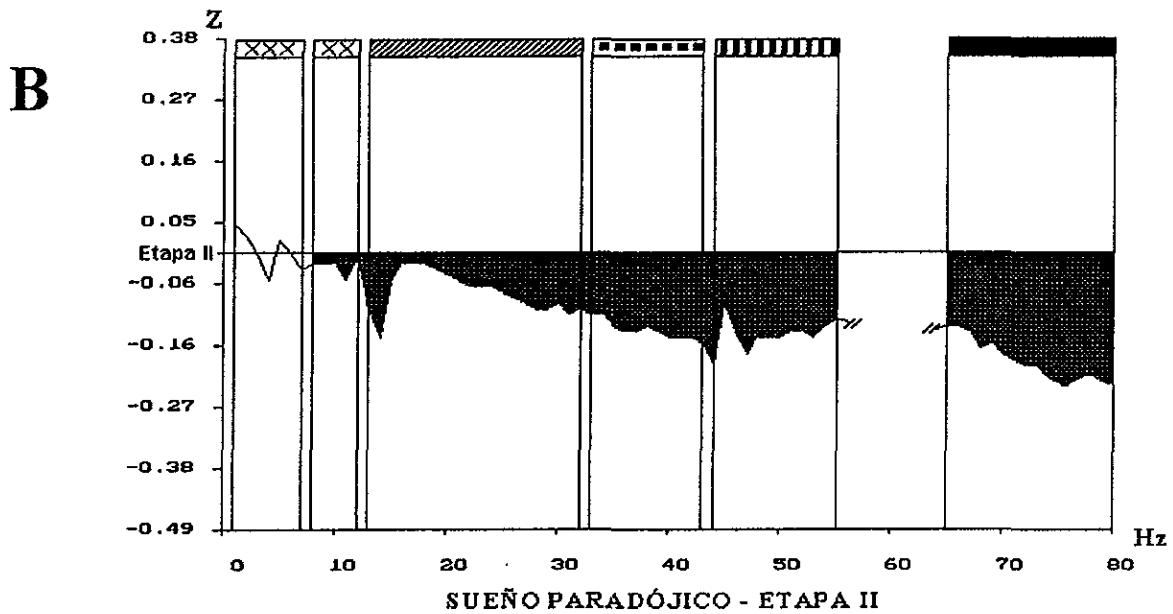
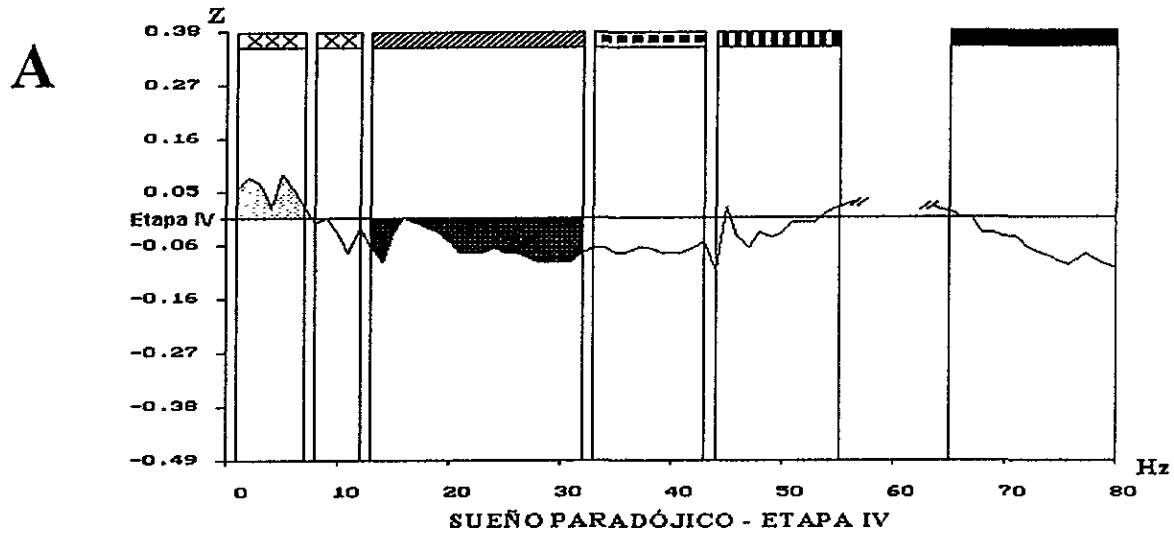
En la figura 7 se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de r-intra de una etapa de sueño a otra (ver indicaciones debajo de cada gráfica). Nuevamente la manera expresar los resultados es la misma a la descrita previamente.

SP - Etapa IV (ver figura 7-A): En esta comparación solo dos bandas resultaron diferentes significativamente. La r-intra de la banda de 1 a 7 Hz fue mayor en SP, mientras que la banda de 13 a 32 Hz fue menor en esta etapa.

SP - Etapa II (ver figura 7-B): La r-intra de todas las bandas exceptuando la de 1-7 Hz fue menor en SP.

Etapa IV - Etapa II (ver figura 7-C): La r-intra de las banda de 1-7 Hz, y de las bandas conformadas por la frecuencias rápidas (de 33 a 55 Hz y de 65 a 80 Hz) fue menor en la etapa IV. No hubo diferencias significativas en las bandas restantes.

Figura 7. Se muestran los espectros resultantes de restar el espectro de correlación intrahemisférica de una etapa de sueño a otro de otra etapa de sueño. Las áreas en gris y negro muestran respectivamente los aumentos y las disminuciones significativas en la correlación intrahemisférica. La áreas en blanco representan la ausencia de diferencias significativas.



3.2.2 Factor B

El factor B (región anterior v.s. región posterior) resultó significativo en los ANDEVAs realizados en cada una de las bandas formadas, con un nivel de significancia de $p < 0.0009$ a excepción de la banda de 13-32 Hz en donde el nivel de significancia fue de $p < 0.05$ (tabla 4-A).

En todas bandas formadas, la correlación intrahemisférica de las regiones centrales (C3 y C4), temporales (T3 y T4) y parietales (P3 y P4), fue significativamente mayor con las derivaciones frontales (F3 y F4), que con las occipitales (O1 y O2).

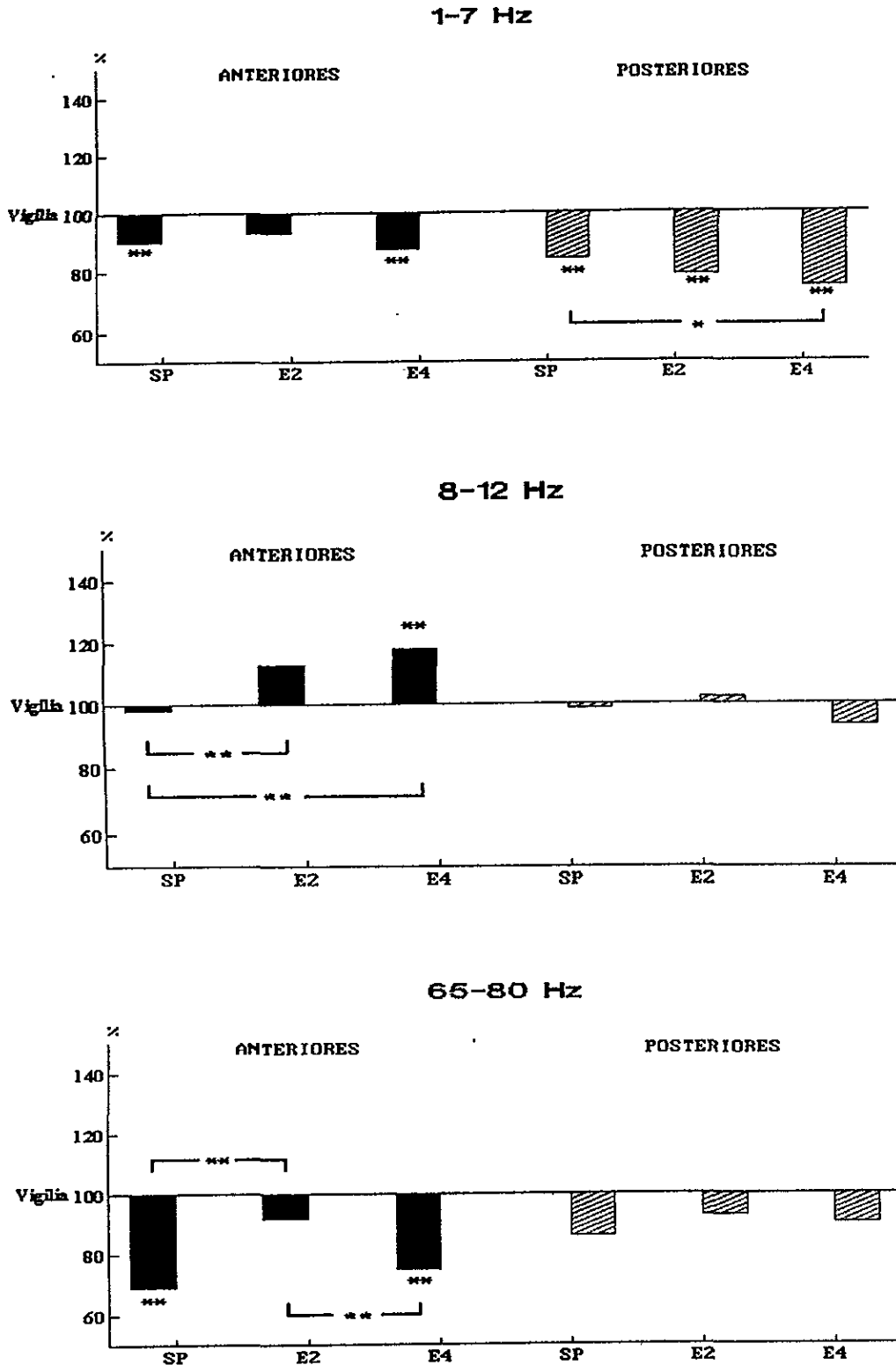
3.2.3 Interacción entre el factor A y el factor B

La interacción entre etapas y regiones fue significativa con un nivel de significancia de $p < 0.05$ en la banda de 1-7 Hz y con un nivel de significancia de $p < 0.0009$ en las bandas de 8-12Hz y de 65-80 Hz (tabla 4-A).

En la figura 8 se muestran los cambios en la r -intra de las regiones anterior y posterior durante las diferentes etapas de sueño, con respecto de la vigilia. Con corchetes se indican las diferencias significativas entre las etapas de sueño dentro de cada región.

En la banda de 1 a 7 Hz, la r -intra de las regiones frontales disminuyó significativamente ($p < 0.01$) durante el SP y la etapa IV, en un 9.68% y un

Figura 8. Se muestran los cambios (en porcentajes) de la correlación intrahemisférica de las regiones anteriores y posteriores, de las diferentes etapas de sueño con respecto a la vigilia (cien por ciento), para aquellas bandas en donde la interacción entre el factor A (etapas) y el factor B (regiones) resultó significativa: 1-7 Hz, 8-12 Hz y 65-85Hz. Los asteriscos debajo de las barras marcan las diferencias significativas con respecto a la vigilia; con los corchetes se indican las diferencias significativas entre etapas (análisis post-hoc de Tukey).



** p < 0.01
 * p < 0.05

┌─┐ Diferencias entre etapas de sueño

12.36 % respectivamente, con respecto a la vigilia. La r-intra de las regiones occipitales disminuyó significativamente ($p < 0.01$) en las tres etapas de sueño con respecto de la vigilia; SP, 15.69%; etapa II 21.32% y etapa IV 25.07 %. La disminución de la r-intra de las regiones occipitales, fue mayor ($p < 0.05$) durante la etapa IV que en el SP, sin embargo no hubo diferencias significativas entre cada una de estas etapas y la etapa II. La comparación entre la r-intra de las regiones frontales v.s. la r-intra de las regiones occipitales, para los estados fisiológicos homólogos, fue significativa ($P < 0.01$) en todos los casos.

Para la banda de 8-12 Hz, únicamente se observó un aumento significativo ($p < 0.01$) de 17.79 % en la r-intra de las regiones frontales durante la etapa IV en comparación con la vigilia. La r-intra de las regiones frontales durante el SP fue menor significativamente ($p < 0.01$) con respecto a la r-intra, de estas mismas regiones, en las etapas II y IV. La comparación entre la r-intra de las regiones frontales v.s. la r-intra de las regiones occipitales, para los estados fisiológicos homólogos, fue significativa ($P < 0.01$) solo en la etapa II y en la IV.

En la banda de 65 a 80 Hz, se observó una disminución significativa ($p < 0.01$) en la r-intra de las regiones frontales durante el SP y la etapa IV; 30.68 % y 25% respectivamente. Ambos decrementos fueron mayores significativamente ($p < 0.01$) a la disminución (no significativa con respecto de la vigilia) de la r-intra en la etapa II. No hubo cambios significativos para la región posterior. La comparación entre la r-intra de las regiones frontales v.s.

la r-intra de las regiones occipitales, para los estados fisiológicos homólogos, fue significativa ($P < 0.01$) en todos los casos.

VIII. DISCUSIÓN.

Los resultados obtenidos en este nuevo análisis corroboran los descritos en la literatura (Corsi-Cabrera, et al 1987; Guevara et al 1995), en especial los referentes a las frecuencias de 1 a 15 Hz.

Además, el presente trabajo añade información nueva a la literatura existente, sobre los cambios en las relaciones funcionales de la corteza cerebral durante el sueño, obtenida mediante el análisis de correlación. A continuación se resumen las aportaciones:

■ En éste trabajo se estudió el patrón de acoplamiento de la actividad gamma (30-80 Hz), entre los dos hemisferios cerebrales y dentro de cada hemisferio. El acoplamiento interhemisférico de dichas frecuencias alcanzó sus valores máximos en la etapa IV y el SP, mientras que el intrahemisférico tuvo sus valores mínimos en estas mismas etapas. Estos cambios se dieron de manera homogénea en todo el rango de gamma, congruente con la existencia de un solo sistema generador para estas frecuencias, posiblemente el tálamo-cortical cortico-tálmico, como ha sido planteado por otros autores (Llinás et al., 1991b; Llinás y Ribary, 1993; Steriade et al., 1996).

■ El análisis de correlación de la actividad EEG de las regiones frontales evidenció las relaciones funcionales que guardan las regiones frontales con otras áreas de la corteza cerebral durante la vigilia y el sueño, y los cambios que sufren de un estado a otro: el acoplamiento funcional intrahemisférico de las regiones centrales, temporales y parietales, es significativamente mayor con

las derivaciones frontales que con las occipitales, tanto en la vigilia como en el sueño. En el rango de 65 a 80 Hz, la relación funcional de las regiones frontales descendió durante el sueño, alcanzando su valor mínimo en las etapas IV y SP.

Los resultados se obtuvieron del análisis de aproximadamente 10 minutos de actividad EEG recolectada por sujeto, en cada etapa de sueño; y de un minuto y medio para la vigilia. Lo anterior permite decir que los resultados reflejan un rasgo estable, característico de cada estado fisiológico. Ninguno de los trabajos de correlación y coherencia del EEG en sueño, ha sometido en su análisis una cantidad de segmentos de actividad electroencefalográfica comparable a la del presente. Por ejemplo, en los estudios realizados por Corsi-Cabrera et al. (1987) y Guevara et al. (1995), se utilizaron diez épocas de dos segundos de actividad EEG para cada estado fisiológico.

■ Los resultados obtenidos corroboran los previamente descritos. En términos generales, los espectros reportados en esta tesis se asemejan a los previamente descritos por Guevara et al. (1995), en el rango de 1 a 15 Hz. Posibles diferencias pueden ser atribuidas al hecho de que en este nuevo estudio, se añadieron más derivaciones de registro: en el trabajo citado sólo se estudiaron las relaciones funcionales inter- e intrahemisféricas entre las derivaciones F3, F4, C3, C4, T3 y T4, mientras que en el presente se añadieron las derivaciones Fp1, Fp2, P3, P4, O1 y O2. El aumento en la cantidad de EEG analizado, puede también contribuir a las diferencias.

Las referencias elegidas para el registro del EEG en otros trabajos, han sido variables. Algunos estudios han empleado arreglos bipolares (Dumermuth

et al., 1972 y 1983; Dumermuth y Lehman, 1981; Barcaro et al., 1985), mientras que en otros se ha preferido un arreglo monopolar utilizando los lóbulos de la oreja cortocircuitados (Banquet, 1983), por lo que sus resultados no son comparables con los reportados en este estudio.

Acoplamiento Interhemisférico

En general, los resultados observados en el presente estudio apoyan la idea de una atenuación en la diferenciación funcional y un aumento del acoplamiento de los dos hemisferios cerebrales durante el sueño con respecto a la vigilia (Dumermuth y Lehman, 1981; Guevara et al., 1995). En este trabajo, la atenuación se reflejó como un aumento en la r-inter en la mayor parte de las frecuencias analizadas, alcanzando en la etapa IV y el SP los valores máximos.

- En el presente estudio, se encontró una mayor correlación interhemisférica en el rango de frecuencias comprendido entre 1 y 8 Hz, durante las etapas II, IV y SP con respecto a vigilia, lo que es congruente con lo reportado en el trabajo previo en donde se observó lo mismo en las bandas de delta (1.5-3.5 Hz) y theta (4.0-7.5 Hz).

La generación del ritmo delta tiene lugar en la neocorteza del cerebro y son las células piramidales de las capas II y V las propuestas como generadoras de éste ritmo (para una revisión véase Steriade et al., 1990).

El hecho de que la r-inter de esta banda sea relativamente alta durante el sueño, sugiere que las células piramidales involucradas en la generación de esta

actividad, sean principalmente aquellas que envían proyecciones hacia puntos homólogos de la corteza contralateral, a través de haces de fibras nerviosas como podría ser el cuerpo calloso.

La generación del ritmo theta que se registra en el EEG del humano durante el sueño, no ha sido estudiada. En este trabajo se observó que las frecuencias de theta tuvieron el mismo patrón de acoplamiento inter- e intrahemisférico que delta, lo que sugiere que esta actividad puede ser la misma actividad delta con componentes de frecuencias más rápidas y que la división comúnmente hecha entre las dos bandas, sea meramente arbitraria.

- En este estudio se encontró que la r-inter de las frecuencias de 9 a 11 Hz en el SP y la etapa II fue menor que la vigilia y, en el caso de la etapa IV, el valor de la r-inter de estas frecuencias se aproximó al de la vigilia. Nuevamente esto corrobora lo reportado en el estudio anterior, en donde se encontró que los valores de r-inter para las bandas de alfa1 (8.0-9.5 Hz) y alfa2 (10.0-12.5) en las etapas II y IV, no difirieron de la vigilia; en el caso del SP, la r-inter de alfa1 permaneció igual que la vigilia pero la r-inter de la banda de alfa2 disminuyó significativamente en el SP.

La presencia del ritmo alfa durante la vigilia, es el resultado del acoplamiento entre pequeños epicentros generadores de esta actividad en la corteza occipital y la actividad de núcleos talámicos (principalmente el pulvinar y el geniculado lateral) que se propaga a la corteza occipital a través de fibras tálamo-corticales (Lopes da Silva, et al. 1973; Lopes da Silva y Storm, 1977; Lopes da Silva 1991).

La transición entre la vigilia y el sueño se caracteriza por el bloqueo del ritmo alfa (Reschaffen y Kales, 1968), este fenómeno es detectado principalmente por los análisis de potencia. En el presente trabajo se encontró una disminución durante el sueño en la r-inter de los componentes rápidos de la banda de alfa, lo que indica que el bloqueo de ésta actividad se acompaña además, de un desacoplamiento de los sistemas que en vigilia median su generación.

- En este trabajo se observó un pico máximo de r-inter en las etapas II y IV (no observado en SP) alrededor de los 13 Hz. Este hecho vuelve a corroborar lo encontrado previamente, en donde se observó que la r-inter correspondiente a las frecuencias que componen a los husos de sueño (12.0-15.0 Hz), fue significativamente mayor en las etapas II y IV.

La aparición del pico de correlación en el rango de los husos de sueño durante el sueño lento, está de acuerdo con la observación de un acoplamiento espacial y temporal en la aparición de esta actividad en la corteza (Contreras D. et al. 1997).

- En el presente estudio se encontró un pico máximo en la vigilia en el rango de 18 a 26 Hz, además no se observaron diferencias significativas entre el SP y la etapa IV para esta banda. Este resultado indica que la actividad beta, un ritmo electrofisiológico característico de la vigilia en estado de alertamiento, se encuentra acoplada en los dos hemisferios cerebrales.

- En cuanto al rango de gamma (30-80Hz), los espectros de correlación presentados en este trabajo muestran un alto grado de acoplamiento interhemisférico durante el sueño, siendo éste mayor durante la etapa IV y el SP en comparación con la vigilia y la etapa II (no hubo diferencias significativas entre estos dos estados).

Estos cambios se dieron de manera homogénea en todo el rango de frecuencias que constituye a gamma, es decir no se observaron altibajos en frecuencias limitadas dentro de la banda. Este hecho puede ser indicador de la participación de un solo sistema neurofisiológico capaz de generar la actividad en el amplio espectro de frecuencias englobadas en gamma, como es el caso del circuito tálamo-cortical cortico-talámico (Ribary et al., 1991; Llinás y Ribary, 1993) en donde participan neuronas capaces de disparar en dicho espectro de frecuencias (Llinás y et al 1991a).

Los estudios con MEG han descrito que la actividad gamma se encuentra presente durante la vigilia y el SP y prácticamente ausente durante el SOL (Ribary et al., 1991; Llinás y Ribary, 1993) sin embargo, en este trabajo se encontró que la sincronización entre los dos hemisferios es mayor durante la etapa IV y el SP que en la vigilia. El hecho de que también en la etapa IV se haya observado el aumento en la r-inter de estas frecuencias, puede ser indicador de que los mecanismos para la sincronización interhemisférica de la actividad gamma, también se encuentran presentes en la etapa IV a pesar de que la potencia de estas frecuencias sea baja.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

La actividad gamma ha sido relacionada con el procesamiento de la información sensorial (Bressler, 1990; Ribary et al., 1991; Llinás y Ribary, 1993). Mientras que en la vigilia la percepción sensorial esta determinada principalmente por fuentes externas de estimulación, en el sueño (especialmente durante el SP) los procesos sensoriales son desencadenados por la estimulación endógena, proveniente de los núcleos colinérgicos del tallo cerebral (Hobson y McCarley, 1977; Hobson, 1988). Nuestros resultados sugieren que cada vía de estimulación genera una dinámica diferente en el acoplamiento interhemisférico de la actividad gamma, dando lugar a las diferencias observadas entre los estados fisiológicos.

Acoplamiento Intrahemisférico

En general, los resultados observados en el presente estudio indican una disminución durante el sueño, en el grado de acoplamiento temporal entre las regiones de un mismo hemisferio para las frecuencias lentas y la actividad ultra rápida. Así mismo se encontró un aumento de la misma, en el rango de frecuencias intermedias (husos de sueño y actividad beta) durante el SOL.

- Los resultados de este trabajo muestran una disminución en el acoplamiento intrahemisférico para las frecuencias de 1 a 7 Hz durante el sueño en comparación con la vigilia. Esto difiere con lo reportado previamente por Guevara et al. (1995). Las diferencias entre los dos trabajos pueden deberse a las diferencias en la cantidad de actividad EEG analizada y/o al número mayor de derivaciones de registro.

- En este trabajo se observó un aumento significativo en las etapas II y IV con respecto a la vigilia, para la correlación intrahemisférica en el rango de frecuencias de 12 a 32 Hz; la r-intra de estas frecuencias en SP no varió. El aumento observado en el sueño lento para la banda de 12 a 32 Hz, es iniciado por un pico máximo alrededor de los 13 Hz correspondiente a los husos de sueño, lo que demuestra nuevamente el acoplamiento espacial y temporal de esta actividad dentro de cada hemisferio cerebral (Contreras D. et al. 1997).

- El acoplamiento intrahemisférico de la actividad gamma disminuyó significativamente en la etapa IV y el SP en comparación con la vigilia. Nuevamente esta disminución se observó de manera pareja en todo el rango de frecuencias.

■ El acoplamiento funcional intrahemisférico de las regiones centrales, temporales y parietales, fue significativamente mayor con las derivaciones frontales (F3 y F4), que con las occipitales (O1 y O2). Esto fue observado para todas las bandas de frecuencias. Este resultado podría ser un indicador del papel que juegan las regiones frontales, como estructuras organizadoras de la activación coordinada del resto de la neocorteza cerebral, tal y como lo han planteado varios autores (Luria, 1979; Horne, 1993; para una revisión véase Knight y Grabowecy, 1995).

El acoplamiento de las regiones frontales con las centrales, temporales y parietales, disminuyó significativamente con respecto de la vigilia, durante la etapa IV y el SP en el caso de las frecuencias entre 65 y 80 Hz, mientras que la

r-intra de las derivaciones occipitales no varió con el estado fisiológico. Esto último junto con la disminución en el metabolismo de las regiones frontales (Buschsbaum et al., 1989; Mathew, 1989; Maquet et al., 1996; Braun et al., 1997), parece indicar que los lóbulos frontales no solamente disminuyen su actividad sino que además pierden el acoplamiento con otras regiones de la corteza cerebral.

De acuerdo con Shimaura (1995) la corteza prefrontal modula y ejerce un control inhibitorio sobre las regiones posteriores de la corteza, mediante un mecanismo dinámico de filtrado o de compuerta que suprime la actividad irrelevante para el procesamiento cognoscitivo que se está llevando a cabo. Con base en los resultados encontrados en este estudio, se podría plantear la interrogante sobre si son las frecuencias ultra-rápidas el mecanismo de filtrado (en los términos planteados por Shimaura, 1995) utilizado por las regiones prefrontales de la neocorteza, para eliminar la información irrelevante para los procesos cognoscitivos durante la vigilia. Hay que recordar que el tipo de células involucradas en la generación de este ritmo son interneuronas de tipo inhibitorio GABAérgico (Llinás et al., 1991a). Si esto fuese así, la disminución observada durante el sueño en la relación de las regiones frontales con el resto de la corteza en este rango de frecuencias, podría ser interpretada como un desacoplamiento de la actividad inhibitoria o filtro y que bajo estas condiciones el resto de la corteza cerebral que durante el SP se encuentra activada por la influencia de los núcleos colinérgicos del tallo cerebral (Hobson y McCarley, 1977; Hobson, 1988), queda libre de la influencia reguladora de los lóbulos frontales dando lugar a cambios profundos en el procesamiento cognoscitivo de

la información, generando así las incongruencias y la falta de control volitivo y de juicio que caracteriza a la AO.

IX. BIBLIOGRAFÍA.

Aserinsky E., y Kleitman N. (1953). Regularity occurring periods of eye motility and concomitant phenomena during sleep. Science, 118:273-274.

Bacaro U., Denoth F., Murri L., Navaona C. y Stefanini A. (1986). Changes in the interhemispheric correlation during sleep in normal subjects. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 63: 112-118.

Banquet J.P. (1983). Inter- and intrahemispheric relationships of the EEG activity during sleep in man. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 55: 51-59.

Beaumont J.G., Mayes A.R., Rugg M.D. (1978). Asymmetry in EEG alpha coherence and power: Effects of task and sex. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 45: 393-401.

Bland B.H. (1985). The physiology and pharmacology of hippocampal formation theta rhythms. Prog. Neurobiol., 26: 1-54.

Bouyer J.J., Montaron M.F., Rougeul A. (1981). Fast frontoparietal rhythm during combined focused attentive behaviour and immobility in cat: cortical and thalamic localizations. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 51: 244-252.

Bouyer J.J., Montaron M.F., Vahnée J.M., Albert M.P., Rougeul A. (1987). Anatomical localization of cortical beta rhythms in cat. Neuroscience, 22: 863-869.

Braun A.R., Balkin T.J., Wesensten N.J., Carson R.E., Varga M., Baldwin P., Selbie S., Belenky G., Herscovitch P. (1997). Regional cerebral blood flow throughout the sleep-wake cycle: An H₂¹⁵O PET study. Brain, 120: 1173-1197.

Bressler S.L. (1990). The gamma wave: a cortical information carrier?. TINS, Vol. 13(5):161-162.

Broughton R. (1968). Sleep disorders: disorders of arousal?. Science, 159:1070-1078.

Buchsbaum M.S., Mendelson W.B., Duncan W.C., Coppola R., Kelsoe J., y Gillin J.C. (1982). Topographic cortical mapping of EEG sleep stages during daytime naps in normal subjects. Sleep, 5: 248-255.

Buchsbaum M.S., Gillin J.C., Wu J., Hazlett E., Sicotte N., Dupont R., Nunney W.E. (1989). Regional cerebral glucose metabolic rate in human sleep assessed by positron emission tomography. Life Sci.,45:1349-1356.

Buzsaki G., Bickford R.G., Ponomareff G., Thal L.G., Mandel R., Gage F.G. (1988). Nucleus basalis and thalamic control of neocortical activity in freely moving rat. J. Neurosci., 8: 4007-4026.

Callaway C.W., Lydic, R., Baghdoyan H.A. y Hobson J.A. (1987). Pontogeniculo-occipital waves: spontaneous visual system activity during rapid eye movement sleep. Cell. Mol. Neurobiol., 7:105-149.

Calvo J.M. y Fernández-Guardiola A. (1984). Phasic activity of the basolateral amygdala, cingulate gyrus, and hippocampus during REM sleep in the cat. Sleep,7 (3): 202-210.

Calvo J.M. (1995a). Estados cerebrales relacionados con las ensoñaciones. Bol. Soc. Mex. Cien. Fisiol., Vol. 2, No. 4,: 7-18.

Calvo J.M. (1995b). El sueño REM y el sistema límbico: aspectos biológicos de las ensoñaciones. En Temas Selectos en Neurociencias. Universidad Autónoma Metropolitana. pp.127-148. México. Compilador; Velázquez Moctezuma J.

Calvo J.M., Simón-Arceo K. y Fernández-Mas R. (1996). Prolonged enhancement of REM sleep produced by carbachol microinjection into the amygdala. NeuroReport, 7: 577-580

Cespuglio R., Faradji H., Gomez M.E. y Jouvet M. (1981). Single unit recordings in the nuclei raphe dorsalis and magnus during the sleep-waking cycle of semi-chronic prepared cats. Neurosci. Lett., 24, 133-138.

Contreras D., Destexhe A., Sejnowsky T.J. Steriade M. (1997). Spatiotemporal patterns of spindle oscillations in cortex and thalamus. J. Neurosci., 17:3 1179-1196.

Corsi-Cabrera M. (1993). Psicofisiología del Sueño. Ed. Trillas. México.

Corsi-Cabrera M., Meneses S., Molina E. (1987). Correlación interhemisférica y acoplamiento temporal de la actividad eléctrica durante la vigilia, la etapa II y el sueño paradójico en el hombre. Rev. Mex. Psicol., 4:100-108.

Corsi-Cabrera M., Ramos J., Meneses S. (1989a). Effect of normal sleep deprivation on interhemispheric correlation during subsequent wakefulness in man. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., 72: 305-311.

Corsi-Cabrera M., Herrera P., Malvido M. (1989b). Correlation between EEG and cognitive Abilities: Sex differences. Int. J. Neurosci., 45:133-141.

Corsi-Cabrera M., Ramos J., Arce C., Guevara M.A., Ponce-de-León M. y Lorenzo I. (1992). Changes in the waking EEG as a consequence of sleep and sleep deprivation. Sleep, 15: 550-555.

Corsi-Cabrera M. (1994). El cerebro, el órgano de las ensoñaciones. Revista Latina de Pensamiento y Lenguage, 3: 197-225.

Corsi-Cabrera M., Guevara M.A., Arce C., Ramos J. (1996). Inter and intrahemispheric correlation as a function of sleep cycles. Prog. Neuro. Psychopharmacol. Biol. Psychiat., 20:387-405.

Corsi-Cabrera M. (1997). La actividad onírica del sueño como consecuencia de patrones alterados de activación y de relaciones funcionales corticales. En MEDICINA DEL SUEÑO: Aspectos básicos y clínicos. Universidad Autónoma Metropolitana y Sociedad Mexicana de Sueño. México. Compilador; Velázquez Moctezuma J.

Curró Dossi, R., Paré, D. and Steriade, M. (1991). Short- and long- lasting depolarizing responses of thalamocortical neurons to stimulation of mesopontine cholinergic nuclei. J. Neurophysiol., 65: 393-406.

Dement W. (1958). The occurrence of low voltage fast electroencephalogram patterns during behavioral sleep in the cat. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 10: 291-296.

Daniel W.W. (1985). Bioestadística. Ed. Limusa. México.

Dement W. y Kleitman N. (1957a). The relation of eye movements during sleep to dream activity: an objective method for the study of dreaming. J. Exp. Psychol., 53:339-346.

Dement W. y Kleitman N. (1957b). Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility and dreaming. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 9: 673-737.

Dumermuth G., Walz W., Scollo-Lavizzari G., Kleiner B. (1972). Spectral analysis of EEG activity in different sleep stages in normal adults. Eur. Neurol., 7: 265-269.

Dumermuth G. y Lehmann D. (1981). EEG power and coherence during non-REM and REM phases in humans in all-night sleep analyses Eur. Neurol., 20: 429-434.

Dumermuth G., Lange B., Lehmann D., Meier C.A., Dinkelmann R., Molinari L. (1983). Spectral analysis of all-night sleep EEG in healthy adults. Eur. Neurol., 22: 322-339.

Feinber I. y Floyd T.C. (1979). Systematic trends across the night in human sleep cycles. Psychophysiol., 16:283-291.

Foulkes W.D. (1962). Dream reports from different stages of sleep. J. Abn. Soc. Psychol., 65:14-25.

French Ch. C. y Beaumont J.G. (1984). A critical review of EEG coherence studies of hemisphere function. Int. J. Psychophysiol., 1: 241-254.

Gastaut H. y Broughton R. (1965). A clinical and polygraphic study of episodic phenomena during sleep. Recent Adv. Biol. Psychiat., 7: 197-221.

Grindel O.M. (1982). Optimal level of EEG coherence and its role in evaluation of the state of human brain functions. Neurosci. Behav. Physiol., 12: 199-206.

Guevara M.A., Lorenzo Y., Arce C., Ramos J., Corsi-Cabrera M. (1995). Inter- and intrahemispheric correlation during sleep and wakefulness. Sleep, 18: 257-265.

Guevara M.A. (1995). Aplicación del análisis de correlación a la actividad electroencefalografica. Tesis de doctorado en ciencias fisiológicas, U.N.A.M.

Guevara M.A., y Corsi-Cabrera M. (1996). EEG coherence or EEG correlation?. Int. J. Psychophysiol., 23:145-153.

Hesselmann N.L. (1991). The fundamentals of discrete Fourier analysis. En Digital Biosignal Processing. Colección: Techniques in behavioral and neural sciences. Vol 5. Elsevier. pp. 59-80. Compilador: Weitkunat R.

Hobson J.A., McCarley R., Wyzinski P. (1975). Sleep cycle oscillation: Reciprocal Discharge by two brainstem neuronal groups. Science, 189:55-58.

Hobson J.A., McCarley R. (1977). The brain as a dream state generator: An activation-synthesis hypothesis of dream process. The American Journal of Psychiatry, 134: 1335-1348.

Hobson J.A. (1988). The Dreaming Brain. Harper-Collins Pub. Boston.

Hu, B., Steriade M. and Deschenes, M. (1989a). The effects of brainstem peribrachial stimulation on reticular thalamic neurons: the blockage of spindle waves. Neuroscience, 31:1-12.

Hu, B., Steriade M. and Deschenes, M. (1989b). The effects of brainstem peribrachial stimulation on neurons of the lateral geniculate nucleus. Neuroscience, 31:13-24.

Jasper H.H. (1958). The ten twenty electrode system of the International Federation. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 10: 371-375.

Jouvet M. (1962). Recherches sur structures nerveuses et les mécanismes responsables des différentes phases du sommeil physiologique. Arch. Ital. Biol., 100: 125-206.

Knight R.T. y Grabowecky M. (1995). Escape from linear time: prefrontal cortex and conscious experience. En The Cognitive Neuroscience. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts. pp. 1357-1371. Compilador: Gazzaniga M.S.

Llinás R. y Jahnsen H. (1982). Electrophysiology of mammalian thalamic neurones in vitro. Nature, 297: 406-408.

Llinás R.R., Grace A.A., y Yarom Y. (1991a). *In vitro* neurons in mammalian cortical layer 4 exhibit intrinsic oscillatory activity in de 10- to 50- Hz frequency range. Proc. Natl. Acad. Sci. USA., 88: 897-901.

Llinás R. y Paré D. (1991b). Of dreaming and wakefulness. Neuroscience, 44:3 521-535.

Llinás R.R. y Ribary U. (1993). Coherent 40-Hz oscillation characterizes dream state in humans. Proc. Natl. Acad. Sci. USA., 90:2078-2081.

Lopes da Silva F.H., van Lierop T.H.M.T., Schrijer C.F. y Storm van Leeuwen W. (1973). Organization of thalamic and cortical alpha rhythms: spectra and coherences. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 35: 627-639.

Lopes da Silva F.H. y Storm van Leeuwen W. (1977). The cortical source of alpha rhythm. Neurosci. Lett., 6:237-241.

Lopes da Silva F.H. (1991). Neural mechanisms underlying brain waves: from neural membranes to networks. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 79: 81-93.

Luria A.R. (1979). El Cerebro en Acción. Ed. Fontanella, Barcelona.

Mamelak A.N. y Hobson J.A. (1989). Dream bizarreness as the cognitive correlate of altered neuronal behavior in REM sleep. Journal of Cognitive Neuroscience, 1: 210-222.

Maquet P., Peter J.M., Aerts J., Delfiore G., Degeldre C.H., Luxen A. y Franck G. (1996). Functional neuroanatomy of human rapid-eye-movement sleep and dreaming. Nature, 383: 163-166.

Mathew R.J. (1989). Hyperfrontality of regional blood flow distribution during resting wakefulness. Fact or artifact?. Biol. Psychiat., 26:717-724.

McCarley R.W. y Massaquoi G.S. (1992). Neurobiological structure of the revised limit cycle reciprocal interaction model of REM cycle control. J. Sleep Res., 1: 132-137.

McCormick D.A. (1992). Neurotransmitter actions in the thalamus and cerebral cortex and their role in neuromodulation of thalamocortical activity. Prog. in Neurobiol., 39:337-388.

McGinty D.J. y Harper R.M. (1972). 5-HT containing neurons: Unit activity during sleep. Sleep Research, 1:27.

Mesulam, M. (1987). Asymmetry of neural feedback and behavioral states. Science, 237:537-538.

Möcks J. y Verleger R. (1991). Multivariate methods in biosignal analysis: application of principal component analysis to event-related potentials. En Techniques in Behavioral and Neural Sciences. Vol 5. Elsevier. pp. 399-458. Compilador Weitkunat R.

Moiseeva N.I. (1979). The significance of different sleep stages for the regulation of electrical brain activity in man. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 46: 371-381.

Moruzzi, G. y Magoun, H.W. (1949). Brainstem reticular formation and activation of EEG. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1: 455-473.

Nunez P.L. (1995). Quantitative states of neocortex. En Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms. Ed Oxford University Press, New York, pp. 3-67. Compilador; Nunez P.L.

Purpura, D.P. y Cohen, B. (1962). Intracellular recording from thalamic neurons during recruiting responses. J. Neurophysiol., 25: 621-635.

Rechtschaffen A. y Kales A. A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. BIS. BRI. UCLA, EE. 1968.

Ribary, U., Ioannides, A.A., Singh, K.D., Hasson, R., Bolton, J.P.R., Lado, F., Mogilner, A., Llinás, R. (1991). Magnetic field tomography of coherent thalamocortical 40-Hz oscillations in Humans. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 88: 11037-11041.

Roth, S.R., Sterman, M.B. Clemente, C.D. (1967). Comparison of EEG correlates of reinforcement, internal inhibition and sleep. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 23: 509-520.

Rougeul-Buser, A., Bouyer, J.J., Montaron, M.F. and Buser, P. (1983). Patterns of activities in the ventrobasal thalamus and somatic cortex SI during behavioral immobility in the awake cat: focal waking rhythms. Exp. Brain Res. Suppl., 7: 69-87.

Shaw J.C. (1981). An introduction to the coherence function and its use in EEG signals. J. Med. Eng. Technol., 5: 279-288.

Shaw J.C. (1984). Correlation and coherence analysis of the EEG: a selective tutorial review. Int. J. Psychophysiol., 1: 255-266.

Shimamura A.P. (1995). Memory and frontal lobe function. En The Cognitive Neuroscience. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts. pp. 803-813. Compilador: Gazzaniga M.S.

Simón-Arceo K. y Calvo J.M. (1997). Aumento a largo plazo del sueño REM y de los potenciales ponto-genículo-occipitales (PGO) provocado por la activación colinérgica de la amígdala del lóbulo temporal en el gato. Salud Mental, 20: 12-22.

Steriade M., Iosif, G. and Apostol, V. (1969). Responsiveness of thalamic and cortical motor relays during arousal and various states of sleep. J. Neurophysiol., 32: 251-265.

Steriade M. y Llinás R. (1988). The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay. Physiol. Rev., 68: 649-742.

Steriade M., Gloor P., Llinás R.R., Lopes da Silva F.H., Mesulam M.M. (1990). Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 76: 481-508.

Steriade M., Amzica F., Contreras D. (1996). Synchronization of fast (30-40Hz) spontaneous cortical rhythms during brain activation. J. Neurosci., 1: 392-417.

Swaya R. e Ingvar D.H. (1989). Cerebral blood flow and metabolism in sleep. Acta Neurol. Scand., 80: 841-491.

Williams R.L., Karacan I., Hirsch C.J. (1974). EEG of Human Sleep: clinical applications. New York: John Wiley and Sons.