

03086  
2

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

2ej



UNIDAD ACADÉMICA DE LOS CICLOS PROFESIONAL Y DE POSGRADO DEL  
COLEGIO DE CIENCIAS Y HUMANIDADES

APLICACION DEL ANALISIS DE CORRELACION A LA  
ACTIVIDAD ELECTROENCEFALOGRAFICA.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE DOCTOR EN CIENCIAS FISIOLÓGICAS

PRESENTA:

MIGUEL ANGEL GUEVARA PEREZ

DIRECTORA DE TESIS:  
SINODALES:

DRA: MARIA CORSI CABRERA  
DR: LEON CINTRA McGLONE  
DR: ROBERTO PRADO ALCALA  
DR: VICTOR M. ALCARAZ ROMERO  
DRA: FEGGY OSTROSKY SHEJET  
DR: SALVADOR HUITRON RESENDIZ  
DR: FRUCTUOSO AYALA GUERRERO

MEXICO DF

JUNIO DE 1995.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **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 está 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.

*A mi Abuelo*

*El Sr. Don Elias Suvarra Balderrama*

**A mis Hijos**

**A mis Padres**

**A mi Marisela**

## **AGRADECIMIENTOS**

**A mi directora de tesis Dra. María Corsi Cabrera, sin su ayuda, y sin las necesidades que ha generado con su línea de investigación, este trabajo no existiría.**

**A la Dra. Julieta Ramos Loyo, a la Mtra. Marisela Hernández y al Lic. Daniel Zarabozo por todo el apoyo académico que he recibido para la terminación de este trabajo. Pero sobre todo por su amistad y compañerismo en el trabajo.**

**Muy especialmente al Dr. Roberto Prado, su amistad y sus valiosos comentarios y sugerencias me animaron a realizar este proyecto.**

**Al todo el grupo de trabajo de la Dra. María Corsi Cabrera, particularmente a la Lic. Yolanda del Río y a la Mtra. Consuelo Arce, por su incondicional ayuda y amistad.**

**A todo el personal de la Unidad de Cómputo e Informática de la Facultad de Psicología por todo el apoyo técnico y moral que siempre me han brindado. Muy particularmente al jefe de la Unidad el Lic. Benito Ramírez Prado, a la Lic. Lourdes Monroy, Columba Domínguez y a la Srita. secretaria Guadalupe Mendoza.**

**Al Centro de Neurobiología, particularmente al Dr. León Cintra y a la Dra. Sofía Díaz, por haberme brindado la oportunidad de obtener el grado mediante este trabajo.**

**Al Instituto de Neurociencias de la Universidad de Guadalajara, que es el lugar en que realicé los últimos análisis y he escrito la versión final de este trabajo, le agradezco todo el apoyo recibido, particularmente a su director el Dr. Victor Manuel Alcaraz Romero.**

**También deseo agradecer a mis padres, el Sr. Francisco Guevara y Sra. Candelaria Pérez, así como a mis hijos, Violeta y Miguel Ángel, por su siempre incondicional apoyo y cariño.**

## RESUMEN

En los últimos años, los análisis de correlación y de coherencia se han aplicado al análisis de las señales electroencefalográficas (EEG), existiendo una preferencia por el de coherencia, debido a que es más rápido su cálculo al utilizar la Transformada Rápida de Fourier (TRF). Sin embargo, creemos que el análisis de correlación presenta ventajas sobre el de coherencia. Por lo cual, el objetivo del presente trabajo fue el de comparar ambos tipos de análisis, tanto en señales generadas como en su aplicación a una investigación sobre los cambios en el EEG durante las etapas y ciclos de sueño. Para ello, se elaboró un algoritmo para calcular los espectros de correlación ( $r$ ) y un programa computacional para calcular ambos espectros.

Para la comparación en señales generadas artificialmente en una computadora se hicieron manipulaciones de fase y amplitud. Se demostró que la  $r$  refleja la relación de fase entre las señales en cada segmento, mientras que la coherencia (Coh) refleja la estabilidad de la fase y la amplitud a lo largo de un conjunto de segmentos.

Las señales de EEG fueron registradas en las derivaciones F3, F4, C3, C4, T3 y T4 referidas a la oreja ipsilateral de acuerdo al sistema internacional 10/20 de 9 sujetos hombres, entre 20 y 30 años de edad, durante la segunda noche de sueño en el laboratorio en las siguientes condiciones: vigilia con ojos cerrados y, las etapas 2,4 y paradójico (SP) de los 3 primeros ciclos de sueño. Se capturaron épocas de 2 segundos a una frecuencia de muestreo de 128 Hz. Se obtuvieron la  $r$  y la Coh inter e intrahemisféricas entre pares de señales para cada banda tradicional del EEG y para cada 0.5 Hz (entre 1 y 15 Hz). Se realizaron análisis de componentes principales, ANDEVAs y una correlación de Pearson entre los espectros de  $r$  y Coh.

Tanto la correlación interhemisférica ( $r_{INTER}$ ) como la intrahemisférica ( $r_{INTRA}$ ) fueron mayores durante las etapas 2, 4 que durante la vigilia, y en el caso del SP esto fue cierto para la  $r_{INTER}$ , estos resultados concuerdan con los obtenidos en otras investigaciones. La Coh mostró resultados similares. En los análisis de componentes principales de los espectros por cada 0.5 Hz, se puede observar una agrupación de frecuencias que no corresponde completamente al de las bandas tradicionales.

Se encontraron correlaciones significativas entre los espectros de  $r$  y Coh interhemisféricas (entre 0.86 y 0.96) e intrahemisféricas (entre 0.60 y 0.90 con una excepción).

Fue posible calcular el espectro de  $r$  en un tiempo similar al de la Coh mediante el uso de la TRF. Los resultados apoyan la idea de que ambos tipos de análisis ofrecen información muy semejante, aunque encontramos algunas ventajas de la  $r$  sobre la Coh. Ambos análisis permiten estudiar las relaciones funcionales entre áreas cerebrales.

## ABSTRACT

In the last years, correlation ( $r$ ) and coherence (Coh) analyses have been applied to the analysis of electroencephalographic signals (EEG), existing a preference for Coh because of its calculation is faster than  $r$  upon utilizing the Fast Fourier Transformed (FFT). However, we believe that the analysis of correlation introduces advantages over the coherence one. Therefore, the objective of the present work was the comparison between  $r$  and Coh in both an artificial signal and in their application to an investigation of EEG changes during sleep stages and cycles. With this purpose it was elaborated a mathematical algorithm for the calculation of  $r$  spectrum and a computational program in order to calculate both spectra.

Phase and amplitude were manipulated in the artificially generated signals. It was demonstrated that  $r$  reflects the phase relationship between two signals in each segment, whereas Coh reflects the stability of phase and amplitude along a set of segments.

The EEG signals were recorded at F3, F4, C3, C4, T3 and T4 derivations referred to the ipsilateral earlobe according to the 10/20 international system in 9 males, between 20 and 30 years old, during the second night of sleep in the laboratory in the following conditions: wakefulness with eyes closed and the stages 2,4 and paradoxical sleep (PS) of the first three sleep cycles. Two second epochs were captured at a sample rate of 128 Hz. Inter and intrahemispheric  $r$  and Coh were calculated between pairs of signals for each traditional EEG bands and for each 0.5 Hz (between 1 and 15 Hz). Principal components analysis, ANOVAs and a Pearson correlation between  $r$  and Coh spectra were carried out.

Both interhemispheric correlation (INTER $r$ ) and intrahemispheric correlation (INTRAR) were higher during sleep stages 2, 4 than during wakefulness, and in the case of PS this was true for INTER $r$ , these results agree with those obtain in other reports, Coh showed similar results. The principal components analysis for every 0.5 Hz spectra showed a grouping of frequencies that did not correspond to that of the traditional bands.

Significant correlations were found between the  $r$  and Coh interhemispheric (between 0.86 and 0.96) and intrahemispheric (between 0.60 and 0.90 with an exception) spectra.

It was possible to calculate the  $r$  spectrum in a similar amount of time than the Coh spectrum by means of the FFT. Results support the idea that both types of analysis offer very similar information, although we find some advantages of  $r$  over Coh. Both analysis allows to study the functional relationships between brain areas.

<b>INTRODUCCION</b>	<b>1</b>
<b>I. APLICACION DE LA CORRELACION Y LA COHERENCIA AL ESTUDIO DEL ELECTROENCEFALOGAMA.</b>	<b>4</b>
<b>II. DIFERENCIAS Y SEMEJANZAS ENTRE EL ANALISIS DE CORRELACION Y EL DE COHERENCIA.</b>	<b>10</b>
<b>III. DESARROLLO DE UN ALGORITMO PARA CALCULAR EL ESPECTRO DE CORRELACION Y ELABORACION DE UN PROGRAMA DE COMPUTADORA QUE PERMITA LA APLICACION A SEÑALES REALES.</b>	<b>15</b>
<b>IV. APLICACIÓN DE LOS ALGORITMOS DE CORRELACIÓN Y COHERENCIA A LAS SEÑALES ELECTROENCEFALOGRAFICAS.</b>	<b>32</b>
<b>V. COMPARACION ENTRE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LA CORRELACION Y LA COHERENCIA.</b>	<b>56</b>
<b>VI. DISCUSION Y CONCLUSIONES.</b>	<b>70</b>
<b>VII. REFERENCIAS.</b>	<b>78</b>
<b>VIII. APENDICES</b>	<b>82</b>



## INTRODUCCION

**El registro de la actividad eléctrica cerebral (EEG) es una técnica no invasiva, que ha resultado de gran utilidad en el estudio de la organización funcional del cerebro. El análisis de esta actividad se ha realizado a través de la inspección visual y de métodos digitales. Entre los análisis digitales que más se aplican al EEG se encuentran la Transformada Rápida de Fourier (TRF), el análisis de coherencia y el análisis de correlación.**

**Mediante la TRF se obtiene el valor de la amplitud de los componentes de frecuencia del EEG los cuales se pueden agrupar en bandas de frecuencias particulares. Por su parte, los análisis de coherencia y de correlación se han empleado para establecer una posible relación funcional entre diferentes regiones del cerebro, mediante el análisis de la relación de fase entre las señales electroencefalográficas de dos áreas (Shaw, 1977; 1984).**

**El coeficiente de correlación producto-momento de Pearson se encuentra entre los índices que se considera que tienen mayor potencia estadística, para encontrar posibles relaciones entre variables, y se aplica siempre que se tengan dos variables continuas cuya relación sea lineal y de las que se hayan obtenido puntuaciones en pares independientes (Guilford y Fruchter, 1984). A las señales de EEG se les ha aplicado tradicionalmente este tipo de análisis, ya que cumplen con dichas condiciones.**

**El análisis de coherencia ofrece información similar al de la correlación, y se calcula con base en los espectros de frecuencias, obtenidos a través de la TRF, de las señales de dos áreas cerebrales.**

**Aunque los términos correlación y coherencia se tratan frecuentemente como sinónimos, en realidad existen varias diferencias en el procedimiento para su cálculo y en los resultados que arrojan. Debido a que la coherencia se calcula a partir de los espectros de la TRF su**

**cálculo, a partir del avance tecnológico, ha resultado más fácil y rápido en relación al de la correlación, por lo que muchos paquetes comerciales para análisis de EEG, incluyen el análisis de coherencia y no el de correlación. Esto ha provocado que en la mayor parte de las investigaciones se utilice la coherencia y no la correlación. Sin embargo, consideramos que el análisis de correlación tiene ventajas sobre el de la coherencia, ya que entre otras cosas, permite conocer la relación en el signo, que se pierde en la coherencia, y no depende del valor de la potencia.**

**Ambos tipos de análisis, correlación y coherencia, se han empleado para comparar la actividad electroencefalográfica entre diferentes regiones corticales bajo diferentes estados conductuales, como son el estado de alerta y las diferentes fases del sueño, así como los cambios electroencefalográficos en respuesta a la estimulación sensorial, durante la ejecución de actividades motoras voluntarias y de tareas cognitivas (Corsi-Cabrera y cols., 1988b; Gutiérrez y Corsi-Cabrera, 1988). En el aspecto clínico, la correlación y la coherencia han sido de utilidad para investigar las alteraciones características de diversas patologías, como por ejemplo tumores cerebrales, coma post-traumático, epilepsia, esquizofrenia, enfermedad de Alzheimer, etc. En otros trabajos se han podido establecer diferencias electroencefalográficas entre sexos y entre sujetos de edades diferentes (revisión en Rémond, 1980; Leuchter y cols., 1987).**

**En relación al ciclo vigilia-sueño se ha encontrado que la correlación interhemisférica se incrementa durante el sueño, tanto en sueño lento como en sueño paradójico en relación a la vigilia previa, en humanos y en ratas (Corsi-Cabrera y cols., 1987; 1988b; Barcaro y cols., 1986). Este incremento de la correlación durante el sueño tiene efectos sobre la actividad de la vigilia posterior ya que después de una noche normal de sueño se observa un incremento de la correlación en relación a la noche antes de dormir. Por el contrario, la privación total provoca una disminución de la correlación (Corsi-Cabrera y cols., 1989c).**

**Con base en lo anterior, en el presente trabajo nos proponemos hacer una comparación tanto a nivel teórico como experimental de los procedimientos y resultados proporcionados por ambos tipos de análisis, correlación y coherencia, dando además una solución al problema de la cantidad de tiempo utilizado en el cálculo de la correlación para cada banda de frecuencia, por medio del empleo de la TRF. Para ello, se elaboraron algoritmos y programas computacionales y se aplicaron en una investigación sobre las características de la correlación en las diferentes etapas y ciclos de una noche de sueño.**

**En el primer capítulo se mencionarán los antecedentes relacionados al uso de la coherencia (Coh) y la correlación (r) en el estudio del EEG en el ciclo sueño vigilia-sueño.**

**Posteriormente, en el segundo capítulo, se analizarán las diferencias entre los métodos de r y Coh así como los algoritmos que se han empleado para su cálculo.**

**Los resultados obtenidos se plantean en 3 partes principales. Inicialmente se presenta el desarrollo del algoritmo y el programa computacional para el cálculo de la correlación y de la coherencia empleando la Transformada de Fourier. En la segunda parte se describen los resultados obtenidos al aplicar este algoritmo a la investigación mencionada y finalmente se hace una comparación entre los métodos de correlación y de coherencia con base en señales generadas matemáticamente y en los resultados obtenidos a partir de la investigación.**

## **I. APLICACION DE LA CORRELACION Y LA COHERENCIA AL ESTUDIO DEL ELECTROENCEFALOGRAMA**

**El método para calcular el coeficiente de correlación puntual se debe a Karl Pearson. En realidad primero surgió el concepto de regresión y en seguida el de correlación; se deben a Sir Francis Galton quien los propuso cuando estaba realizando unos estudios sobre herencia (Galton, 1886). La idea de Galton era emplear la pendiente de la recta de regresión como índice de la relación entre dos variables, porque mientras más inclinada sea la pendiente, más fuerte será la relación entre las dos variables, pero fue Karl Pearson, un amigo de Galton, quien resolvió el problema con la fórmula a la cual se le ha puesto su nombre (Pearson y Lee, 1903).**

**Aunque la  $r$  y la Coh nos brindan básicamente la misma información, desde un punto de vista histórico han evolucionado de manera diferente. La correlación es el producto del trabajo desarrollado por estadísticos y matemáticos, mientras que la coherencia ha sido desarrollada por ingenieros ya que está basada en el análisis espectral, que es una herramienta fundamental en la ingeniería (Bendat, 1980). Los análisis espectrales fueron aplicados en forma masiva al análisis de las señales hasta el año de 1965, año en que Cooley y Tukey publicaron el primer algoritmo que permite de una manera rápida calcular la Transformada discreta de Fourier, para poder trabajar con las señales en el dominio de la frecuencia. Siendo la coherencia un método que involucra el cálculo de los espectros de las señales, ha evolucionado a partir de la posibilidad de realizar los cálculos de dichos espectros en un tiempo razonablemente corto, es decir que ha evolucionado a partir del año de 1965.**

**La aplicación de la correlación al análisis de las señales electroencefalográficas (EEG) se ha dado de manera histórica antes que la aplicación de la coherencia a dichas**

**señales, sin embargo, la coherencia se ha aplicado en mayor número de investigaciones (y por un mayor número de investigadores).**

**Las primeras aplicaciones de la correlación al análisis de las señales EEG fueron a partir del cálculo de la función de correlación (tanto la función de autocorrelación como la función de correlación cruzada) entre dos señales, lo que involucra el sucesivo desplazamiento temporal de una de las dos señales (Brazier y Casby, 1952; Orr y Naitoh, 1976). La función de correlación, también conocida como correlograma, fue principalmente empleada en la búsqueda de componentes periódicos del EEG (Grindel, 1965).**

**Barlow (1961) explica como los métodos de autocorrelación y de correlación cruzada, siendo herramientas estadísticas de la teoría de comunicaciones, pueden ser aplicados al análisis de las señales de EEG. Dice, por ejemplo, que la autocorrelación puede servir para determinar el grado de persistencia del EEG durante un período de tiempo. Con relación a esto, Boldyreva la aplicó en el estudio de los efectos de la estimulación fónica repetitiva, ya que pensaba que un ritmo puede persistir tanto como dure la estimulación (Boldyreva, 1965). Adey (1961) aplicó la función de autocorrelación en la búsqueda de cambios de actividad rítmica hipocámpica durante tareas de aprendizaje.**

**En un estudio realizado por Storm van Leeuwen (1961) se prueba como mediante la técnica de correlación es posible extraer, de señales de EEG, el rango de frecuencias correspondiente al ritmo alfa y comparar estos resultados con los obtenidos con un aparato que, con filtros analógicos, separa la misma banda de frecuencias correspondiente al ritmo alfa (se encontraron pocas discrepancias entre los dos métodos). Este método, de filtrar señales mediante el cálculo de la función de correlación, ha caído prácticamente en desuso con el advenimiento de la Transformada Rápida de Fourier.**

**Después de la aparición del algoritmo para calcular en forma rápida la Transformada de Fourier los investigadores interesados en la obtención de un índice que les indique el grado de similitud funcional entre dos zonas del cerebro, han optado en su mayoría por utilizar a la coherencia, ya que con la nueva herramienta era más sencillo su cálculo para cada banda de frecuencias de interés, dentro de las señales EEG. Además de que el propio análisis de Fourier ya nos reporta el espectro completo de amplitudes y de fases tanto independientes para cada señal (autoespectros), como para las dos señales en común (espectro cruzado).**

**Lo cierto es que los dos análisis (el de correlación y el de coherencia) son muy similares y nos han brindado información, tanto sobre el grado de semejanza morfológica de las señales EEG, como de su polaridad y fase en el tiempo (Harmony y cols., 1973; Shaw, 1984). Shaw (1981) presenta una explicación clara del algoritmo para calcular la coherencia y su posible aplicación en el análisis de señales.**

**Se han dado varias aplicaciones interesantes de la coherencia al estudio del EEG, entre ellas tenemos a la de Lopes da Silva y colaboradores (1973) quien utilizó a la coherencia para estudiar las relaciones entre el ritmo alfa cortical y los generadores talámicos en perros, encontrando valores de coherencias significativas entre las dos regiones así como entre diferentes regiones de la corteza. En otro estudio, realizado por Sklar y cols. (1972), se trató de discriminar entre un grupo de niños disléxicos y otro de niños normales a partir de sus niveles de coherencia. De hecho, la coherencia ha sido aplicada en el estudio de muchos campos tales como funciones cognitivas y desórdenes psiquiátricos (revisión de French y Beaumont, 1984). En el presente trabajo no se hace una revisión exhaustiva de las aplicaciones de la coherencia al análisis de señales electroencefalográficas.**

**Se han encontrado diferencias en la correlación en el estado de reposo entre grupos con una organización cortical funcional diferente, por ejemplo, se han observado**

diferencias sexuales, siendo mayor la correlación interhemisférica en las mujeres que en los hombres (Corsi-Cabrera y cols., 1989b; 1993). Estos mismos resultados han sido obtenidos por Beaumont y cols. (1978) y Flor-Henry y cols. (1987) pero empleando la coherencia. La correlación intrahemisférica, por el contrario, es mayor en los hombres que en las mujeres (Ramos, 1994).

En los últimos años ha surgido un interés creciente por investigar la organización funcional de la corteza cerebral y en particular las relaciones funcionales entre diferentes áreas corticales, ya sean inter o intrahemisféricas y sus variaciones de un estado a otro, partiendo de la base de que la actividad electroencefalográfica refleja los procesos neurofisiológicos subyacentes. Bajo este supuesto, se ha considerado que una actividad neuronal compartida por dos áreas corticales, ya sea por información aferente similar, procesamiento semejante de la información o un alto grado de conectividad entre ellas se reflejaría en una actividad EEG muy parecida, y por el contrario, en la medida en que los procesos neurofisiológicos subyacentes sean diferentes, las señales EEG de las dos áreas corticales también lo serán (Corsi-Cabrera, 1989a). Es decir que, mientras mayor sea la relación funcional entre las dos áreas, más semejante será su actividad (Grindel, 1982; Shaw, 1984).

Grindel (1982) estudió el grado de coherencia en pacientes con diversos problemas neurológicos, particularmente en los estados comatosos y encontró que ésta disminuye en forma paralela a la profundidad del coma, que puede llegar a suprimirse casi en forma total inmediatamente antes de la muerte, y aumenta paulatinamente con la mejoría de los síntomas. Encontró también en sujetos somnolientos un nivel de coherencia mucho más alto que en sujetos no somnolientos, por lo que postula que existe un nivel óptimo de coherencia que acompaña al tono cortical adecuado y que la pérdida del tono va acompañada de desviaciones del grado de coherencia hacia valores extremos.

**Kaplan y cols. (1985) encontraron que los sujetos alcohólicos presentan mayor coherencia intrahemisférica y menor coherencia interhemisférica que los sujetos normales.**

**En sujetos normales se ha empleado la coherencia para investigar la organización cortical durante el procesamiento de información y se ha encontrado que el grado de coherencia varía durante diversos tipos de procesos cognoscitivos aumentando durante la ejecución de tareas que implican un procesamiento espacial (Beaumont y cols., 1978). En este mismo contexto están los estudios realizados por Grinberg y Ramos (1987) y por Corsi-Cabrera y cols. (1988a) pero empleando a la correlación.**

**De todo lo anterior se puede deducir que los estudios de correlación y de coherencia son una aproximación válida para estudiar la relación funcional entre los dos hemisferios cerebrales, pero a pesar de ello las aplicaciones que existen al respecto son relativamente pocas (mucho menos las de correlación que las de coherencia), y lo son aún menos las que se refieren al estudio del sueño.**

**En relación con el sueño, Dumermuth y colaboradores registraron a un grupo de mujeres adultas, durante una noche y obtuvieron los espectros de coherencia inter e intrahemisféricos. Sus resultados apoyan la idea de una mayor relación funcional entre los dos hemisferios cerebrales durante el sueño (Dumermuth y cols., 1972).**

**Banquet analizó la coherencia durante la vigilia y el sueño y encontró resultados diferentes a los del grupo de Dumermuth, ya que sus resultados indicaron que la coherencia inter e intrahemisférica muestran una disminución progresiva de la vigilia a las etapas 1,2,3 y 4 del sueño lento. El sueño paradójico mostró una coherencia interhemisférica baja e intrahemisférica alta (Banquet, 1983).**



**Estos resultados contradictorios podrían deberse a diferencias en la duración de los períodos analizados y a la metodología empleada, ya que Dumermuth analizó el registro de toda una noche y sus resultados están basados en una apreciación cualitativa de los cambios, mientras que Banquet analizó 5 períodos de 5.12 segundos y empleó un análisis estadístico para las comparaciones (Corsi, 1989a).**

**Moiseeva (1979) utilizando los correlogramas (función de correlación), para analizar la actividad cortical y subcortical de pacientes implantados para cirugía mayor, encontró resultados compatibles con los de Dumermuth. Encontró que la correlación del patrón de disparos (actividad unitaria neuronal) entre diferentes áreas, tanto corticales como subcorticales es más alta durante el sueño lento que durante la vigilia y aún mayor durante el sueño paradójico.**

**Corsi y colaboradores analizaron la correlación interhemisférica de la actividad EEG después de un período de vigilia normal (o sea en la noche antes de dormir), en la mañana después de permanecer privado de sueño durante la noche y en la mañana después de 48 horas de recuperación de sueño. Los resultados obtenidos mostraron que el hecho de dormir o de no dormir afecta a la correlación interhemisférica de la vigilia subsecuente. Después de haber dormido se observó un aumento en la correlación, que fue significativo en todas las bandas y en todas las derivaciones registradas (C3,C4,T3,T4,P3,P4,O1,O2). La privación provocó una ligera disminución en la correlación y después de la recuperación ésta aumentó nuevamente. Por lo que puede concluirse que después de dormir, la actividad entre ambos hemisferios se hace más parecida, la diferenciación local entre zonas de un mismo hemisferio aumenta, y la proporción de ondas lentas en comparación con las rápidas aumenta (Corsi y cols., 1989a; 1989c; 1992).**

## **II. DIFERENCIAS Y SEMEJANZAS ENTRE EL ANÁLISIS DE CORRELACION Y EL DE COHERENCIA**

**Los análisis de coherencia y de correlación se han empleado para establecer una posible relación funcional entre diferentes regiones del cerebro, mediante el análisis de la relación de fase entre las señales electroencefalográficas (EEG) de dos áreas (Shaw, 1984).**

**Ya hemos mencionado que entre los índices que se consideran con más potencia estadística, para encontrar posibles relaciones entre variables, está el coeficiente de correlación de Pearson, que puede ser aplicado siempre que se tengan dos variables continuas cuya relación sea lineal y de las que se hayan obtenido puntuaciones en pares independientes, y que a las señales electroencefalográficas se les ha podido aplicar este análisis de correlación, ya que cumplen con las condiciones anteriores.**

**El cálculo de la coherencia es otro índice que se ha empleado para encontrar relaciones entre dos señales estocásticas continuas en el tiempo, que hayan sido digitalizadas, cuya relación sea lineal y de las que se hayan obtenido puntuaciones en pares independientes. De manera que se tienen las mismas restricciones, ventajas y desventajas del coeficiente de correlación (Bendat, 1980), de tal manera que a las señales electroencefalográficas también se les ha aplicado este análisis.**

**Aunque los términos correlación y coherencia se tratan frecuentemente como sinónimos, en realidad hay diferencias entre ellos. Se dice que la coherencia se calcula en el dominio de la frecuencia, porque se obtiene un coeficiente de coherencia para cada valor de frecuencia obtenido como componente de la señal que se está analizando, mientras que la correlación, tradicionalmente, es calculada en el dominio del tiempo y se obtiene un sólo índice para cada par de segmentos de señal (Shaw, 1981; 1984). Sin embargo, es posible descomponer, a través de la Transformada de Fourier, las señales de EEG en un número finito de**

**componentes discretos en el tiempo (los que al ser sumados punto a punto reproducen con bastante fidelidad a las señales originales), y por lo tanto, se puede obtener un índice de correlación para cada pareja de señales en cada uno de los componentes en el tiempo.**

**Para fines prácticos, se puede considerar que el coeficiente de coherencia obtenido entre dos señales de EEG, para cada frecuencia, es igual al cuadrado de la correlación entre los componentes en el tiempo de esa frecuencia para cada señal (Bendat, 1980). Esto es, si cada una de un par de señales de EEG, se descompone en 32 componentes de frecuencia (1,2,3,...,31,32 Hz por ejemplo) se obtiene un coeficiente de correlación para cada pareja de frecuencia entre las dos señales (32 coeficientes de correlación) y también se obtienen 32 valores de coherencia (también uno por cada pareja de igual frecuencia).**

**Por lo anterior, se ve que es posible tener un espectro de correlaciones en el dominio de la frecuencia, al igual que es posible tenerlo para la coherencia.**

**A pesar de la estrecha relación que existe entre los espectros de correlación y de coherencia, hay algunas diferencias entre ellos:**

**a) El valor de cada coeficiente de coherencia oscila entre el valor cero y uno; mientras que el de correlación está entre uno y menos uno. Por lo que, el valor de la correlación nos da información acerca del signo de la fase que han guardado el par de señales en estudio, mientras que en la coherencia ésto se pierde.**

**b) El valor de la coherencia ha sido obtenido, siempre, a través de una transformación al dominio de la frecuencia, mientras que el valor de la correlación se ha obtenido, tradicionalmente en el tiempo, por lo que es mucho más rápido el cálculo del espectro de coherencia (obtenido a través de la Transformada Rápida de Fourier) que el del espectro de correlación. Tal vez, ésto haya contribuido, últimamente, a la mayor popularidad de la**

**coherencia sobre la correlación en los análisis de señales de EEG. Sin embargo, también es posible, calcular la correlación a través de una transformación al dominio de la frecuencia, e igualar el tiempo de cálculo del espectro de coherencia y del espectro de correlación.**

**c) La correlación no se ve afectada por las diferencias de amplitud de cada segmento de señal, a diferencia de la coherencia, que al ser calculada para varios segmentos de una señal sí se ve afectada por los cambios en la relación de amplitud entre ellos; ésto es, la coherencia depende de la estabilidad, tanto de la fase como de la amplitud de las señales, mientras que la correlación sólo es afectada por los cambios de fase.**

**d) La correlación refleja la relación de fase de cada par de segmentos de señal, mientras que la coherencia refleja solamente la estabilidad de la relación de fase en un conjunto de segmentos. La coherencia de un segmento de un par de señales siempre es uno sin importar la relación de fase entre ellos. Por lo tanto, no tiene sentido calcular la coherencia para un sólo par de segmentos de dos señales, pero sí lo tiene calcular la correlación entre ellos.**

**La coherencia obtenida a partir de varios segmentos seguirá valiendo uno, sólo si se conserva la misma relación de fase y amplitud a lo largo de todos ellos, mientras que la correlación seguirá reflejando la relación de fase entre dichos segmentos de señal, independientemente de los cambios en la amplitud (la correlación no forzosamente tendrá el valor de uno). En la medida en que varíe la relación de fase y/o de amplitud de un segmento a otro la coherencia disminuirá, reflejando de este modo los cambios en la estabilidad de la relación entre las señales.**

**Como ya se mencionó anteriormente, la correlación y la coherencia permiten establecer relaciones de semejanza funcional entre las señales electroencefalográficas (EEG) de dos áreas cerebrales. Sin embargo existen diferencias entre ellas, tanto en los métodos**

**matemáticos con que se calculan como en los resultados que se obtienen, por lo cual las hipótesis y los objetivos del presente trabajo son los que en seguida se mencionan.**

**Hipótesis:**

**1) Es posible desarrollar un algoritmo que permita calcular el espectro de correlaciones a partir de los autoespectros y del espectro cruzado, de amplitudes, entre dos señales electroencefalográficas, en un tiempo similar al que toma calcular un espectro de coherencias.**

**2) Existen diferencias entre los análisis de correlación y de coherencia, tanto en una aplicación matemática como en señales reales de EEG.**

**3) El análisis multivariado de los espectros de correlaciones mostrará una agrupación de frecuencias distinta a las propuestas para las bandas tradicionales del EEG.**

**4) Los análisis de correlación y coherencia permitirán discriminar entre las diferentes etapas del sueño y la vigilia y entre los diferentes ciclos a lo largo de una noche de sueño.**

**Objetivos:**

**1. El desarrollo de un algoritmo matemático que permita calcular el espectro de correlación en un lapso de tiempo similar al que toma calcular el espectro de coherencia y elaborar un programa de computadora para obtener dichos espectros.**

**2. La aplicación de este algoritmo desarrollado en el primer objetivo, así como el de la coherencia a las señales electroencefalográficas de la vigilia y de las diferentes etapas del sueño para obtener los espectros correspondientes de correlación y de coherencia.**

**3. A partir de los espectros, realizar un análisis de componentes principales (CP) con el fin de buscar la posible agrupación de frecuencias individuales en bandas particulares, diferentes a las tradicionales.**

**4. Someter al mismo procedimiento estadístico (análisis de la varianza) los valores de  $r$  y de Coh de la vigilia (VC), de las etapas 2, 4 (E2 y E4) y del sueño paradójico (SP) tanto para las bandas tradicionales del EEG como para las nuevas agrupaciones de frecuencias surgidas del análisis de CP.**

**5. Evaluar y comparar los resultados obtenidos con los espectros de correlación y de coherencia.**

### **III. DESARROLLO DE UN ALGORITMO PARA CALCULAR EL ESPECTRO DE CORRELACION Y ELABORACION DE UN PROGRAMA DE COMPUTADORA QUE PERMITA LA APLICACION A SEÑALES REALES.**

#### **1. Antecedentes.**

**Un aspecto importante en el análisis de señales de EEG, es el cálculo de la función de correlación, el cual se lleva a cabo entre dos vectores de datos, que representan cada uno de ellos a un segmento de señal. Inicialmente se calcula el coeficiente de correlación producto-momento de Pearson, sin desfaseamiento alguno de las señales y se le llama "coeficiente de correlación en tiempo cero". A continuación, el segundo vector de datos es corrido un lugar hacia adelante, es decir, el segundo dato pasa a ser el primero, el tercero pasa a ser el segundo, etc., y el primer dato pasa a ocupar el lugar del último dato. Una vez hecho este corrimiento de la segunda señal, se vuelve a calcular el coeficiente de correlación; con esto se obtiene el segundo punto de la función de correlación. Se puede seguir corriendo (adelantando) la segunda señal tantos lugares como se desee o hasta que se complete el círculo de datos (vuelva a estar el primer dato original de la segunda señal en el primer lugar del vector de datos), y al final se habrá obtenido la función de correlación cruzada entre dos señales diferentes o la función de autocorrelación si las dos señales son la misma.**

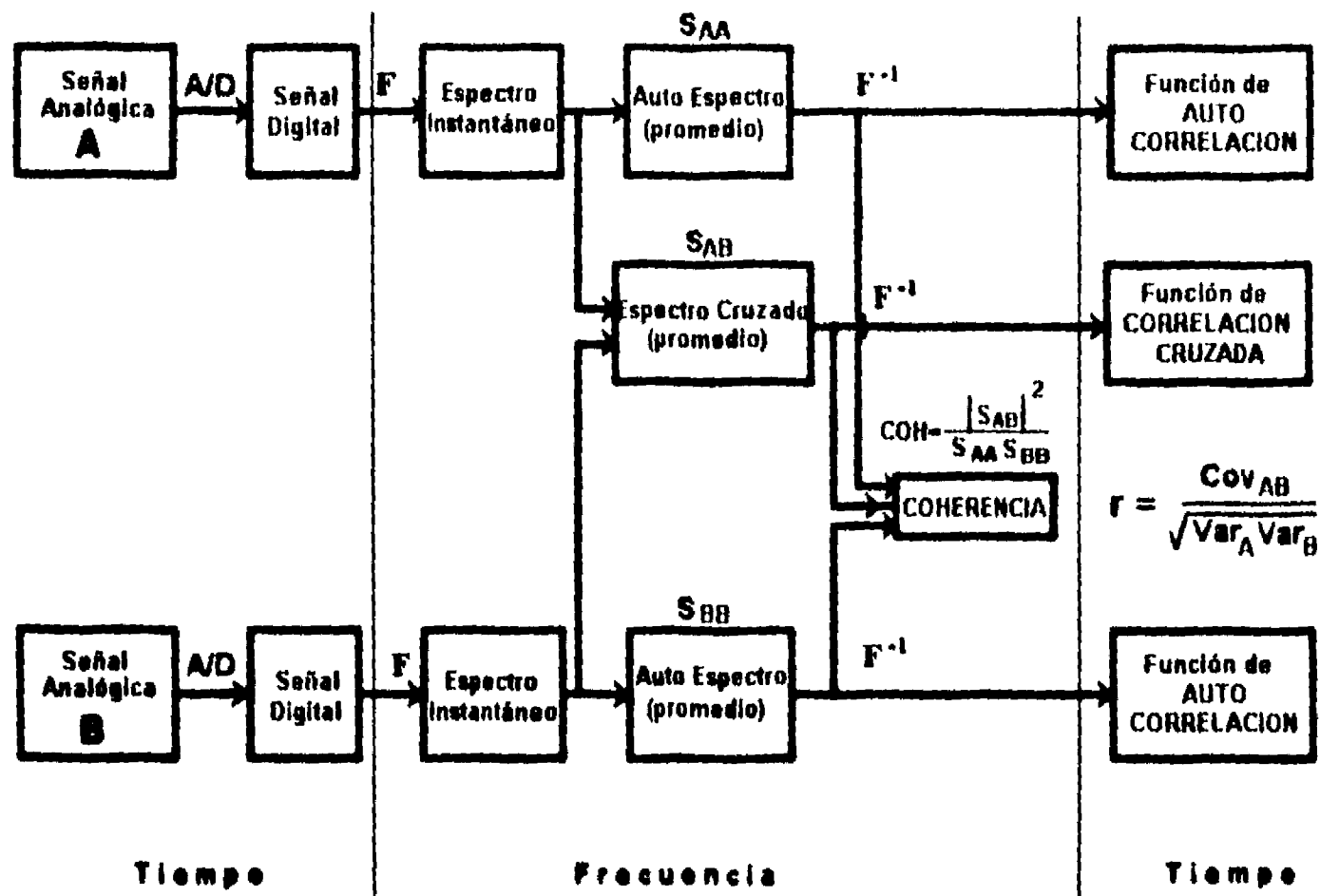
**Es de gran interés el cálculo de la función de correlación cruzada porque puede indicar cuánto tiempo se debe adelantar a la segunda señal para obtener un coeficiente de correlación máximo, lo cual permitiría establecer inferencias interesantes sobre el grado de desfaseamiento entre 2 señales.**

**Una alternativa al método anteriormente descrito para calcular la función de correlación es calcular, mediante la Transformada discreta de Fourier, los autoespectros y el espectro cruzado de los dos segmentos de señal. La Transformada inversa de Fourier del**

**autoespectro de cada una de las señales es su función de autocorrelación, y la del espectro cruzado entre ellas es la función de correlación cruzada (tanto la función de autocorrelación como la de correlación cruzada se encuentran en el dominio del tiempo). En ambos casos, el primer lugar de la Transformada inversa de Fourier nos indica la correlación en tiempo cero, ya sea autocorrelación (la cual en tiempo cero siempre es uno) o correlación cruzada. Y cada siguiente valor de la función de correlación es el mismo valor que se habría obtenido por ir adelantando en el tiempo a la segunda señal (Bendat, 1980).**

**La figura 1 ilustra la manera en que pueden ser calculadas la función de correlación y la coherencia a través de la Transformada de Fourier.**





**Figura 1. Método para calcular la coherencia y la correlación.** Las señales analógicas A y B son digitalizadas a través de un convertidor analógico-digital (A/D). A partir de las señales digitales se obtienen los espectros instantáneos de cada señal y posteriormente los autoespectros ( $S_{AA}$  y  $S_{BB}$ ) y el espectro cruzado ( $S_{AB}$ ). El espectro de coherencia es calculado a partir de los autoespectros y del espectro cruzado. En la figura también se observa que la función de correlación cruzada puede obtenerse con la Transformada inversa de Fourier ( $F^{-1}$ ) del espectro cruzado.

Al analizar señales de EEG, generalmente se registran varios segmentos de diversos canales. Por ejemplo, frecuentemente se capturan veinte segmentos de al menos dos canales. Si cada segmento de señal consta de 256 puntos (muestras puntuales) con una frecuencia de muestreo de 128 Hertz (intervalo entre puntos de 7.8125 milisegundos), al aplicar la Transformada de Fourier a cada una de las dos señales obtenemos 128 frecuencias; al lugar de frecuencia 128 le corresponden 64 Hz (frecuencia de muestreo entre

dos), por lo que se tiene una resolución en frecuencia de 0.5 Hz. A partir de esta descomposición en frecuencias, podemos obtener los espectros instantáneos y los autoespectros para posteriormente, obtener la correlación para cada frecuencia del espectro. Si se aplica la fórmula para obtener la coherencia entre un sólo par de segmentos de señal obtendremos el valor de uno para cada lugar de frecuencia, pues la fórmula de la coherencia es:

$$\text{Coh}(x) = |S_{AB}(x)|^2 / (S_{AA}(x)S_{BB}(x))$$

donde:

**Coh(x)** indica el valor de la coherencia para la frecuencia x.

**|S<sub>AB</sub>(x)|<sup>2</sup>** valor absoluto, al cuadrado, del valor del espectro cruzado para la frecuencia x.

**Autoespectros de las señales A y B:**

**S<sub>AA</sub>(x)** es el valor del autoespectro para la frecuencia x de la señal A.

**S<sub>BB</sub>(x)** es el valor del autoespectro para la frecuencia x de la señal B.

**Los valores de Coh(x) para todas las frecuencias x forman el espectro de coherencia.**

Los espectros involucrados en la fórmula anterior son promedios de los espectros instantáneos calculados para cada segmento de señal. Por lo que, al promediar más de un espectro es posible obtener, aplicando la fórmula, valores de la función de coherencia diferentes de uno.

Por otra parte, el coeficiente de correlación puntual producto-momento de Pearson, para cada frecuencia  $x$ , puede ser calculado, en el dominio del tiempo, mediante la siguiente fórmula:

$$r(x) = \text{Cov}_{AB}(x) / \text{SQRT}(\text{Var}_{AA}(x)\text{Var}_{BB}(x))$$

que también puede expresarse como:

$$r(x) = \sum_{i=1}^n \{(a_i - \mu_A)(b_i - \mu_B)\} / \text{SQRT}\{\sum_{i=1}^n (a_i - \mu_A)^2 \sum_{i=1}^n (b_i - \mu_B)^2\}$$

si hacemos que  $\mu_A$  y  $\mu_B$  (valores promedio) sean cero en nuestras señales obtenemos:

$$r(x) = \sum_{i=1}^n (a_i b_i) / \text{SQRT}\{\sum_{i=1}^n (a_i)^2 \sum_{i=1}^n (b_i)^2\}$$

$n$  = número de datos de cada segmento de señales

donde:

$r(x)$  indica el valor de la correlación para la frecuencia  $x$ .

$n$  = número de datos de cada segmento de señales

$\text{Cov}_{AB}(x)$  es el valor de la covarianza entre las dos señales.

$\text{SQRT}$  indica raíz cuadrada.

$\text{Var}_{AA}(x)$  es el valor de la varianza de la primera señal.

$\text{Var}_{BB}(x)$  es el valor de la varianza de la segunda señal.

$r(x)$  es la correlación para un segmento de un par de señales. Pero si al final se promedian, para cada frecuencia  $x$ , las correlaciones de todos los pares de segmentos se obtiene el espectro de correlación.

## 2. Algoritmo para calcular el Espectro de Correlación

Con la fórmula:

$$r(x) = \text{Cov}_{AB}(x) / \text{SQRT}(\text{Var}_{AA}(x)\text{Var}_{BB}(x))$$

es posible calcular el coeficiente de correlación entre 2 señales. Sin embargo, el mismo coeficiente de correlación puede ser calculado siguiendo un método similar al del cálculo de la coherencia, es decir, empleando los espectros de amplitudes de las señales. Para explicar este método revisemos las siguientes fórmulas:

A) Transformada discreta directa de Fourier (con estas fórmulas se obtienen los espectros instantáneos de una señal digitalizada).

$$\text{Fre}(x) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n)\cos(2\pi nx/N)$$

$$\text{Fim}(x) = -\sum_{n=0}^{N-1} f(n)\text{sen}(2\pi nx/N)$$

$x = 0,1,2,\dots,N-1$  (las  $N$  frecuencias en que se descomponen las señales)

$n = 0,1,2,\dots,N-1$  (las  $N$  muestras que componen a las señales en el tiempo)

Por las propiedades de la Transformada discreta de Fourier sabemos que el número de frecuencias en que es posible descomponer a una señal digital es  $N/2$  más un elemento que

representa al nivel promedio de los datos (conocido como nivel de corriente directa, o nivel de "DC"), las  $N/2 - 1$  frecuencias restantes son una imagen de las primeras  $N/2 - 1$ .

**B) Transformada discreta inversa de Fourier (con esta fórmula se regresa al dominio del tiempo una señal digitalizada que se encuentra en el dominio de la frecuencia).**

$$f(n) = (1/N) \sum_{x=0}^{N-1} \{ \text{Fre}(x) \cos(2\pi nx/N) - \text{Fim}(x) \text{sen}(2\pi nx/N) \}$$

$n = 0, 1, 2, \dots, N-1$  (las  $N$  muestras que componen a las señales en el tiempo)

$x = 0, 1, 2, \dots, N-1$  (las  $N$  frecuencias en que se descomponen las señales)

**C) Las fórmulas de los autoespectros y del espectro cruzado para señales digitalizadas son:**

**autoespectro de la señal A:**

$$S_{AA} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{nd} A_i^*(x) A_i(x)$$

$$S_{AA} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{nd} \{ (\text{Fre}A_i(x) - \text{Fim}A_i(x)) (\text{Fre}A_i(x) + \text{Fim}A_i(x)) \}$$

$$S_{AA} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{nd} \{ (\text{Fre}A_i(x))^2 + (\text{Fim}A_i(x))^2 \}$$

**autoespectro de la señal B:**

$$S_{BB} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{nd} B_i^*(x) B_i(x)$$

$$S_{BB} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{nd} \{ (\text{Fre}B_i(x) - \text{Fim}B_i(x)) (\text{Fre}B_i(x) + \text{Fim}B_i(x)) \}$$

$$S_{BB} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{ni} \{(\text{Fre}B_i(x))^2 + (\text{Fim}B_i(x))^2\}$$

**Espectro cruzado de las señales A y B:**

$$S_{AB} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{ni} A_i^*(x) B_i(x)$$

$$S_{AB} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{ni} \{(\text{Fre}A_i(x) - \text{Fim}A_i(x)) (\text{Fre}B_i(x) + \text{Fim}B_i(x))\}$$

$$S_{ABre} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{ni} \{\text{Fre}A_i(x) \text{Fre}B_i(x) + \text{Fim}A_i(x) \text{Fim}B_i(x)\}$$

$$S_{ABim} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{ni} \{\text{Fre}A_i(x) \text{Fim}B_i(x) - \text{Fim}A_i(x) \text{Fre}B_i(x)\}$$

**nd = número de segmentos**

**$A_i(x), B_i(x)$  = espectros instantáneos de las señales A y B en la frecuencia x**

**$A_i^*(x), B_i^*(x)$  = conjugados de los espectros instantáneos de las señales A y B en x**

$$A_i(x) = \text{Fre}A_i(x) + \text{Fim}A_i(x)$$

$$B_i(x) = \text{Fre}B_i(x) + \text{Fim}B_i(x)$$

$$A_i^*(x) = \text{Fre}A_i(x) - \text{Fim}A_i(x)$$

$$B_i^*(x) = \text{Fre}B_i(x) - \text{Fim}B_i(x)$$

**(el conjugado de un número complejo se obtiene al invertir el signo de la parte imaginaria)**

**D) Al aplicarle la Transformada inversa de Fourier al espectro cruzado de una señal se obtiene la función de correlación cruzada (aquí ya se describió como puede obtenerse en el tiempo mediante el corrimiento sucesivo de una de las dos señales), si de esta función de correlación solamente nos interesa la correlación en tiempo cero (en el tiempo es**

equivalente a la correlación cuando aun no se corre una de las dos señales) para cada frecuencia  $x$ , de la fórmula de la Transformada inversa de Fourier podemos obtener la siguiente fórmula:

$$r(n) = (1/N) \sum_{x=0}^{N-1} \{F_{re}(x)\cos(2\pi nx/N) - F_{im}(x)\sen(2\pi nx/N)\}$$

donde  $n$  siempre será cero, debido a que sólo nos interesa el primer lugar (correlacion en tiempo cero) de la función de correlación:

$$r(0) = (1/N) \sum_{x=0}^{N-1} F_{re}(x)$$

ya que:

$$\cos(2\pi nx/N) = \cos(0) = 1.0, \text{ porque } \cos(0) = 1.0$$

$$F_{im}(x)\sen(2\pi nx/N) = F_{im}(x)\sen(0) = 0.0, \text{ porque } \sen(0) = 0.0$$

Se ve claramente que para el cálculo del primer lugar de la función de correlación no se emplea la parte imaginaria del espectro cruzado. Pero además, si para cada frecuencia  $x$  suponemos que todas las demás son cero (como en un filtro ideal), ésto es, suponemos que estamos trabajando con unas señales que contienen una sola frecuencia, entonces para cada frecuencia  $x$  tenemos que la función de correlación en tiempo cero es:

$$r(x) = (1/N) F_{re}(x)$$

$x = 1, 2, \dots, N/2$  (las  $N/2$  frecuencias en que se descomponen las señales)

( $x$  no empieza en cero porque no se debe considerar el "DC")

--- Sabiendo que en la fórmula anterior  $\text{Fre}(x)$  es igual a:

$$S_{ABre} = \lim_{nd \rightarrow \infty} (1/nd) \sum_{i=1}^{nd} \{ \text{FreA}(x) \text{FreB}(x) + \text{FimA}(x) \text{FimB}(x) \}$$

es decir la parte real del espectro cruzado. Y considerando a un sólo segmento ( $nd=1$  es posible en el caso de la correlación), tenemos que:

$$r(x) = (1/N) S_{ABre}$$

$$r(x) = (1/N) \{ \text{FreA}(x) \text{FreB}(x) + \text{FimA}(x) \text{FimB}(x) \}$$

Con estos valores de correlación para cada una de las  $N/2$  frecuencias, ya es posible calcular el espectro de correlación para las dos señales involucradas, pero sus valores no están entre  $-1$  y  $+1$ , como estamos acostumbrados a verlos. Para obtener los valores en dicho rango debemos dividir los valores de cada  $r(x)$  entre la raíz cuadrada del producto del lugar cero de la transformada inversa de los autoespectros para la misma frecuencia  $x$  (la autocorrelación en tiempo cero de cada una de las señales).

$$r(x) = (1/N) S_{ABre} / \text{SQRT}\{(1/N) S_{AA}(1/N) S_{BB}\}$$

al cancelar el factor  $1/N$  obtenemos finalmente:

$$r(x) = S_{ABre} / \text{SQRT}\{S_{AA}S_{BB}\}$$

resumiendo: puesto que siempre se trabajará con el lugar cero de la transformada inversa del espectro cruzado y de los autoespectros, se puede calcular el espectro de



**correlaciones (la correlación puntual para cada frecuencia en que se descomponga a las señales) al regresar al tiempo (mediante la Transformada inversa de Fourier) solamente el lugar cero (correlación en tiempo cero) para cada frecuencia, para lo cual emplearemos los espectros instantáneos involucrados en la fórmula:**

$$r(x) = S_{ABreal}(x) / \text{SQRT}\{S_{AA}(x)S_{BB}(x)\}$$

**$S_{AA}(x)$ ,  $S_{BB}(x)$  = los autoespectros de las señales A y B en la frecuencia x**

**$S_{ABreal}(x)$  = la parte real del espectro cruzado entre A y B en la frecuencia x**

### **3. CORCOH: un programa para calcular los espectros de correlación y coherencia.**

#### **3.1 Descripción del programa de computadora.**

Se ha elaborado el programa CORCOH (ver listado en el apéndice B) que calcula los espectros de correlación y de coherencia de señales electroencefalográficas reales que han sido digitalizadas y almacenadas en una computadora digital.

La fórmula utilizada para el cálculo de la coherencia en cada frecuencia  $x$  es:

$$\text{Coh}(x) = |S_{AB}(x)|^2 / (S_{AA}(x)S_{BB}(x))$$

y para la correlación:

$$r(x) = S_{ABreal}(x) / \text{SQRT}\{S_{AA}(x)S_{BB}(x)\}$$

donde:

$S_{AA}$  y  $S_{BB}$  son los autoespectros de las señales

$S_{AB}$  es el espectro cruzado de las señales

Como puede verse el programa utiliza los autoespectros instantáneos (para la correlación) y promedio (para la coherencia) para el cálculo de los espectros de correlación y de coherencia. Se obtiene un valor de coherencia y uno de correlación para cada frecuencia en que sea posible descomponer a las señales digitalizadas (mediante la Transformada de Fourier), estos valores son almacenados en los archivos de salida CORCOH.COR para el espectro de correlaciones y en CORCOH.COH para el espectro de coherencias.

El espectro de correlaciones es calculado con el promedio de la correlación obtenida para cada par de segmentos de las señales, pero es posible obtener además, el espectro de correlaciones para cada segmento (se obtendrían tantos como segmentos contengan las señales consideradas), estos valores quedarán almacenados en el archivo CORCOH.CRI.

**El programa de computadora ha sido completamente desarrollado en Pascal, que es un lenguaje de programación estructurado de alto nivel. Puede ser ejecutado en cualquier microcomputadora compatible con PC, que será más eficiente si cuenta con un disco magnético de gran capacidad para almacenamiento masivo de datos y con un coprocesador aritmético.**

**Las siguientes son características, muy importantes, que deben tomarse en cuenta en los archivos de resultados formados por el programa:**

**A) los resultados están en formato ASCII con cuatro columnas de datos por renglón. La primera columna se refiere al valor de la correlación, entre las dos señales, en la frecuencia indicada por la cuarta columna. La segunda y tercera columnas representan el valor del autoespectro promedio en la frecuencia indicada por la cuarta columna, de la primera y segunda señal, respectivamente.**

**B) Cada valor de correlación (primera columna) contiene dos decimales.**

**C) El espectro de correlaciones está formado solamente por  $N/4$  valores de frecuencia, donde  $N$  es el número de puntos por segmento de señal. Esto se eligió así debido a que al muestrear las señales de EEG a 128 Hz, se obtiene un espectro de 64 frecuencias además del valor del nivel de DC . Donde la frecuencia  $N/2$  representa en este caso al valor 64 Hz, es decir la mitad de la frecuencia de muestreo. Por lo que si eliminamos el nivel de DC y conservamos  $N/4 = 32$  frecuencias tendremos que la frecuencia  $N/4$  representa a 32 Hz. Este rango incluye frecuencias de interés del EEG. Estos valores pueden ser modificados en el caso de que no se adapten a las necesidades de una investigación en particular.**

**D) Después de la cuarta columna pueden aparecer uno o dos asteriscos, en caso de aparecer nos indican que dicha correlación es significativamente diferente de cero (\* =  $p < 0.05$ , \*\* =  $p < 0.01$ ). Para la significancia de cada correlación se consideró la duración de una onda de dicha frecuencia (los puntos que forman a una onda completa) no el total de puntos de una señal, con el objeto de evitar el incremento artificial de los grados de libertad (número de puntos menos dos).**

**Al ejecutar el programa en una computadora se deben de responder las siguientes preguntas:**

- a) Nombre del primer archivo de nombres ?**
- b) Nombre del segundo archivo de nombres ?**
- c) Son archivos de Texto o de Enteros [T/E] ?**
- d) Puntos por segmento de EEG [256 ó 512] ?**
- e) Cuál es la frecuencia de muestreo ?**
- f) Guardar las correlaciones por segmento ?**
- g) Hay archivos de marcas [S/N] ?**

**Las preguntas a) y b) se refieren a archivos de texto (son directorios) en los que se enlistan los nombres de los archivos de datos. CORCOH calculará el espectro de correlación entre el archivo indicado por el primer renglón del primer archivo y el indicado por el primer renglón del segundo archivo; después lo hará con los segundos renglones y así sucesivamente, hasta terminar con todos los nombres en los archivos de nombres (es obvio que los dos archivos de nombres deben contener igual número de renglones). Esto permite llevar a cabo el cálculo de los parámetros para tantos archivos como la memoria auxiliar de la computadora (generalmente un disco de almacenamiento) soporte. Ahorrando tiempo de análisis y posibles errores por parte del experimentador.**

**La pregunta c) se refiere a que el programa solamente acepta datos que se encuentran almacenados en código ASCII o formato interno de enteros (dos bytes por dato), ocupando**

en el disco un archivo por cada canal de datos registrado. La pregunta d) indica que el programa solamente acepta segmentos de 256 y de 512 puntos.

La opción g) existe porque es posible que los archivos hayan sido previamente revisados para eliminar segmentos de datos indeseados, en cuyo caso existe un archivo de marcas que nos indicará qué segmentos deberán ser eliminados (se eliminará de los dos archivos que se estén correlacionando). Este archivo puede ser generado por programas relacionados con CORCOH, pero el usuario puede también crearlo con un editor de textos. En el archivo de marcas deben existir tantos renglones como segmentos contenga el archivo de datos, cada renglón contiene una R si el segmento debe ser rechazado, y una A si debe ser aceptado. El nombre del archivo de marcas debe ser igual a los primeros 6 caracteres del archivo de datos y tener la terminación RAM (por ejemplo si el archivo de datos se llama JUVPMCF3.MIC entonces el archivo de marcas debe llamarse JUVPMC.RAM).

### **3.2 Resultados de la aplicación del programa.**

CORCOH permite calcular los espectros de correlación y de coherencia en una computadora compatible con PC en tiempos tales que es difícil decidir cual de los dos emplea más tiempo. Por ejemplo si se tienen que calcular dichos espectros a partir de 100 parejas de segmentos de señal, cada uno de ellos de 512 puntos, en una microcomputadora 486 DX de 33 Mhz tomará aproximadamente 12 segundos en terminar el cálculo de dichos espectros. Pero si solamente calculara el espectro de coherencia tomaría 10 segundos, y en calcular solamente el de correlación tomaría 10.2 segundos. Tomando en cuenta que en estos tiempos está considerada la lectura de los datos y la escritura de los resultados al disco magnético de la computadora, se puede considerar que no hay diferencia significativa entre el cálculo de dichos espectros.

**En la figura 2 se ilustran gráficamente los pasos que deben seguirse para calcular los espectros de correlación a partir de la transformación de las señales al dominio de las frecuencias.**

**Para calcular el espectro de correlaciones entre dos señales sin emplear el algoritmo que hemos desarrollado tendríamos que haber separado, mediante filtros analógicos o digitales, a dichas señales en todas las frecuencias de interés, posteriormente calcular el coeficiente de correlación puntual de Pearson entre cada par de segmentos de dichas señales, para finalmente obtener una correlación promedio por frecuencia con dichos valores. Esto consumiría una cantidad de tiempo y memoria de computadora que haría inabordable el calcular espectros de correlaciones a la manera de los de coherencias.**

**Una vez que contamos con el algoritmo y el programa, el siguiente paso es su aplicación a señales EEG en un experimento real.**

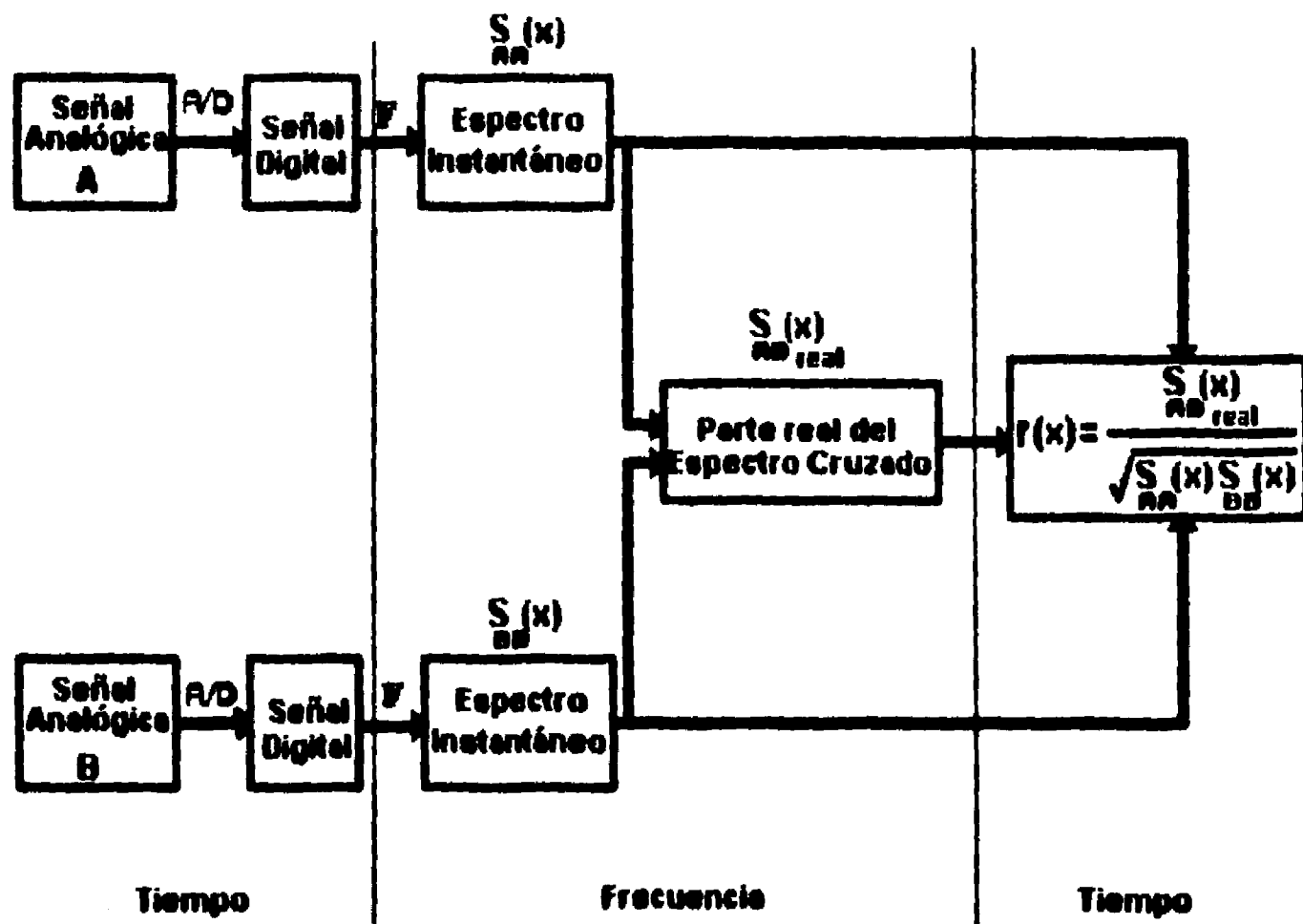


Figura 2. Se ilustran gráficamente los pasos que se siguen para calcular los espectros de correlaciones a partir de la transformación de las señales EEG al dominio de las frecuencias,  $r(x)$  es la correlación en tiempo cero para cada componente, en frecuencia, de las señales EEG.

#### **IV. APLICACION DE LOS ALGORITMOS DE CORRELACION Y COHERENCIA A LAS SEÑALES ELECTROENCEFALOGRAFICAS.**

##### **Introducción.**

**Actualmente existen criterios estandarizados para clasificar las etapas del sueño de acuerdo con características electroencefalográficas en el hombre (Rechtschaffen y Kales, 1968).**

**La etapa de vigilia previa al sueño se caracteriza por tener un predominio de frecuencias entre 8 y 12.5 Hz, que corresponden a la banda de alfa.**

**La etapa 1 se caracteriza por una mezcla de frecuencias de muy bajo voltaje, correspondientes a las bandas de theta (4 a 7.5 Hz), alfa y beta (13 a 25 Hz), con predominio de las frecuencias entre 2 y 7 Hz. Esta etapa ocurre principalmente durante la transición de la vigilia al sueño, o después de movimientos corporales durante el sueño. Al final de esta etapa pueden aparecer ondas agudas en el vértex. Para poder clasificarla como etapa 1 no deben aparecer ni husos de sueño ni complejos K, y el patrón de alfa mezclado con bajas frecuencias debe ser inferior al 50% del tiempo de duración.**

**La etapa 2 se caracteriza por la presencia de husos de sueño y de complejos K, así como de una pequeña proporción de ondas lentas. Los husos de sueño se caracterizan por una frecuencia entre 12 y 14 Hz, con amplitud creciente y con una duración mínima de 0.5 segundos. Los complejos K son ondas bien definidas con un componente negativo agudo seguido de inmediatamente de uno positivo, su duración es mayor a 0.5 segundos**

**Para poder clasificar un período de sueño como etapa 3 se requiere que contenga por lo menos un 20%, pero no más de 50%, de actividad lenta entre 2 y 4 Hz, con una amplitud de alrededor de 75 microvolts medidos de pico a pico. Puede haber o no haber husos de sueño.**



**En la etapa 4 las ondas lentas, entre 2 y 4 Hz, deben estar presentes más del 50% del tiempo de duración de la etapa, con o sin husos de sueño.**

**El patrón eléctrico de la etapa de sueño paradójico, también llamada de movimientos oculares rápidos (MOR), es muy parecido al de la etapa 1. La principal diferencia es que durante el sueño paradójico tienen lugar movimientos oculares rápidos y hay pérdida del tono muscular.**

**Las etapas 1,2,3,4 y sueño paradójico se suceden en forma cíclica durante una noche de sueño. Cada ciclo se inicia con la etapa 1 y se continúa con todas las demás etapas hasta llegar a sueño paradójico. La sucesión completa dura aproximadamente 90 minutos en el hombre. Una vez completado un ciclo se inicia el siguiente, en una noche de sueño normal pueden haber entre 4 y 6 ciclos.**

**Los primeros ciclos de sueño casi siempre contienen todas las etapas, pero conforme se van repitiendo los ciclos, se pueden llegar a suprimir algunas etapas de sueño, pero estas siempre serán las últimas antes del sueño paradójico, aunque también éste podría suprimirse. Lo que no ocurre, en condiciones normales, es que sin presentarse las primeras etapas de sueño se pase directamente al sueño paradójico (Corsi-Cabrera, 1983).**

### **1. Método.**

**En el estudio participaron 9 sujetos hombres con edades entre los 20 y 30 años de edad, a los cuales se les pagó por su participación voluntaria. Durmieron en el laboratorio 2 noches consecutivas y los registros se realizaron durante la segunda noche.**

**Se registró el EEG en las derivaciones C3, C4, F3, F4, T3, T4, referidas a la oreja ipsilateral, de acuerdo al sistema internacional 10-20 para la colocación de electrodos, además de los movimientos oculares y la actividad eléctrica de los músculos del mentón, de acuerdo a los criterios estandarizados para el registro de sueño (Rechtschaffen y Kales, 1968). La impedancia de los electrodos se mantuvo por abajo de 10 Kohms.**

**Las señales EEG fueron amplificadas y filtradas, entre 1 y 35 Hz, a través de un polígrafo GRASS modelo 8-16 E. Las salidas de éste se conectaron con una computadora compatible con PC a través de un convertidor analógico-digital de 12 bits de resolución. Las señales EEG fueron muestreadas a una frecuencia de 128 Hz, es decir que se tomaron 128 puntos por segundo, y se capturaron épocas de 2 seg.**

**Se analizaron las señales en las siguientes condiciones:**

- A) vigilia con ojos cerrados en la noche antes de dormir (VC).**
- B) la etapa 2 de cada uno de los tres primeros ciclos (E21,E22,E23) de una noche de sueño.**
- C) la etapa 4 de los mismos 3 ciclos (E41, E42 y E43).**
- D) el sueño paradójico de cada ciclo (SP1, SP2, SP3) de la misma noche.**

**Se cuenta con los datos del cuarto ciclo para la etapa 2, pero no se consideraron para la estadística, pues nos llevaría a un diseño incompleto de datos, ya que no todos los sujetos presentaron SP o etapa 4 en el cuarto ciclo. Asimismo se decidió no trabajar con las etapas 1 y 3 debido a que se querían condiciones que fueran fisiológicamente muy diferentes entre sí, además de que por los análisis estadísticos que se pensaban realizar no convenía tener un gran número de condiciones, ya que solamente contamos con 9 sujetos.**

**Se decidió analizar solamente hasta la frecuencia de 15 Hz debido a que las frecuencias superiores (la descomposición espectral nos da hasta la frecuencia de 64 Hz ya que muestreamos a 128 Hz) están pobremente definidas (una onda de 32 Hz queda definida con apenas 4 puntos) y no sería confiable para efectos de correlación.**

## **2. Resultados.**

### **2.1. Espectros de correlación y de coherencia.**

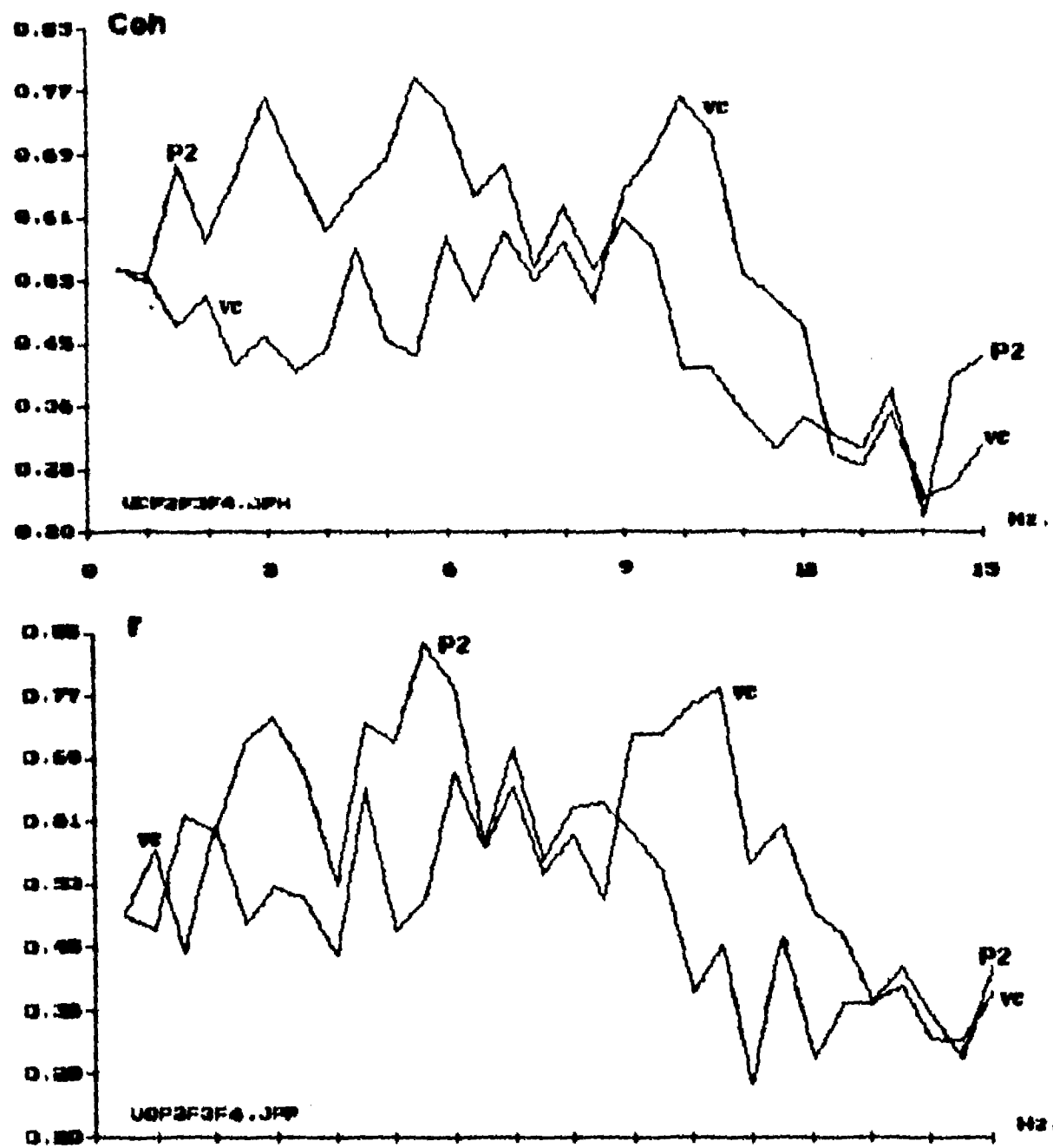
**Se obtuvieron los siguientes datos para cada etapa y cada par de derivaciones:**

**A) Espectros de correlaciones y de coherencias entre 1.5 y 15 Hz, con una resolución de 0.5 Hz, obtenidos para cada condición y par de derivaciones. La figura 3 muestra un ejemplo de los espectros de coherencia y de correlación obtenidos en este experimento.**

**B) La correlación y la coherencia para las bandas tradicionales del EEG: delta 1.5-3.5 Hz, theta 4-7.5 Hz, alfa1 8-9.5 Hz, alfa2 10-12.5 Hz, así como para los husos de sueño (13-15 Hz).**

### **2.2. Componentes principales de los espectros.**

**Con las frecuencias que componen a los espectros de correlación y coherencia se realizó un análisis de componentes principales (por separado para r y para COH), pero empleando solamente las frecuencias de 1.5 a 15 Hz, ya que en ese rango se encuentran las bandas tradicionales de EEG que hemos considerado. Esto fue realizado con el fin de determinar si las frecuencias individuales del EEG (resolución de 0.5 Hz) se agrupaban conforme a las bandas tradicionales o de alguna otra manera.**



**Figura 3.** Se encuentran los espectros de coherencia (Coh) y de correlación (r), entre las derivaciones F3 y F4, en las condiciones de vigilia con ojos cerrados y de sueño paradójico del segundo ciclo de sueño.

**A) Resultados de la correlación.**

El primer componente principal explicó el 47% de la varianza y estuvo formado por frecuencias entre 1.5 y 6.5 Hz; el segundo componente explicó el 5.15% y está formado por frecuencias de 11 a 15 Hz, y el tercero explicó 3.42% y está formado por frecuencias de 7 a

**10.5 Hz. Estos 3 componentes principales fueron posteriormente rotados por el método Varimax (es una rotación ortogonal). No se incluyeron más componentes debido a que la varianza explicada por ellos era mínima (menor a 3%).**

**B) Resultados de la coherencia.**

**El primer componente principal explicó el 49% de la varianza total y estuvo formado por frecuencias de 1.5 a 6.5 Hz; el segundo componente explicó el 6% y está formado por frecuencias de 11.5 a 15 Hz, y el tercero explicó 4.24% y está formado por frecuencias entre 7 y 11 Hz. Al igual que en los de correlación fueron rotados por el método Varimax y no se incluyeron más componentes debido a que su explicación de varianza fue mínima (menos de 3%).**

**Como puede verse en la tabla 1 las frecuencias del espectro se agruparon un poco diferente a las bandas tradicionales y en el primer componente entraron todas las frecuencias de delta y de theta, a excepción de las de 7 y 7.5 Hz. En el segundo componente entraron frecuencias correspondientes a alfa2 y beta1 (que también corresponden a las de husos de sueño) y en el tercer componente las frecuencias que corresponden a alfa1 y alfa2.**

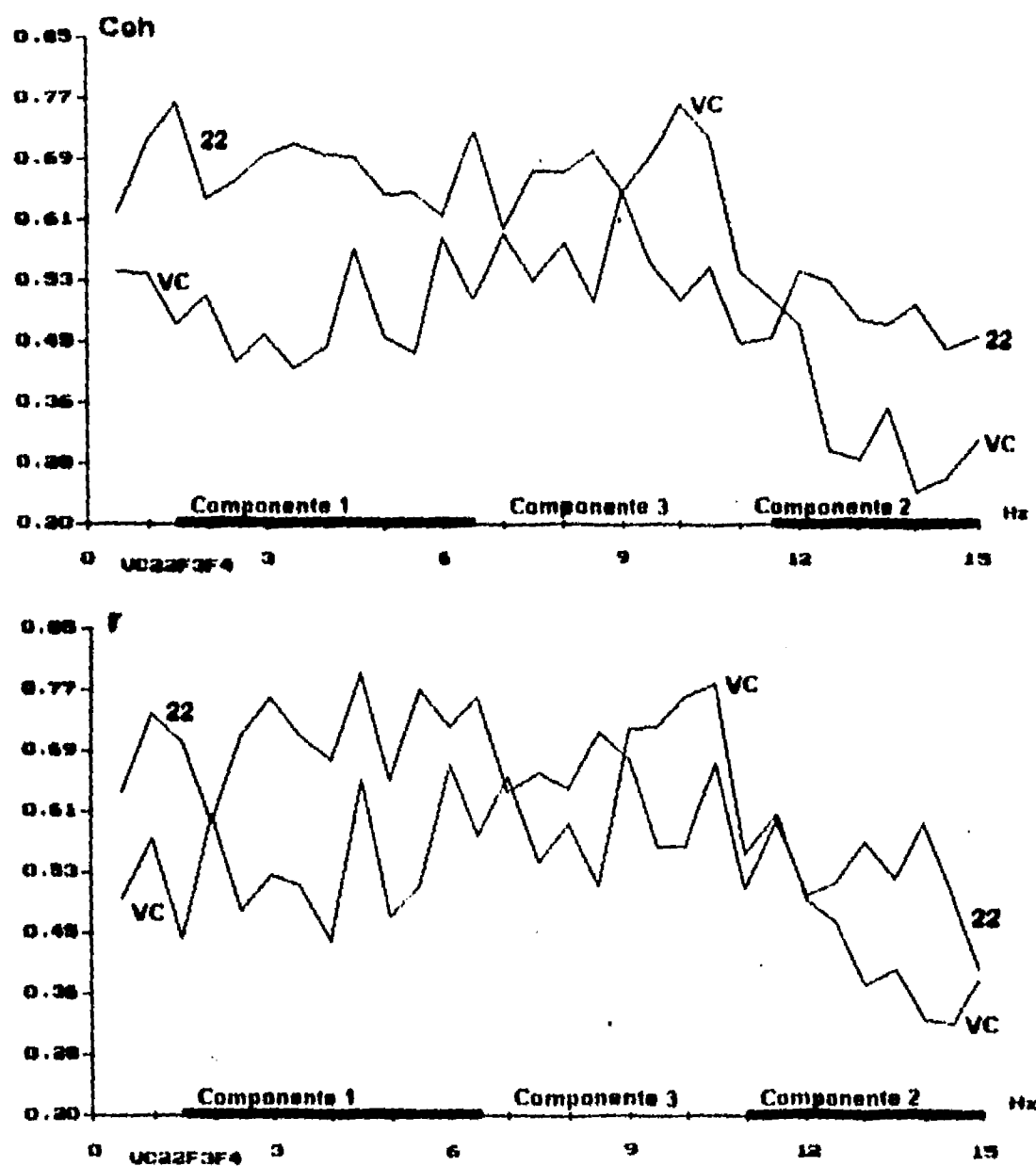
**La figura 4 muestra gráficamente las frecuencias que corresponden a cada una de las bandas encontradas por medio del método de componentes principales (CP). Se han graficado los espectros promedio de correlación (VC22F3F4.JPP) y de coherencia (VC22F3F4.JPH) interhemisférica, entre las derivaciones F3 y F4, para la etapa 2 del segundo ciclo (E22) y la vigilia.**

**Tabla 1**  
**Los tres primeros Componentes Principales rotados por el método Varimax.**

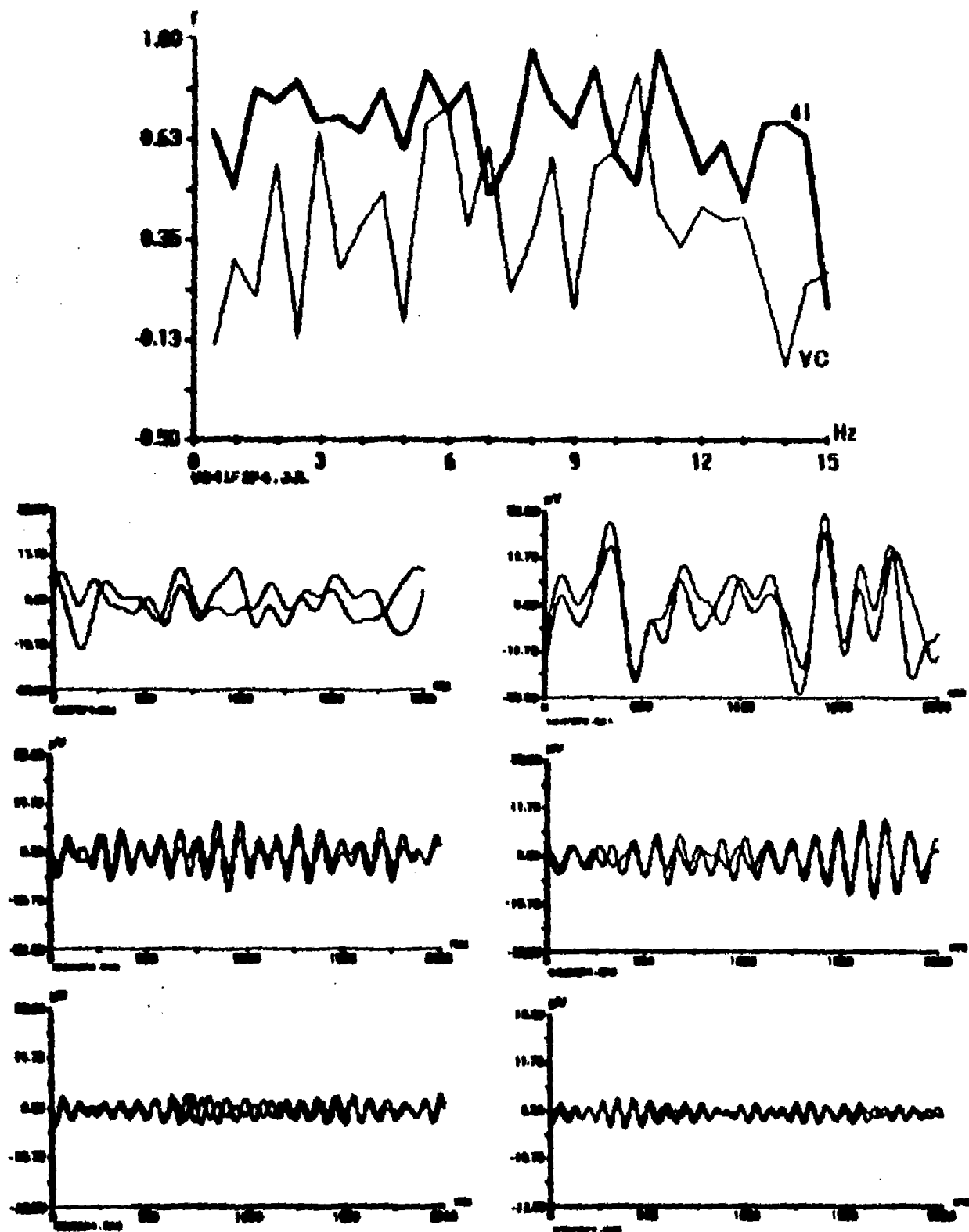
<b>Correlación</b>				<b>Coherencia</b>			
<b>Hz</b>	<b>comp1</b>	<b>comp3</b>	<b>comp2</b>	<b>Hz</b>	<b>comp1</b>	<b>comp3</b>	<b>comp2</b>
1.5	<u>0.667</u>	0.151	-0.152	1.5	<u>0.725</u>	0.100	-0.190
2.0	<u>0.575</u>	0.189	-0.369	2.0	<u>0.586</u>	0.242	-0.253
2.5	<u>0.639</u>	0.171	-0.303	2.5	<u>0.673</u>	0.210	-0.276
3.0	<u>0.577</u>	0.214	-0.346	3.0	<u>0.684</u>	0.215	-0.258
3.5	<u>0.659</u>	0.279	-0.269	3.5	<u>0.650</u>	0.300	-0.295
4.0	<u>0.624</u>	0.138	-0.327	4.0	<u>0.649</u>	0.193	-0.348
4.5	<u>0.573</u>	0.405	-0.146	4.5	<u>0.596</u>	0.411	-0.231
5.0	<u>0.601</u>	0.231	-0.333	5.0	<u>0.637</u>	0.356	-0.274
5.5	<u>0.598</u>	0.418	-0.114	5.5	<u>0.543</u>	0.488	-0.145
6.0	<u>0.530</u>	0.264	-0.192	6.0	<u>0.563</u>	0.391	-0.157
6.5	<u>0.596</u>	0.310	-0.254	6.5	<u>0.518</u>	0.494	-0.183
7.0	<u>0.408</u>	<u>0.584</u>	-0.213	7.0	0.395	<u>0.549</u>	-0.314
7.5	<u>0.436</u>	<u>0.423</u>	-0.385	7.5	0.437	<u>0.544</u>	-0.292
8.0	<u>0.426</u>	<u>0.524</u>	-0.254	8.0	0.373	<u>0.632</u>	-0.227
8.5	<u>0.462</u>	<u>0.422</u>	-0.351	8.5	0.379	<u>0.557</u>	-0.337
	<u>0.366</u>	<u>0.536</u>	-0.312	9.0	0.308	<u>0.696</u>	-0.260
9.5	<u>0.353</u>	<u>0.640</u>	-0.332	9.5	0.174	<u>0.723</u>	-0.277
10.0	<u>0.233</u>	<u>0.610</u>	-0.330	10.0	0.217	<u>0.678</u>	-0.347
10.5	<u>0.160</u>	<u>0.742</u>	-0.322	10.5	0.231	<u>0.631</u>	-0.407
11.0	<u>0.356</u>	0.383	<u>-0.505</u>	11.0	0.267	<u>0.514</u>	-0.436
11.5	<u>0.259</u>	<u>0.460</u>	<u>-0.573</u>	11.5	0.199	0.479	<u>-0.593</u>
12.0	<u>0.319</u>	0.112	<u>-0.668</u>	12.0	0.230	0.324	<u>-0.645</u>
12.5	<u>0.200</u>	0.222	<u>-0.699</u>	12.5	0.241	0.342	<u>-0.698</u>
13.0	<u>0.314</u>	0.275	<u>-0.626</u>	13.0	0.241	0.233	<u>-0.760</u>
13.5	<u>0.249</u>	0.345	<u>-0.650</u>	13.5	0.271	0.212	<u>-0.744</u>
14.0	<u>0.282</u>	0.221	<u>-0.712</u>	14.0	0.285	0.195	<u>-0.745</u>
14.5	<u>0.222</u>	0.233	<u>-0.715</u>	14.5	0.280	0.279	<u>-0.736</u>
15.0	<u>0.257</u>	0.347	<u>-0.657</u>	15.0	0.325	0.267	<u>-0.647</u>

En la figura 5 se observan en la parte superior los espectros promedio, de 10 segmentos de 2 segundos cada uno, de r interhemisférica (F3 contra F4) de vigilia con ojos cerrados y la etapa 4 del primer ciclo de sueño, en la figura 6 se muestra lo mismo para la r intrahemisférica (F3 contra C3). En seguida de dichos espectros, en ambas figuras, se encuentran los tres componentes principales representados por sus señales en el tiempo (de arriba abajo se encuentran el primero, el tercero y en la parte inferior el segundo

componente, en cada caso a la izquierda se encuentran los segmentos de vigilia y a la derecha los de sueño) para un segmento de 2 segundos de señal (de los 10 que forman el espectro) de los dos hemisferios; en la figura 5 se muestran las condiciones de vigilia con ojos cerrados y etapa 4 del primer ciclo de sueño de un sujeto, y en la figura 6 en las condiciones de vigilia con ojos cerrados y sueño paradójico del tercer ciclo del mismo sujeto.

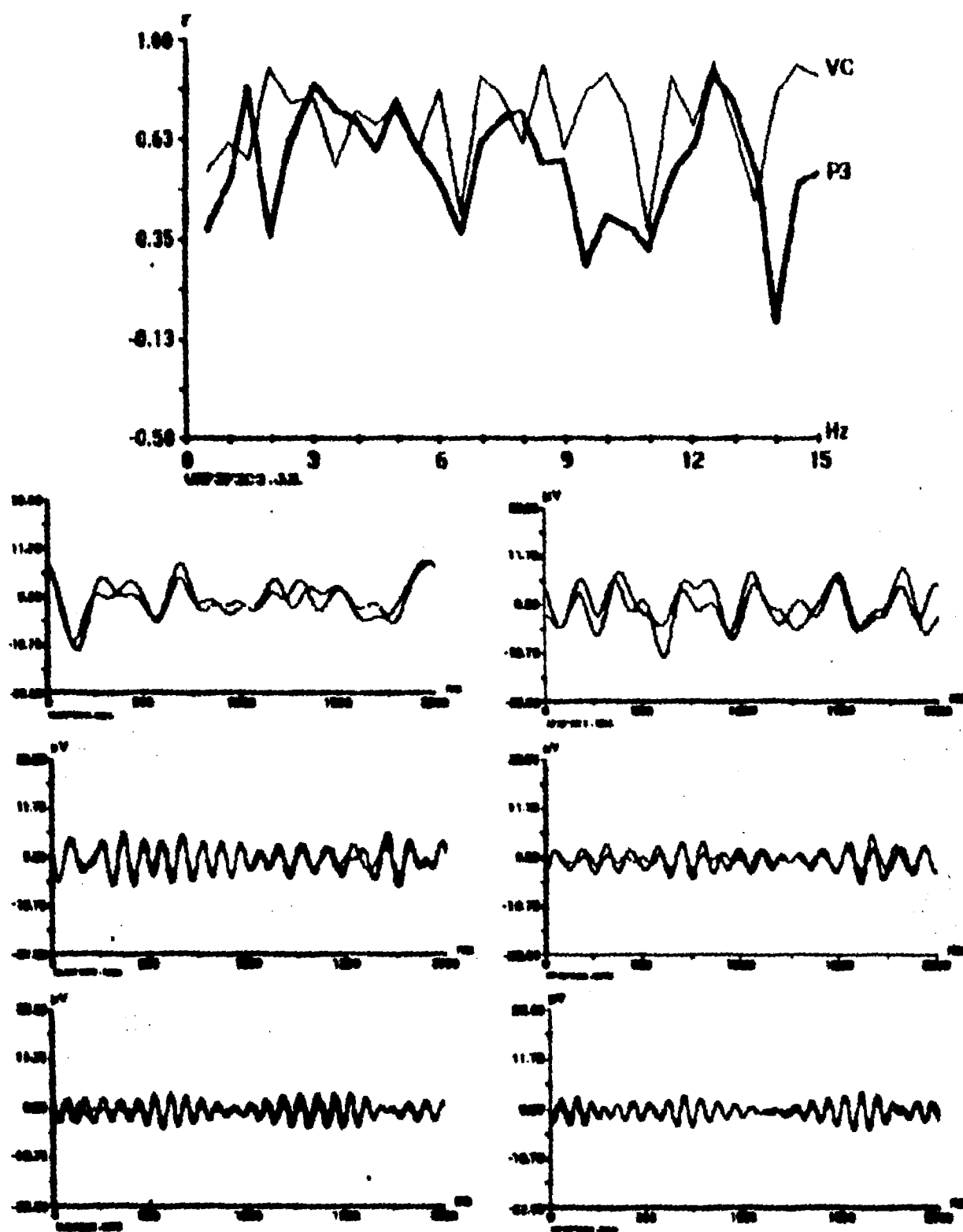


**Figura 4.** Se muestran los espectros promedio de coherencia (Coh) y de correlación ( $r$ ) Interhemisférica (entre F3 y F4) para la etapa 2 del segundo ciclo de sueño (22) y la vigilia con ojos cerrados (VC). Las barras horizontales señalan las frecuencias que entraron a formar parte de cada componente.



**Figura 5.** Se ilustran en la parte superior de la figura los espectros de correlación interhemisférica (F3-F4) promedio de un sujeto en las condiciones de vigilia con ojos cerrados (VC) y la etapa 4 del primer ciclo de sueño (41). En seguida se encuentran los segmentos de señal en el tiempo, filtrados en las frecuencias indicadas por los componentes principales, para uno de los segmentos considerados en los espectros (se graficaron ambas derivaciones). Primero se encuentra el primer componente, en seguida el tercero y en la parte inferior el segundo. A la izquierda se encuentran los segmentos correspondientes a vigilia y a la derecha los de la etapa 4.





**Figura 6.** Se ilustran en la parte superior de la figura los espectros de correlación intrahemisférica (F3-C3) promedio de un sujeto en las condiciones de vigilia con ojos cerrados (VC) y la etapa de sueño paradójico del tercer ciclo de sueño (P3). En seguida se encuentran los segmentos de señal en el tiempo, filtrados en las frecuencias indicadas por los componentes principales, para uno de los segmentos considerados en los espectros (se graficaron ambas derivaciones). Primero se encuentra el primer componente, en seguida el tercero y en la parte inferior el segundo. A la izquierda se encuentran los segmentos correspondientes a vigilia y a la derecha los de sueño paradójico.

### **2.3. Análisis estadístico de los ciclos del sueño a partir de la correlación y la coherencia.**

#### **2.3.1 Comparación entre la vigilia y las etapas del sueño en cada uno de los ciclos, a partir de las bandas tradicionales del EEG.**

Se sometieron a análisis las frecuencias comprendidas entre 1.5-15 Hz, que comprenden completamente a las cuatro bandas en que tradicionalmente se divide al EEG, éstas son: delta (1.5-3.5 Hz), theta (4-7.5 Hz), alfa1 (8-9.5 Hz) y alfa2 (10-12.5 Hz). Las frecuencias de 13-15 Hz forman parte de la banda beta1, pero en este estudio también forman parte de la banda de husos de sueño por lo que se les denominará como banda de husos (13.0 - 15 Hz).

Se hicieron ANDEVAs de medidas repetidas de dos factores con DERIVACIONES como uno de los factores y CONDICIONES como el segundo factor (las etapas 2 y 4, el Sueño Paradójico y la Vigilia), es decir, para el primer Ciclo: E21, E41, SP1 y Vigilia; para el segundo Ciclo: E22, E42, SP2 y Vigilia y para el caso del tercer Ciclo: E23, E43, SP3 y Vigilia. Se llevó a cabo un análisis para cada banda y ciclo de sueño y, por separado, para la correlación inter e intrahemisférica (tabla 2). El mismo análisis se realizó con la coherencia.

El factor derivaciones fue significativo para todas las bandas y ciclos de la correlación interhemisférica; en la intrahemisférica no lo fue para la banda delta en los tres ciclos (tabla 2). En el caso de la coherencia hubo diferencias significativas en todas las bandas y ciclos, tanto de la inter como de la intrahemisférica (tabla 3).

El factor condiciones no fue significativo para la banda alfa1 de los ciclos 1 y 2 para la correlación interhemisférica. Para el caso de la intrahemisférica en el ciclo 1 no hubo diferencias en la banda alfa1; en los ciclos 2 y 3 no hubo en las bandas delta y theta (tabla 2). El análisis de la coherencia interhemisférica difiere del de correlaciones en que no hay

diferencias significativas en la banda alfa del ciclo 3. El de coherencia intrahemisférica solamente no presenta diferencias para la banda theta en los tres ciclos (tabla 3).

Los resultados de las comparaciones múltiples *a posteriori*, utilizando la prueba de Tukey (con  $p < 0.01$ ), indican que las diferencias significativas están dadas entre:

a) Factor derivaciones: tanto en los análisis de correlación como en los de coherencia interhemisférica, los valores entre F3F4 (correlación y coherencia entre las derivaciones F3 y F4) fueron mayores que entre T3T4, entre C3C4 también fue mayor que entre T3T4 en todas las bandas tradicionales del EEG durante los tres ciclos de sueño, excepto en el análisis con coherencias para la banda de husos de sueño, que no presentó la diferencia entre F3F4 y T3T4 durante los ciclos 1 y 2.

No se observaron diferencias entre derivaciones intrahemisféricas ni para la correlación ni para la coherencia, pero tanto en la correlación como en la coherencia se encontró que los valores fueron mayores entre central-temporal (C3T3, C4T4), seguidos por los de frontal-central (F3C3, F4C4) y los menores fueron los de frontal-temporal (F3T3, F4T4). Se encontraron muy pocas diferencias en los valores significativos entre la correlación y la coherencia. Estos resultados se encuentran en las tablas 14 y 15 del apéndice A.

b) Factor condiciones: en el caso de las condiciones (etapas 2, 4, SP y Vigilia), todas las etapas de los ciclos 1 y 2 presentan mayor correlación y coherencia interhemisférica que la vigilia en las bandas delta y theta. Las etapas 2 y 4 de los ciclos 1 y 3 presentan mayor coherencia y correlación que la vigilia en la banda de husos de sueño. Tanto la correlación como la coherencia de la vigilia es mayor que la del sueño paradójico de la etapa 2 del ciclo 2 en la banda de alfa 2. Hubo algunas diferencias entre etapas de sueño para las bandas de alfa 2 y sueño paradójico, siendo siempre mayor la correlación y la coherencia de las etapas 2 y 4 que la del sueño paradójico.

**Tanto en la correlación como en la coherencia intrahemisférica, en las bandas de alfa 1 , alfa 2 y husos de sueño, existen algunas diferencias entre etapas de sueño siendo siempre mayor la de las etapas 2 y 4 que la de sueño paradójico. La correlación y la coherencia de vigilia es mayor que la del sueño paradójico en la banda de alfa 1 durante los ciclos 2 y 3. Existen de hecho pocas diferencias entre los análisis con correlaciones y con coherencias, los resultados completos se encuentran en las tablas 16 y 17 del apéndice A.**

**Tabla 2**

Resultados de los análisis de varianza para la correlación inter e intrahemisférica. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3,F4-C4, F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (etapas 2,4,P y Vigilia).

	Interhemisférica								
	Ciclo 1			Ciclo 2			Ciclo 3		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.002	..
Theta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.006	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	..	..	0.002	0.001	..
Alfa2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.002	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..

	Intrahemisférica								
	Ciclo 1			Ciclo 2			Ciclo 3		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	..	0.002	..	..	..	..	..	..	..
Theta	0.001	0.003	..	0.001	..	..	0.001	..	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Alfa2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Husos	0.001	0.001	..	0.002	0.001	..	0.005	0.001	..

**Tabla 3**

Resultados de los análisis de varianza para la coherencia inter e intrahemisférica. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia).

	Interhemisférica								
	Ciclo 1			Ciclo 2			Ciclo 3		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Theta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.002	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	..	..
Alfa2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..

	Intrahemisférica								
	Ciclo 1			Ciclo 2			Ciclo 3		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.007	..
Theta	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	..	..
Alfa1	0.001	0.006	..	0.001	0.004	..	0.001	0.001	..
Alfa2	0.001	0.001	..	0.001	0.002	..	0.001	0.001	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..

**2.3.2. Comparación entre la vigilia y las etapas del sueño en cada uno de los ciclos, a partir de las bandas que surgieron con el análisis de componentes principales.**

Las frecuencias comprendidas entre 1.5 y 15 Hz fueron nuevamente sometidas a análisis divididas en las tres bandas especiales, según fueron sugeridas por el método de componentes principales aplicado a las correlaciones (1.5 a 6.5 Hz para la primera banda, 11 a 15 Hz para la segunda banda y 7 a 10.5 Hz la tercera banda especial).

Se hicieron el mismo tipo de ANDEVAs que para las bandas tradicionales es decir de medidas repetidas de dos factores con DERIVACIONES como uno de los factores y CONDICIONES como el segundo factor (las etapas 2 y 4, el Sueño Paradójico y la Vigilia), es decir, en el caso del primer Ciclo: E21, E41, SP1 y Vigilia, para el segundo Ciclo: E22, E42, SP2 y Vigilia; en el caso del tercer Ciclo: E23, E43, SP3 y Vigilia. Se hizo un análisis para cada componente y ciclo de sueño y, por separado, para la correlación interhemisférica y para la correlación intrahemisférica. El mismo análisis se realizó con la coherencia.

El factor derivaciones fue significativo para todas las bandas (indicadas por los CP) y ciclos tanto para la correlación como para la coherencia (tablas 4 y 5, respectivamente).

El efecto de condiciones fue significativo en el primer ciclo para la correlación interhemisférica e intrahemisférica en los componentes 1 y 2. En el ciclo 2 hubo diferencias significativas en los 3 componentes para la correlación interhemisférica, para la intrahemisférica hubo en los componentes 2 y 3. En el ciclo 3 para la correlación interhemisférica de los tres componentes, y para los componentes 2 y 3 de la intrahemisférica (tabla 4).

**El análisis de coherencias difiere del de correlaciones en que: en la interhemisférica no existen diferencias significativa en el componente 3 de los ciclos 2 y 3. En la intrahemisférica si la hay para el componente 3 del primer ciclo, en el segundo ciclo si hay diferencias en el primer componente y en cambio no la hay en el tercer componente (tabla 5).**

**Los resultados de las comparaciones múltiples *a posteriori*, utilizando la prueba de Tukey, indican que las diferencias significativas están dadas entre:**

**a) Factor derivaciones: tanto en los análisis de correlación como en los de coherencia interhemisférica, los valores entre F3F4 (correlación y coherencia entre las derivaciones F3 y F4) fueron mayores que entre, entre C3C4 también fue mayor que entre T3T4 en las 3 bandas especiales surgidas a partir de los resultados del análisis de componentes principales del EEG en las tres etapas de sueño.**

**No se observaron diferencias entre derivaciones intrahemisféricas ni para la correlación ni para la coherencia, pero tanto en la correlación como en la coherencia se encontró que los valores fueron mayores entre central-temporal (C3T3, C4T4), seguidos por los de frontal-central (F3C3, F4C4) y los menores fueron los de frontal-temporal (F3T3, F4T4). Se encontraron muy pocas diferencias en los valores significativos entre la correlación y la coherencia. Estos resultados se encuentran en las tablas 18 y 19 del apéndice A.**

**b) Factor condiciones: la correlación y la coherencias interhemisféricas para el factor condiciones (etapas 2, 4, SP y vigilia) de la primer banda especial durante las 3 etapas de los ciclos 1 y 2, y durante las etapas 2 y 4 del ciclo 3 resultaron superiores a las de la vigilia. Durante las etapas 2 y 4 de los tres ciclos para la segunda banda especial resultaron superiores también a la de la vigilia**

**Los análisis intrahemisféricos mostraron que es mayor la correlación y la coherencia en las etapas 2 y 4 de los tres ciclos en la banda especial correspondiente al segundo componente principal que la de la vigilia. También son mayores que las de la vigilia las de las etapas 2 y 4 del primer ciclo para la primera banda especial. Además tanto la correlación como la coherencia de la vigilia resultaron mayores que la del sueño paradójico del ciclo 3 en la tercera banda especial. La correlación de la vigilia es mayor que la del sueño paradójico en el segundo ciclo para la tercera banda especial, esta diferencia no se encuentra en el análisis con coherencias. Estos resultados se encuentran en las tablas 20 y 21 del apéndice A.**



**Tabla 4**

**Resultados de los análisis de varianza para la correlación inter e intrahemisférica, utilizando las bandas especiales sugeridas por el análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia).**

	<b>Interhemisférica</b>								
	<b>Ciclo 1</b>			<b>Ciclo 2</b>			<b>Ciclo 3</b>		
	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>
<b>Comp1</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>
<b>Comp3</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.004</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.005</b>	<b>..</b>
<b>Comp2</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>

	<b>Intrahemisférica</b>								
	<b>Ciclo 1</b>			<b>Ciclo 2</b>			<b>Ciclo 3</b>		
	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>
<b>Comp1</b>	<b>0.002</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.002</b>	<b>..</b>	<b>..</b>	<b>0.002</b>	<b>..</b>	<b>..</b>
<b>Comp3</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.003</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>
<b>Comp2</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>

**Tabla 5**

**Resultados de los análisis de varianza para la coherencia inter e intrahemisférica, utilizando las bandas especiales sugeridas por el análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia).**

	<b>Interhemisférica</b>								
	<b>Ciclo 1</b>			<b>Ciclo 2</b>			<b>Ciclo 3</b>		
	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>
<b>Comp1</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>
<b>Comp3</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>
<b>Comp2</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>

	<b>Intrahemisférica</b>								
	<b>Ciclo 1</b>			<b>Ciclo 2</b>			<b>Ciclo 3</b>		
	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>A*B</b>
<b>Comp1</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.002</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>
<b>Comp3</b>	<b>0.001</b>	<b>0.002</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>
<b>Comp2</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>..</b>

### **2.3.3 Comparación de los tres ciclos de sueño para la etapa 2, la etapa 4 y el sueño paradójico, a partir de las bandas tradicionales del EEG.**

**Se hicieron ANDEVAs de medidas repetidas de dos factores con las derivaciones como uno de los factores y los ciclos como el segundo factor, es decir, en el caso de la Etapa 2: E21, E22, E23 y Vigilia; en el caso de la Etapa 4: E41, E42, E43 y Vigilia, y en el caso de Sueño Paradójico: SP1, SP2, SP3 y Vigilia, uno para cada banda, etapas de sueño y por separado, para la correlación interhemisférica y para la correlación intrahemisférica, los resultados se encuentran resumidos en la tabla 6. El mismo análisis se realizó con la coherencia, estos resultados se encuentran en la tabla 7.**

**Tanto para la r como para la Coh el factor derivaciones fue significativo ( $p < 0.01$ ) para todas las bandas y etapas, excepto para la correlación intrahemisférica de las bandas delta, theta y husos de sueño, y para la coherencia intrahemisférica de delta durante el sueño paradójico.**

**El efecto de condiciones (ciclos) fue significativo en la etapa 2 para la correlación interhemisférica de delta, theta y husos de sueño, y para la correlación intrahemisférica de theta, alfa2 y husos de sueño. En la etapa 4 para la correlación interhemisférica de delta, theta, alfa2 y husos de sueño, y para la correlación intrahemisférica de delta, alfa2 y husos de sueño. En el sueño paradójico para la correlación interhemisférica de delta, theta, alfa2, y para la correlación intrahemisférica de alfa1 (tabla 6). La coherencia muestra resultados similares a la correlación excepto que: la coherencia interhemisférica no presenta diferencia significativa para la banda alfa2 en el sueño paradójico, y en la etapa 2 de coherencia intrahemisférica no fue significativa para la banda theta pero si para la banda delta (tabla 7).**

**Los resultados de las comparaciones múltiples *a posteriori*, utilizando la prueba de Tukey (con  $p < 0.01$ ) indican que las diferencias significativas están dadas entre:**

**a) Factor derivaciones: tanto en los análisis de correlación como en los de coherencia se encuentran resultados muy similares a los descritos en el punto 2.3.1 (estos resultados se encuentran en las tablas 22 y 23 del apéndice A).**

**b) Factor condiciones: en el caso de los ciclos (ciclos 1, 2, 3 y Vigilia), se encuentra que las diferencias entre vigilia y las etapas de sueño son similares a las ya descritas en el punto 2.3.1. Las únicas diferencias entre ciclos se observaron en el caso de la etapa 2, banda alfa 2, entre los ciclos 1 y 2, y entre el 1 y 3 siendo mayor la correlación y la coherencia intrahemisféricas del ciclo 1. En la etapa 4 de la correlación y coherencia intrahemisférica, para la banda delta, hubo diferencias entre los ciclos 1 y 2 siendo mayor la del ciclo 1. En el caso de la coherencia, además, ésta fue mayor en los ciclos 2 y 3 que en el ciclo 1 para la etapa 4 en la banda de husos. Los resultados se encuentran en las tablas 24 y 25 del apéndice A.**

**Tabla 6**

Resultados de los análisis de varianza para la correlación inter e intrahemisférica. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3,F4-C4, F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1,2,3 y Vigilia).

	Interhemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Theta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	..	..
Alfa2	0.001	..	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	..	..

	Intrahemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	..	..	0.001	0.001	..	..	..	..
Theta	0.001	0.004	..	0.001	..	..	..	..	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	0.001	..
Alfa2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	..	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	..	..	..

**Tabla 7**

Resultados de los análisis de varianza para la coherencia inter e intrahemisférica. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1,2,3 y Vigilia).

	Interhemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Theta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	..	..
Alfa2	0.001	..	..	0.001	0.001	..	0.001	..	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.003	..	..

	Intrahemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Delta	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	..	..	..
Theta	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	..	..
Alfa1	0.001	..	..	0.001	..	..	0.001	0.001	..
Alfa2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	..	..
Husos	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	..	..

**2.3.4. Comparación de la vigilia y las etapas de sueño, en los tres ciclos, con las bandas que surgieron a partir del análisis de componentes principales.**

**Se hicieron el mismo tipo de ANDEVAs que para las bandas tradicionales, es decir de medidas repetidas de dos factores con DERIVACIONES como uno de los factores y CONDICIONES como el segundo factor, nuevamente, en el caso de la Etapa 2: E21, E22, E23 y Vigilia; en el caso de la Etapa 4: E41, E42, E43 y Vigilia, y en el caso de Sueño Paradójico: SP1, SP2, SP3 y Vigilia, uno para cada componente, etapas de sueño y, por separado, para la correlación interhemisférica y para la correlación intrahemisférica. El mismo análisis se realizó con la coherencia.**

**El factor derivaciones fue significativo para las 3 bandas y etapas tanto para las correlaciones como para las coherencias (tablas 8 y 9, respectivamente).**

**El efecto de condiciones (ciclos) fue significativo en la etapa 2 para la correlación interhemisférica en los componentes 1 y 2, y para los 3 componentes en la intrahemisférica. En la etapa 4 hubo diferencias significativas en los componentes 1 y 2, tanto para la correlación inter como para la intrahemisférica y, en el sueño paradójico para la correlación interhemisférica del primero y tercer componente y para el tercer componente en la intrahemisférica (tabla 8). El análisis con coherencias difiere del de correlaciones en que: en la Coh interhemisférica no existe diferencia significativa en el componente 3 de sueño paradójico ni la hay en la intrahemisférica en el componente 3 de la etapa 2 (tabla 9).**

**Los resultados de las comparaciones múltiples *a posteriori*, utilizando la prueba de Tukey, indican que las diferencias significativas están dadas entre:**

**a) Factor derivaciones:** tanto en los análisis de correlación como en los de coherencia los resultados son similares a los ya descritos en el punto 2.3.2. Estos resultados se encuentran en las tablas 26 y 27 del apéndice A.

**b) Factor condiciones:** los análisis con correlaciones y con coherencias, tanto interhemisféricas como intrahemisféricas, resultaron idénticos para el factor ciclos. Las diferencias entre vigilia y las etapas de sueño es similar a la ya descrita en el punto 2.2.3. Y no se encontró ninguna diferencia entre ciclos. Estos resultados se encuentran en las tablas 28 y 29 del apéndice A.

**Tabla 8**

Resultados de los análisis de varianza para la correlación inter e intrahemisférica, utilizando las bandas especiales sugeridas del análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1, 2, 3 y Vigilia).

	Interhemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Comp1	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Comp3	0.001		..	0.001		..	0.001	0.008	..
Comp2	0.001	0.003	..	0.001	0.001	..	0.001		..

	Intrahemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Comp1	0.001	0.004	..	0.001	0.001	..	0.002		..
Comp3	0.001	0.008	..	0.001		..	0.001	0.002	..
Comp2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.004		..

**Tabla 9**

Resultados de los análisis de varianza para la coherencia inter e intrahemisférica, utilizando las bandas especiales sugeridas del análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1, 2, 3 y Vigilia).

	Interhemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Comp1	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..
Comp3	0.001		..	0.001		..	0.001		..
Comp2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001		..

	Intrahemisférica								
	Etapa 2			Etapa4			Paradójico		
	A	B	A*B	A	B	A*B	A	B	A*B
Comp1	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.002		..
Comp3	0.001		..	0.001		..	0.001	0.001	..
Comp2	0.001	0.001	..	0.001	0.001	..	0.001		..

## V. COMPARACION ENTRE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LA CORRELACION Y LA COHERENCIA

### 1. Señales generadas matemáticamente

Se llevó a cabo el cálculo de la correlación y la coherencia para ocho diferentes pares de señales a lo largo de 4 segmentos. A continuación se indica la manera en que se llevaron a cabo los cálculos y las principales diferencias en los resultados.

Como primer paso se tienen ocho pares de señales de 2 Hz ilustradas en la figura 7. Cada par consta de 4 segmentos (segmentos 1,2,3,4) de señales de 128 puntos (muestras). En la figura se muestra el resultado de la correlación instantánea ( $r$ ) para cada par de segmentos así como el valor de la coherencia (Coh) y el valor de la correlación promedio ( $r_m$ ) entre cada par de señales (A,B,C,D,E,F,G,H) en cada segmento:

A) en el primer segmento las dos señales tienen la misma fase pero diferente amplitud, la señal 2 es del triple de amplitud que la primera (3 y 9 unidades respectivamente); el valor de  $r$  es 1, el de Coh es 1 y el de  $r_m$  es 1. Esto se conserva a lo largo de los cuatro segmentos. Puede verse claramente que si se conserva la relación de fase y de amplitud entre las dos señales, a lo largo de los 4 segmentos, no cambian los valores de la correlación ni los de la coherencia.

B) en el primer segmento la segunda señal está desfasada un cuarto de onda ( $90^\circ$ ) con respecto a la primera y las dos señales son de la misma amplitud (3 unidades); el valor de  $r$  es 0, el de Coh es 1 y el de  $r_m$  es 0. La relación entre las señales y los resultados se conservan a lo largo de los cuatro segmentos (las dos señales conservan la misma amplitud y relación de fase). Se observa que aunque la correlación es cero a lo largo de los cuatro



segmentos, el valor de la coherencia se conserva en uno ya que no se ha alterado la relación de fase.

C) en el primer segmento la segunda señal está desfasada un cuarto de onda ( $90^\circ$ ) con respecto a la primera y es del triple de amplitud con respecto a esta (3 y 9 unidades respectivamente); el valor de  $r$  es 0, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 0. La relación y los resultados se conservan a lo largo de los cuatro segmentos. Nuevamente, el valor de la correlación es cero a lo largo de los cuatro segmentos y el de la coherencia se mantiene en 1.0, ya que no se altera la relación de amplitud (1 a 3 en los 4 segmentos).

D) en el primer segmento las dos señales tienen la misma fase y amplitud, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. En el segundo segmento la segunda señal tiene el triple de amplitud respecto a la primera (3 y 9 unidades respectivamente) conservándose la relación de fase del primer segmento, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 0.8 y el de  $r_m$  es 1. El tercer segmento es igual al primer segmento, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 0.75 y el de  $r_m$  es 1. El cuarto segmento es igual al segundo, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 0.8 y el de  $r_m$  es 1. El valor de la correlación se mantiene constante a lo largo de los 4 segmentos, pero el de la coherencia cambia a partir del segundo ya que se altera la relación de amplitud (en el primero y tercer segmento es de 1 a 1, y en los segmentos segundo y cuarto es de 1 a 3).

E) en el primer segmento las dos señales tienen la misma fase y amplitud, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. En el segundo segmento la segunda señal tiene un desfase de un cuarto de onda ( $90^\circ$ ) con respecto a la primera conservándose la misma amplitud del primer segmento (3 unidades), el valor de  $r$  es 0, el de  $Coh$  es 0.5 y el de  $r_m$  es 0.5. El tercer segmento es igual al primer segmento, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 0.55 y el de  $r_m$  es 0.66. El cuarto segmento es igual al segundo, el valor de  $r$  es 0, el de  $Coh$  es 0.5 y el de  $r_m$  es 0.5. En los segmentos 1 y 3 la correlación es de 1.0, pero en los segmentos 2 y 4 es de cero ya que la segunda señal se encuentra desfasada un cuarto de onda con

respecto a la primera. La coherencia también es afectada por la inestabilidad en la relación de fase por lo que su valor de 1.0 en el primer segmento se ve afectado (disminuye) a partir del segundo segmento.

F) en el primer segmento las dos señales tienen la misma amplitud y fase, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. En el segundo segmento la segunda señal tiene un desfase de un cuarto de onda ( $90^\circ$ ) y el triple de amplitud con respecto a la primera (3 y 9 unidades, respectivamente), el valor de  $r$  es 0, el de  $Coh$  es 0.5 y el de  $r_m$  es 0.5. El tercer segmento es igual al primer segmento, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 0.39 y el de  $r_m$  es 0.66. El cuarto segmento es igual al segundo, el valor de  $r$  es 0, el de  $Coh$  es 0.5 y el de  $r_m$  es 0.5. En los segmentos 1 y 3 la correlación es de 1.0, pero en los segmentos 2 y 4 es de cero ya que la segunda señal se encuentra desfasada un cuarto de onda con respecto a la primera. La coherencia es afectada tanto por la inestabilidad en la relación de fase como por la de la amplitud, por lo que su valor de 1.0 en el primer segmento se ve afectado (disminuido) a partir del segundo segmento.

G) en el primer segmento las dos señales tienen la misma amplitud y fase, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. En el segundo segmento las dos señales aumentan de amplitud al triple del primer segmento (9 unidades) conservando la misma fase, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. El tercer segmento es igual al primer segmento, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. El cuarto segmento es igual al segundo, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. Se observa que ni la correlación ni la coherencia son afectadas por el cambio de amplitud de los segmentos 2 y 4 respecto a los 1 y 3, esto es debido a que no se altera ni la relación de fase ni la de amplitud entre las dos señales a lo largo de los segmentos.

H) en el primer segmento las dos señales tienen la misma amplitud y fase, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. En el segundo segmento las dos señales tienen un

**desfasamiento de un cuarto de onda con respecto al primer segmento ( $90^\circ$ ), no cambiando de amplitud, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. El tercer segmento es igual al primer segmento, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. El cuarto segmento es igual al segundo, el valor de  $r$  es 1, el de  $Coh$  es 1 y el de  $r_m$  es 1. Nuevamente ni la correlación ni la coherencia son afectadas por el cambio en la relación de fase de los segmentos 2 y 4 respecto a los 1 y 3, porque no se altera ni la relación de fase ni la de amplitud entre las dos señales en cada segmento.**

**Los valores de los autoespectros y espectros cruzados para la obtención de la correlación y la coherencia de estas señales se presentan en las tablas 10 y 11.**

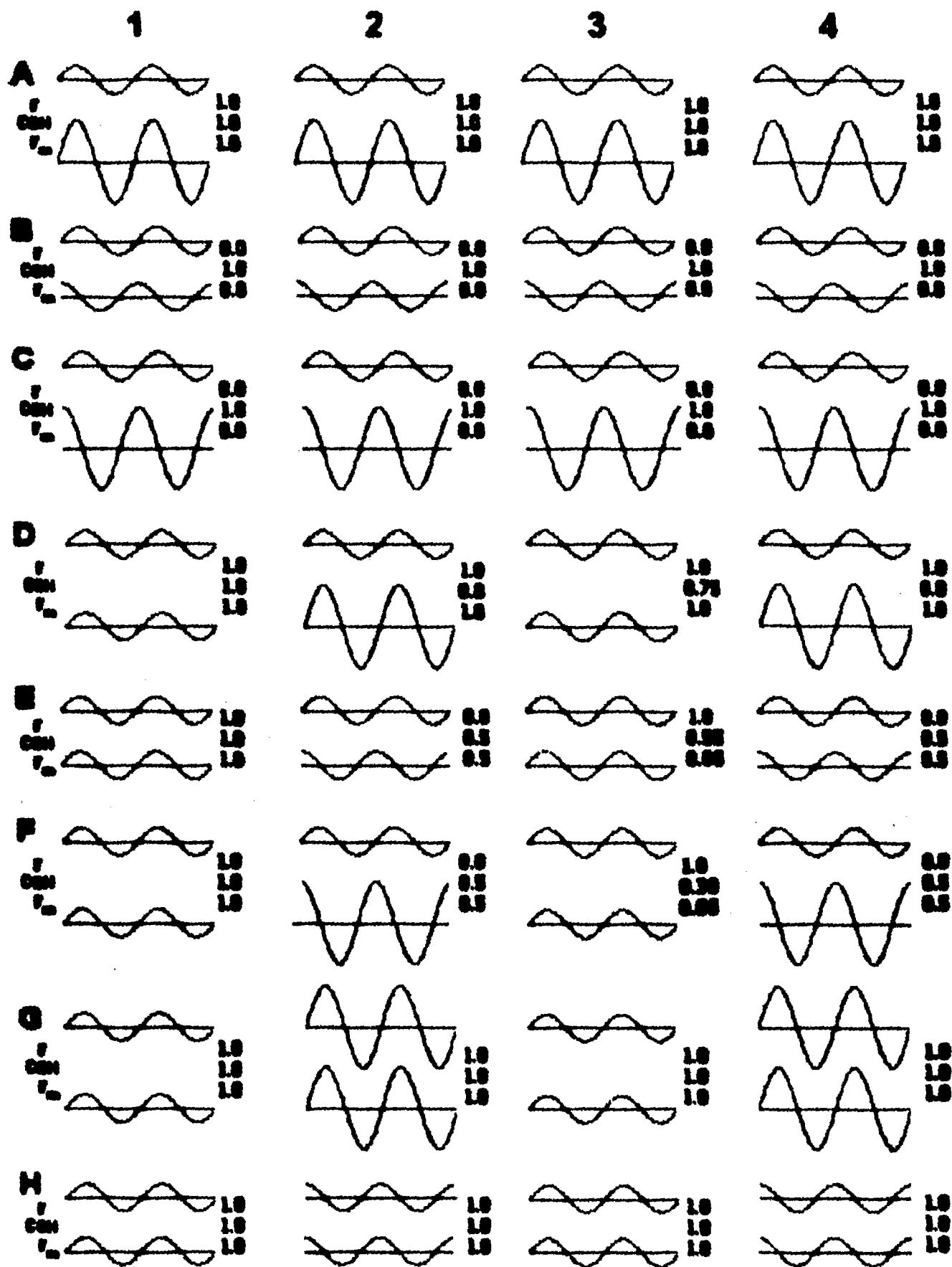


Figura 7. Se ilustra gráficamente el cálculo de la correlación y de la coherencia entre dos señales en 8 diferentes condiciones (A,B,C,D,E,F,G,H). Las señales son senoidales generadas matemáticamente en 4 diferentes segmentos. En cada segmento de las diferentes señales se muestran numéricamente los valores de la correlación instantánea ( $r$ ), de la coherencia (Coh) y de la correlación promedio ( $r_m$ ).

**Tabla 10**

Se muestran los valores de la correlación y de los espectros instantáneos para cada pareja de señales a lo largo de los cuatro segmentos. Los autoespectros de las dos señales están contenidos en las columnas  $S_{AA}$  y  $S_{BB}$ ; la parte real del espectro cruzado está contenido en la columna  $S_{ABreal}$  (para calcular la correlación no se emplea la parte imaginaria); la columna  $r$  contiene a la correlación instantánea entre las dos señales en cada segmento;  $r_m$  es la columna que contiene a la correlación promedio entre las dos señales; las dos últimas columnas hacen referencia a las diferentes señales y al número del segmento.

$S_{ABreal}$	$S_{AA}$	$S_{BB}$	$r$	$r_m$	señales	segm
110592	36864	331776	1.0	1.0	A1 A2	1
110592	36864	331776	1.0	1.0	A1 A2	2
110592	36864	331776	1.0	1.0	A1 A2	3
110592	36864	331776	1.0	1.0	A1 A2	4
0.0	36864	36864	0.0	0.0	B1 B2	1
0.0	36864	36864	0.0	0.0	B1 B2	2
0.0	36864	36864	0.0	0.0	B1 B2	3
0.0	36864	36864	0.0	0.0	B1 B2	4
0.0	36864	331776	0.0	0.0	C1 C2	1
0.0	36864	331776	0.0	0.0	C1 C2	2
0.0	36864	331776	0.0	0.0	C1 C2	3
0.0	36864	331776	0.0	0.0	C1 C2	4
36864	36864	36864	1.0	1.0	D1 D2	1
110592	36864	331776	1.0	1.0	D1 D2	2
36864	36864	36864	1.0	1.0	D1 D2	3
110592	36864	331776	1.0	1.0	D1 D2	4
36864	36864	36864	1.0	1.0	E1 E2	1
0.0	36864	36864	0.0	0.5	E1 E2	2
36864	36864	36864	1.0	0.6667	E1 E2	3
0.0	36864	36864	0.0	0.5	E1 E2	4
36864	36864	36864	1.0	1.0	F1 F2	1
0.0	36864	331776	0.0	0.5	F1 F2	2
36864	36864	36864	1.0	0.6667	F1 F2	3
0.0	36864	331776	0.0	0.5	F1 F2	4
36864	36864	36864	1.0	1.0	G1 G2	1
331776	331776	331776	1.0	1.0	G1 G2	2
36864	36864	36864	1.0	1.0	G1 G2	3
331776	331776	331776	1.0	1.0	G1 G2	4
36864	36864	36864	1.0	1.0	H1 H2	1
36864	36864	36864	1.0	1.0	H1 H2	2
36864	36864	36864	1.0	1.0	H1 H2	3
36864	36864	36864	1.0	1.0	H1 H2	4

**Tabla 11**

Se muestran los valores de la coherencia y de los espectros promedio para cada pareja de señales a lo largo de los cuatro segmentos. Los autospectros de las dos señales están contenidos en las columnas  $S_{AA}$  y  $S_{BB}$ ; la parte real del espectro cruzado esta contenido en la columna  $S_{ABreal}$  y la parte imaginaria en  $S_{ABimag}$ ; la columna Coh contiene a la coherencia entre las dos señales en cada segmento; las dos últimas columnas hacen referencia a las diferentes señales y al número del segmento.

$S_{ABreal}$	$S_{ABimag}$	$S_{AA}$	$S_{BB}$	Coh	señales	segm
110592	0.0	36864	331776	1.0	A1 A2	1
221184	0.0	73728	663552	1.0	A1 A2	2
331776	0.0	110592	995328	1.0	A1 A2	3
442368	0.0	147456	1327104	1.0	A1 A2	4
0.0	36864	36864	36864	1.0	B1 B2	1
0.0	73728	73728	73728	1.0	B1 B2	2
0.0	110592	110592	110592	1.0	B1 B2	3
0.0	147456	147456	147456	1.0	B1 B2	4
0.0	110592	36864	331776	1.0	C1 C2	1
0.0	221184	73728	663552	1.0	C1 C2	2
0.0	331776	110592	995328	1.0	C1 C2	3
0.0	442368	147456	1327104	1.0	C1 C2	4
36864	0.0	36864	36864	1.0	D1 D2	1
147456	0.0	73728	368641	0.8	D1 D2	2
184320	0.0	110592	405505	0.7576	D1 D2	3
294912	0.0	147456	737282	0.8	D1 D2	4
36864	0.0	36864	36864	1.0	E1 E2	1
36864	36864	73728	73728	0.5	E1 E2	2
73728	36864	110592	110592	0.5556	E1 E2	3
73728	73728	147456	147456	0.5	E1 E2	4
36864	0.0	36864	36864	1.0	F1 F2	1
36864	110592	73728	368641	0.5	F1 F2	2
73728	110592	110592	405505	0.3939	F1 F2	3
73728	221184	147456	737282	0.5	F1 F2	4
36864	0.0	36864	36864	1.0	G1 G2	1
368641	0.0	368641	368641	1.0	G1 G2	2
405505	0.0	405505	405505	1.0	G1 G2	3
737282	0.0	737282	737282	1.0	G1 G2	4
36864	0.0	36864	36864	1.0	H1 H2	1
73728	0.0	73728	73728	1.0	H1 H2	2
110592	0.0	110592	110592	1.0	H1 H2	3
147456	0.0	147456	147456	1.0	H1 H2	4

## 2. Ejemplo numérico para calcular la correlación y la coherencia.

Para este ejemplo se emplearán los datos del cuarto par de señales (D) contenidos en las tablas 10 y 11. Estas tablas están formadas por todos los resultados de los procedimientos para calcular el coeficiente de correlación puntual de Pearson y la coherencia a partir de los espectros obtenidos con la Transformada de Fourier. La amplitud de la primera señal D a lo largo de los cuatro segmentos y de la segunda señal en el primero y tercer segmento es de 3 unidades (por lo que su valor mínimo es de -3 y el máximo es de 3 siguiendo la secuencia de una función senoidal), la segunda señal en el segundo y cuarto segmentos es de 9 unidades (por lo que su valor mínimo es de -9 y el máximo es de 9 siguiendo la secuencia de una función senoidal).

La correlación entre las dos señales en cada segmento tiene un valor de 1.0 (y por lo tanto la correlación promedio  $r_m$ , al final de los 4 segmentos tiene un valor de 1.0) ya que las señales están en fase, sin embargo se calculará empleando el algoritmo antes descrito para la función de correlación.

Recordemos que la fórmula de la coherencia es:

$$\text{Coh}(x) = |S_{AB}(x)|^2 / (S_{AA}(x)S_{BB}(x))$$

donde  $|S_{AB}(x)|^2 = S_{AB\text{real}}^2 + S_{AB\text{imag}}^2$

y la de la correlación es:

$$r(x) = S_{AB\text{real}}(x) / \text{SQRT}\{S_{AA}(x)S_{BB}(x)\}$$

donde  $S_{AB\text{real}}(x)$  = la parte real del espectro cruzado entre A y B en la frecuencia x en este ejemplo x corresponde a 2 Hertz (la única frecuencia que contiene nuestra señal generada).

**a). Primer segmento**

Los espectros instantáneos para el primer segmento de las señales (D) son:

$$\begin{aligned} F_{D1} &= 36864 && \text{Autoespectro de la primera señal} \\ F_{D2} &= 36864 && \text{Autoespectro de la segunda señal} \\ F_{D1,2} &= 36864 + 0i && \text{Espectro cruzado entre las dos señales (número complejo)} \end{aligned}$$

Quedando la correlación para el primer segmento como:

$$r = 36864 / \text{SQRT}(36864 * 36864) = 36864 / 36864 = 1.0$$

donde 36864 es  $S_{AB\text{real}}$  y  $\text{SQRT}(36864 * 36864)$  es  $\text{SQRT}\{S_{AA} S_{BB}\}$

para el primer segmento los espectros promedio son:

$$\begin{aligned} S_{AA} &= 36864 && \text{promedio de } F_{D1} \\ S_{BB} &= 36864 && \text{promedio de } F_{D2} \\ S_{AB} &= 36864 + 0i && \text{(número complejo) promedio de } F_{D1,2} \end{aligned}$$

la coherencia para el primer segmento es:

$$\text{Coh} = (36864^2 + 0^2) / (36864 * 36864) = 36864 / 36864 = 1.0$$

donde  $(36864^2 + 0^2)$  es  $|S_{AB}|^2$  y  $(36864 * 36864)$  es  $S_{AA} S_{BB}$

**b). Segundo segmento**

para este segmento los espectros instantáneos son:

$$\begin{aligned} F_{D1} &= 36864 && \text{Autoespectro de la primera señal} \\ F_{D2} &= 331776 && \text{Autoespectro de la segunda señal} \\ F_{D1,2} &= 110592 + 0i && \text{Espectro cruzado entre las dos señales (número complejo)} \end{aligned}$$



**Quedando la correlación para el segundo segmento como:**

$$r = 110592 / \text{SQRT}(36864 * 331776) = 110592 / 110592 = 1.0$$

**donde 110592 es  $S_{ABreal}$  y  $\text{SQRT}(36864 * 331776)$  es  $\text{SQRT}\{S_{AA} S_{BB}\}$**

**para el segundo segmento los espectros promedio son:**

$$S_{AA} = 73728 \quad \text{promedio de } F_{D1}$$

$$S_{BB} = 368641 \quad \text{promedio de } F_{D2}$$

$$S_{AB} = 147456 + 0i \quad (\text{número complejo}) \quad \text{promedio de } F_{D1,2}$$

**la coherencia para el segundo segmento es:**

$$\text{Coh} = (147456^2 + 0^2) / (73728 * 368641) = 0.8$$

**donde  $(147456^2 + 0^2)$  es  $|S_{AB}|^2$  y  $(73728 * 368641)$  es  $S_{AA} S_{BB}$**

**c). Tercer segmento**

**para el tercer segmento los espectros instantáneos son:**

$$F_{D1} = 36864 \quad \text{Autoespectro de la primera señal}$$

$$F_{D2} = 36864 \quad \text{Autoespectro de la segunda señal}$$

$$F_{D1,2} = 36864 + 0i \quad \text{Espectro cruzado entre las dos señales (número complejo)}$$

**Quedando la correlación para el tercer segmento como:**

$$r = 36864 / \text{SQRT}(36864 * 36864) = 36864 / 36864 = 1.0$$

**donde 36864 es  $S_{ABreal}$  y  $\text{SQRT}(36864 * 36864)$  es  $\text{SQRT}\{S_{AA} S_{BB}\}$**

**para el tercer segmento los espectros promedio son:**

$$S_{AA} = 110592 \quad \text{promedio de } F_{D1}$$

$$S_{BB} = 405505 \quad \text{promedio de } F_{D2}$$

$$S_{AB} = 184320 + 0i \quad (\text{número complejo}) \quad \text{promedio de } F_{D1,2}$$

la coherencia para el tercer segmento es:

$$\text{Coh} = (184320^2 + 0^2) / (110592 * 405505) = 0.7576$$

donde  $(184320 + 0^2)$  es  $|S_{AB}|^2$  y  $(110592 * 405505)$  es  $S_{AA} S_{BB}$

d). Cuarto segmento

para este segmento los espectros instantáneos son:

$$F_{D1} = 36864 \quad \text{Autoespectro de la primera señal}$$

$$F_{D2} = 331776 \quad \text{Autoespectro de la segunda señal}$$

$$F_{D1,2} = 110592 + 0i \quad \text{Espectro cruzado entre las dos señales (número complejo)}$$

Quedando la correlación para el cuarto segmento como:

$$r = 110592 / \text{SQRT}(36864 * 331776) = 110592 / 110592 = 1.0$$

donde 110592 es  $S_{AB\text{real}}$  y  $\text{SQRT}(36864 * 331776)$  es  $\text{SQRT}\{S_{AA} S_{BB}\}$

para el cuarto segmento los espectros promedio son:

$$S_{AA} = 147456 \quad \text{promedio de } F_{D1}$$

$$S_{BB} = 737282 \quad \text{promedio de } F_{D2}$$

$$S_{AB} = 294912 + 0i \quad (\text{número complejo}) \quad \text{promedio de } F_{D1,2}$$

la coherencia para el cuarto segmento es:

$$\text{Coh} = (294912^2 + 0^2) / (147456 * 737282) = 0.8$$

donde  $(294912 + 0^2)$  es  $|S_{AB}|^2$  y  $(147456 * 737282)$  es  $S_{AA} S_{BB}$

$$S_{BB} = 405505 \quad \text{promedio de } F_{D2}$$

$$S_{AB} = 184320 + 0i \quad (\text{número complejo}) \quad \text{promedio de } F_{D1,2}$$

la coherencia para el tercer segmento es:

$$\text{Coh} = (184320^2 + 0^2) / (110592 * 405505) = 0.7576$$

donde  $(184320 + 0^2)$  es  $|S_{AB}|^2$  y  $(110592 * 405505)$  es  $S_{AA} S_{BB}$

d). Cuarto segmento

para este segmento los espectros instantáneos son:

$$F_{D1} = 36864 \quad \text{Autoespectro de la primera señal}$$

$$F_{D2} = 331776 \quad \text{Autoespectro de la segunda señal}$$

$$F_{D1,2} = 110592 + 0i \quad \text{Espectro cruzado entre las dos señales (número complejo)}$$

Quedando la correlación para el cuarto segmento como:

$$r = 110592 / \text{SQRT}(36864 * 331776) = 110592 / 110592 = 1.0$$

donde 110592 es  $S_{AB\text{real}}$  y  $\text{SQRT}(36864 * 331776)$  es  $\text{SQRT}(S_{AA} S_{BB})$

para el cuarto segmento los espectros promedio son:

$$S_{AA} = 147456 \quad \text{promedio de } F_{D1}$$

$$S_{BB} = 737282 \quad \text{promedio de } F_{D2}$$

$$S_{AB} = 294912 + 0i \quad (\text{número complejo}) \quad \text{promedio de } F_{D1,2}$$

la coherencia para el cuarto segmento es:

$$\text{Coh} = (294912^2 + 0^2) / (147456 * 737282) = 0.8$$

donde  $(294912 + 0^2)$  es  $|S_{AB}|^2$  y  $(147456 * 737282)$  es  $S_{AA} S_{BB}$

**De todo lo anterior podemos concluir que:**

**a) la correlación solamente es afectada por los cambios en la relación de fase entre las señales, y siempre nos indica el signo de la relación (valores entre -1.0 y +1.0).**

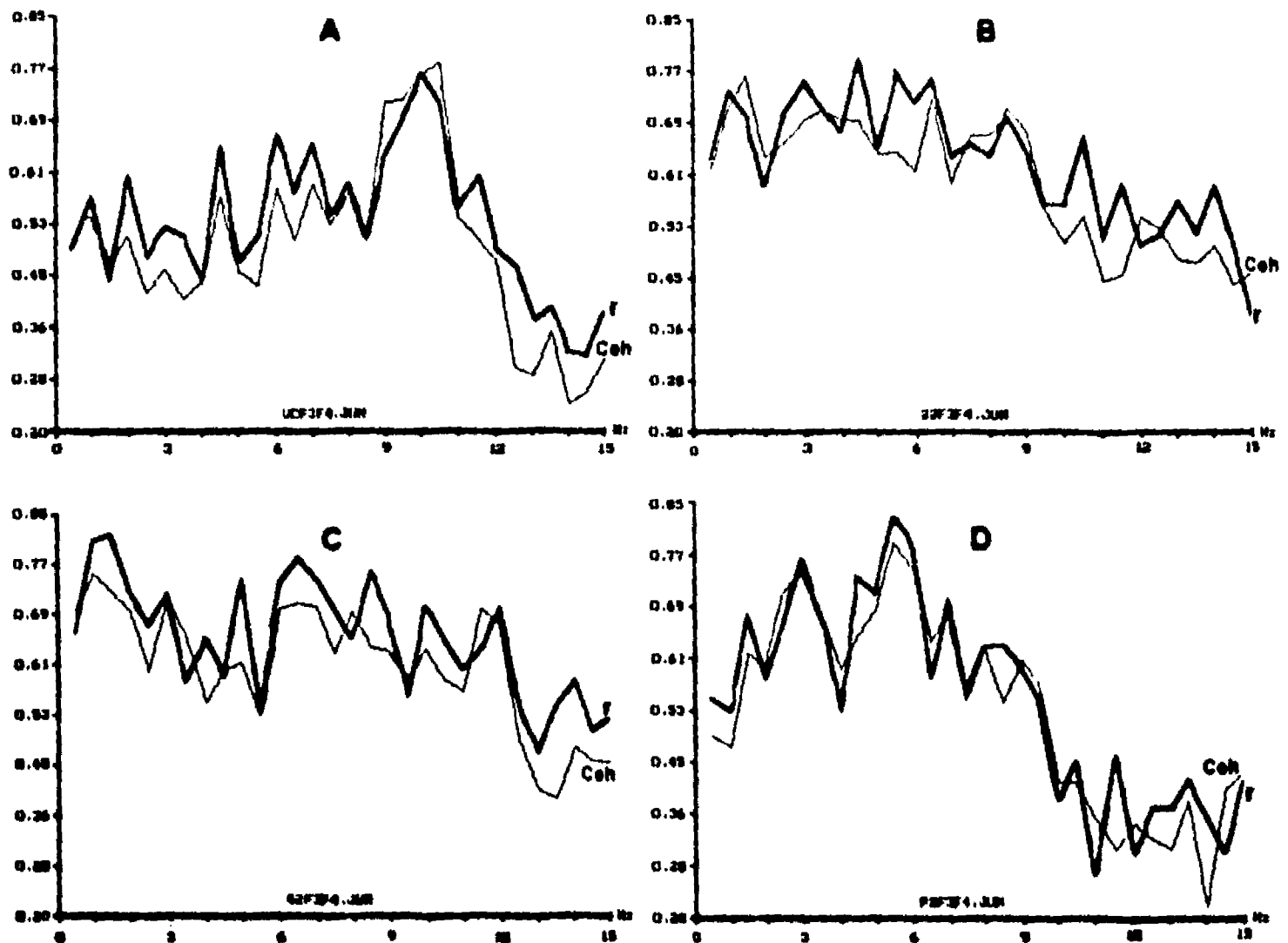
**b) la coherencia es afectada tanto por los cambios en la relación de fase como por los cambios en la relación de amplitud entre las señales, y no nos indica la relación de fase (sus valores oscilan entre 0.0 y +1.0).**

**c) es posible calcular la correlación entre dos señales en un solo par de segmentos, pero el valor de la coherencia siempre es 1.0 en ese mismo par de señales sin importar la relación de amplitud o de fase que presenten.**

### **3. Señales de EEG.**

**Con el fin de comparar los resultados entre la  $r$  y la Coh con señales reales de EEG se calculó la correlación puntual de Pearson entre los dos espectros.**

**La figura 8 permite comparar gráficamente los espectros de correlación (promedio) y de coherencia (F3 contra F4) de un sujeto en cuatro diferentes condiciones del experimento (vigilia; etapas 2, 4 y sueño paradójico del segundo ciclo).**



**Figura 8** Se muestra gráficamente la comparación de los espectros de correlación y de coherencia intrahemisférica (F3 contra F4) en cuatro condiciones: vigilia con ojos cerrados (A), etapa 2 (B), etapa 4 (C), y sueño paradójico (D) del segundo ciclo de sueño.

En las tablas 12 y 13 se muestran las correlaciones entre ambos espectros, inter e intrahemisféricos respectivamente, para todas las condiciones y derivaciones. Se observa que, tanto en las etapas como en las derivaciones el porcentaje de covarianza entre los dos espectros está por arriba del 82%. Los menores valores de covarianza se encontraron en el sueño paradójico del tercer ciclo y en las derivaciones temporales en todas las etapas.

**Tabla 12**

**Correlación entre el espectro de correlación ( $r$  interhemisférica) y el de coherencia (Coh interhemisférica) para las tres derivaciones, las tres etapas del sueño de los tres ciclos y la vigilia.**

---

Etapas	derivaciones		
	F3-F4	C3-C4	T3-T4
	$r$	$r$	$r$
E21	0.94	0.93	0.87
E22	0.95	0.95	0.85
E23	0.90	0.92	0.90
E41	0.96	0.96	0.87
E42	0.95	0.96	0.88
E43	0.93	0.91	0.89
SP1	0.93	0.91	0.86
SP2	0.90	0.91	0.85
SP3	0.88	0.85	0.82
Vigilia	0.93	0.93	0.91

**Tabla 13**

**Correlación entre el espectro de correlación ( $r$  intrahemisférica) y el de coherencia (Coh intrahemisférica) para las derivaciones, las tres etapas del sueño de los tres ciclos y la vigilia.**

---

Etapas	derivaciones					
	F3-C3	F3-T3	C3-T3	F4-C4	F4-T4	C4-T4
	$r$	$r$	$r$	$r$	$r$	$r$
E21	0.74	0.75	0.72	0.85	0.83	0.83
E22	0.74	0.77	0.68	0.73	0.79	0.88
E23	0.79	0.67	0.80	0.59	0.83	0.64
E41	0.65	0.67	0.75	0.82	0.82	0.84
E42	0.63	0.73	0.77	0.87	0.82	0.88
E43	0.85	0.78	0.84	0.76	0.79	0.70
SP1	0.75	0.79	0.58	0.72	0.76	0.66
SP2	0.67	0.80	0.60	0.64	0.68	0.46
SP3	0.51	0.44	0.78	0.57	0.68	0.70
Vigilia	0.81	0.80	0.88	0.73	0.82	0.89

## **VI. DISCUSION Y CONCLUSIONES**

**A partir del cálculo de la correlación a través de la Transformada Rápida de Fourier se ha logrado igualar el tiempo de cálculo de un espectro de correlaciones al de un espectro de coherencias, con lo cual las grandes ventajas de emplear un índice más comprensible por la mayoría de los investigadores ha quedado a su alcance.**

**Los análisis de las señales EEG en el dominio de las frecuencias siempre son más complejos, de entender al menos, que los análisis en el dominio del tiempo. Al estar la correlación definida en el dominio del tiempo es más fácil de comprender el significado de un espectro de correlaciones (comparado con un espectro de coherencias por ejemplo).**

**Ambos índices (la correlación y la coherencia) nos sirven para calcular el grado de relación lineal entre dos señales, pero mientras que la coherencia es afectada por los cambios en la relación de fase y por los cambios en la relación de amplitud de las señales, la correlación solamente es afectada por los cambios en la relación de fase.**

**Por otro lado se tiene que siempre que se calcule la coherencia entre dos señales será necesario hacerlo para varios segmentos, ya que entre un solo segmento de señales el resultado será igual a la unidad (1.0); mientras que sí es posible calcular la correlación entre un solo segmento de cada señal.**

**Al haber calculado un índice de correlación entre los espectros de correlación y los de coherencia y haber encontrado que las correlaciones entre ambos son bastante altas (casi siempre arriba de 0.8) concluimos que para el presente trabajo y para la mayoría de los trabajos que involucren el registro de la actividad espontánea EEG en sujetos normales, tanto en vigilia como durante el sueño, la información obtenida a través del empleo de la**

**correlación es al menos tan potente como la que obtendríamos empleando a la coherencia, y los resultados son similares.**

**Siendo la correlación una medida que nos indica el signo de la relación de fase entre un par de señales consideramos que es un índice mucho más potente que el de la coherencia en las aplicaciones al análisis del EEG.**

**Antes del presente trabajo no hemos encontrado ningún reporte en el que se hayan empleado los espectros de correlación, ya se han expuesto en capítulos anteriores las posibles razones por las cuales se ha preferido analizar los espectros de coherencia. Habiendo demostrado que los espectros de correlación brindan, al menos, la misma información que los de coherencia (si dejamos de lado la gran ventaja de contar con el signo de la relación de fase) tenemos que los resultados obtenidos en diferentes investigaciones son comparables.**

**Los resultados obtenidos a partir de la aplicación de los análisis de correlación y coherencia a la investigación sobre sueño indican que las diferencias entre la correlación y la coherencia son muy pocas.**

**Se pudo observar que tanto la  $r$  como la coh inter e intrahemisféricas fueron mayores durante las etapas de ondas lentas en comparación con la vigilia y en el caso del sueño paradójico esto fue cierto para la  $r$  y la Coh interhemisféricas. Estos datos concuerdan con lo descrito por otros autores quiénes han utilizado la coherencia para medir las relaciones funcionales entre áreas cerebrales durante el sueño (Dumermuth y cols., 1972; 1981; Corsi-Cabrera, 1989a).**

**Un nivel alto de correlación o coherencia entre dos sitios, como se ha mencionado, se ha considerado que refleja una diferenciación funcional menor entre ellos. El incremento de**



**la correlación entre áreas corticales sugiere que durante el sueño lento hay menor diferenciación funcional tanto entre áreas homólogas de los hemisferios como entre diferentes zonas del mismo hemisferio cerebral, mientras que durante el sueño paradójico sólo la diferenciación hemisférica está decrementada y la intrahemisférica se conserva o incluso se incrementa. Estas diferencias encontradas en relación a las etapas del sueño pueden ser importantes para comprender los cambios que se dan en la actividad mental durante estas etapas, así como su importancia fisiológica.**

**El hecho de que se haya encontrado que la correlación interhemisférica se ve decrementada por los efectos de la privación del sueño, nos indica que el incremento de la correlación durante el sueño, tiene efectos sobre la vigilia posterior, e incluso se ha planteado que el nivel de correlación puede funcionar como un indicador de la eficiencia del sueño (Corsi y cols., 1989a; 1989c; 1992).**

**Por otra parte, en relación a los resultados encontrados al analizar los cambios en la  $r$  y la  $Coh$  a lo largo de una noche de sueño, se observa que los tres ciclos evaluados presentan un patrón similar, con valores mayores durante el sueño en comparación con la vigilia. Sin embargo, sí se encontraron algunas diferencias de un ciclo a otro. La  $r$  y la  $Coh$  intrahemisféricas en las frecuencias lentas durante las etapas 2 y 4 de sueño y las frecuencias lentas de la interhemisférica durante el sueño paradójico, gradualmente decrecen del primero al tercer ciclo ya no mostrando diferencias significativas entre sueño y vigilia en el tercer ciclo y aproximándose a los valores de la vigilia. Los cambios en la  $r$  inter e intrahemisférica en las frecuencias lentas puede estar relacionado con la intensidad del sueño, que se incrementa a lo largo de los ciclos sucesivos de sueño.**

**Al realizar el análisis por cada 0.5 Hz y someter los datos al análisis de componentes principales se puede observar una agrupación de frecuencias que no corresponde completamente al de las bandas tradicionales. En el caso de la correlación el primer**

**componente agrupa frecuencias entre 1.5 y 6.5 Hz que correspondería a delta y las frecuencias lentas de theta, el segundo componente incluye frecuencias entre 11 y 15 Hz que incluye a alfa rápida y beta y el tercer componente entre 7 y 10.5 Hz correspondería a frecuencias rápidas de theta y lentas de alfa. En el caso de la coherencia se obtuvieron agrupaciones muy similares a la correlación (componente 1: 1.5-6.5 Hz; componente 2: 11.5- 15 Hz y; componente 3: 7-11 Hz). Los análisis por bandas anchas de frecuencia no son tan confiables, puesto que se ha visto que no se comportan de la misma forma las frecuencias lentas y rápidas dentro de una misma banda. Sin embargo, el análisis por frecuencia multiplicaría el número de datos a procesar lo cual tiene dificultades estadísticas y de comprensión. Una opción para llevar a cabo este tipo de análisis es someter estos datos a un análisis que agrupe las frecuencias, como lo es el de componentes principales. Esto permite que la definición de las bandas no sea *a priori*, sino dependiendo del estado o función en estudio y de las características de los sujetos. En este caso, en relación al sueño las frecuencias se agruparon de esta forma, pero tal vez, esto cambie si se mide la correlación o la potencia durante el procesamiento de información.**

**En relación al análisis de componentes principales, cabe mencionar que para que sean del todo confiables deben ser realizados con un grupo numeroso de sujetos. En el presente análisis solamente se emplearon los datos de 9 sujetos, por lo que sería recomendable que si se decide emplear en otros experimentos el análisis de los CP a los datos en el dominio de la frecuencia (los espectros de correlación aquí presentados) se trate de incrementar el número de sujetos.**

**Resumiendo, podemos concluir que los análisis a partir de correlaciones o de coherencias no presentan diferencias de fondo, pero cabe comentar que mientras que la coherencia es afectada tanto por los cambios de fase como por los cambios en la relación de amplitud, la correlación solamente es afectada por los cambios de fase. Y es una de las posibles razones por las que no se encuentren diferencias entre los dos análisis con sujetos normales, ya que**

en éstos las regiones contralaterales no presentan cambios bruscos en su relación de amplitud, y los cambios de relación se dan solamente en la fase. Esto hace que tanto la correlación como la coherencia en estos sujetos sea afectada solamente por dichos cambios de fase, y por lo tanto dan resultados similares.

La elaboración de nuevos algoritmos matemáticos que permitan analizar señales EEG de una manera más eficiente no es una tarea sencilla porque los expertos en el área, casi siempre ingenieros involucrados con Teoría de Comunicaciones, están más interesados en las aplicaciones a otros campos, como por ejemplo la búsqueda de yacimientos de petróleo y minerales, las comunicaciones entre estaciones terrestres y satélites artificiales etc. De tal manera, que los investigadores del área de las Neurociencias han tenido que adaptar tales técnicas desarrolladas en otras áreas al procesamiento de las señales bioeléctricas (incluidas las señales EEG).

En este trabajo se ha presentado la adaptación de algoritmos ya existentes, como son la Transformada de Fourier y la fórmula de la correlación de Pearson, para crear un nuevo algoritmo que permite calcular la correlación puntual en tiempo cero entre dos señales, en cada una de las frecuencias en que pueden ser descompuestas dichas señales. Con lo cual obtenemos todo un espectro de correlaciones entre dos señales, similar al espectro de coherencia que también puede obtenerse entre esas señales.

Con base en el algoritmo desarrollado, se han elaborado dos programas de computadora (en el lenguaje Pascal); el primero de ellos es POTENCOR el cual permite calcular la potencia relativa, la potencia absoluta, y la correlación entre dos señales EEG en bandas de frecuencias; el segundo programa en que se ha aplicado es CORCOH, el cual fue desarrollado especialmente para el presente trabajo y realiza el cálculo de los espectros de correlación y coherencia entre dos señales EEG. Ambos programas se están aplicando en el

**análisis de las señales generadas por otros experimentos de nuestro laboratorio, y serán distribuidos a otros laboratorios de investigación que ya están interesados en adquirirlos.**

**Una de las grandes ventajas de los programas POTENCOR y CORCOH es que presentan los resultados en forma tal que es posible manejarlos directamente tanto con programas que complementan el análisis y que también han sido realizados en nuestro laboratorio, *exprofeso* para procesar señales EEG, como con programas de uso comercial (por ejemplo con EXCELL). Esta preparación de los resultados finales es muy importante ya que un gran porcentaje de los errores que se pueden cometer con los datos de un experimento se da en la transcripción de ellos, para ser procesados (sin contar con el tiempo que toma dicha transcripción).**

**En el presente trabajo después de haber aplicado el programa CORCOH para calcular los espectros de correlación y de coherencia, de haber aplicado el método de componentes principales para obtener unas nuevas bandas de EEG, y de haber aplicado el análisis de varianza para comparar los resultados de este análisis tanto a las bandas tradicionales como a las nuevas bandas, en un experimento real de análisis de señales EEG, podemos concluir que:**

**a). Es posible calcular el espectro de correlación en un lapso de tiempo similar al que toma calcular el espectro de coherencia. Y por lo tanto ya no existe la justificación de que es más fácil calcular el espectro de coherencia.**

**b). Los espectros de correlación y de coherencias son muy similares (tablas 12 y 13), al menos para sujetos normales. Desde luego que al estar la coherencia influenciada fuertemente por los cambios en la relación de amplitudes, es posible que en sujetos con alguna anomalía en su funcionamiento cerebral (la presencia de focos de actividad**

**unilateral por ejemplo) los resultados de la correlación y de la coherencia fueran muy diferentes.**

**c). La similitud entre los espectros de correlación y de coherencia se ve remarcada al no encontrarse grandes diferencias en los análisis de varianza utilizando uno u otro espectro. Tanto con bandas tradicionales como con bandas especiales. Esto nos indica que en el caso de sujetos normales los resultados obtenidos con uno y otro análisis son comparables.**

**d). Al aplicar el análisis de componentes principales a los espectros de correlación y de coherencias se obtienen 3 nuevas bandas de EEG, en el rango de 1.5 a 15 Hz, (1.5 a 6.5 Hz para la primera banda, 11 a 15 Hz para la segunda banda y 7 a 10.5 Hz (hasta 11 Hz en el caso de la coherencia) para la tercera banda.**

**e). Como resultado del presente trabajo se han escrito cuatro artículos, para el primero de ellos titulado **INTER AND INTRAHEMISPHERIC EEG CORRELATION DURING SLEEP AND WAKEFULNESS** recibimos una invitación para publicarlo en la revista **Progress in Neuro-Psychopatology & Biological Psychiatry**, pero esto no fue posible debido a que ya había sido aceptada para su publicación en la revista **Sleep**; pero ofrecimos enviarles, y aceptaron, la segunda parte de dicho artículo denominada **INTER AND INTRAHEMISPHERIC EEG CORRELATION AS A FUNCTION OF SLEEP CYCLES** la cual ya les ha sido enviado para su evaluación. En estos dos artículos se presentan por primera vez, hasta donde tenemos referencias, los espectros de correlaciones a la manera de los de coherencias.**

**El tercer artículo producto de este trabajo ha sido titulado **EEG COHERENCE OR EEG CORRELATION?**, fue preparado para explicar detalladamente las diferencias principales entre los análisis de señales EEG empleando los espectros de coherencias y los**

**espectros de correlaciones que nosotros proponemos. Ha sido enviado para su evaluación a la revista Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.**

**Es en el cuarto artículo, al cual le hemos puesto por título UN METODO PRACTICO PARA EVALUAR LAS RELACIONES FUNCIONALES ENTRE AREAS CEREBRALES A PARTIR DE LA CORRELACION DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRAFICAS, donde se presenta el desarrollo matemático del nuevo algoritmo para el cálculo de los espectros de correlación.**

## VII. REFERENCIAS

- Adey, W.R. (1961). Use of Correlation Analysis in EEG Studies of Conditioning. En: **Computer Techniques in EEG Analysis, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, suplemento 20:41-45.
- Banquet, J. P. (1983). Inter and Intrahemispheric Relationship of the EEG Activity During Sleep in Man. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 55: 51-59.
- Barcaro, U., Denoth, F., Murri, L., Navona, C., Stefanini, A. (1986). Changes in the Interhemispheric Correlation During Sleep in Normal Subjects. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 63: 112-118.
- Barlow, J.S. (1961). Autocorrelation and Crosscorrelation Techniques in EEG analysis. En: **Computer Techniques in EEG analysis, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, suplemento 20:31-36.
- Beaumont, J.G., Mayes, A.R., Rugg, M.D. (1978). Asymmetry in EEG Alpha Coherence and Power: Effects of Task and Sex. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 45:393-401.
- Bendat, J. S. (1980). **Engineering Applications of Correlation and Spectral Analysis**. John Wiley & Sons. U.S.A.
- Boldyreva, G.N. (1965). Use of Correlation Analysis for Evaluating the Topographic Features of the Reaction of Assimilation of the Rhythm of Flashing in the EEG in Man. En: **Mathematical analysis of the Electrical Activity of the Brain**, pp:24-36. Harvard University Press (1968).
- Brazier, M.A., Casby, J.U. (1952). Crosscorrelation and Autocorrelation Studies of Electroencephalographic Potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 4: 201-211.
- Cooley, J.W., Tukey, J.W. (1965). An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series. **Mathematics of Computation**, 19: 297-301
- Corsi-Cabrera, M. (1983). **Psicofisiología del Sueño**. México: Trillas. 235 pp.
- Corsi-Cabrera, M., Meneses, S., Molina, E. (1987). Correlación Interhemisférica y Acoplamiento Temporal de la Actividad Eléctrica Cortical Durante la Vigilia, la Etapa II y el Sueño Paradójico en el Hombre. **Revista Mexicana de Psicología**, 4:100-108.

**Corsi-Cabrera, M., Gutierréz, S., Ramos, J., Arce, C. (1988a). Interhemispheric Correlation of EEG Activity During Successful and Unsuccessful Cognitive Performance. International Journal of Neuroscience, 39: 253-259.**

**Corsi-Cabrera, M., González-Rudo, R., Molina, E. (1988b). Correlación Interhemisférica y Acoplamiento Temporal de la Actividad Eléctrica Durante la Vigilia y el Sueño en la Rata. Revista Mexicana de Psicología, vol. 5:15-21.**

**Corsi-Cabrera, M. (1989a). Correlación Interhemisférica Durante la Vigilia, el Sueño Lento y el Sueño Paradójico en el Hombre y en la Rata y su Modificación Durante la Vigilia Posterior al Sueño o a su Privación Total. Tesis doctoral, Universidad Nacional Autónoma de México.**

**Corsi-Cabrera, M., Herrera, P., Malvido, M. (1989b). Correlation Between EEG and Cognitive Abilities: Sex Differences. International Journal of Neuroscience, 45: 133-141.**

**Corsi-Cabrera, M., Ramos, J., Meneses, S. (1989c). Effect of Normal Sleep and Sleep Deprivation on Interhemispheric Correlation During Subsequent Wakefulness in Man. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 72: 305-311.**

**Corsi-Cabrera, M., Ramos, J., Arce, C., Guevara, M., Ponce de León, M., Lorenzo, I. (1992). Changes in the Waking EEG as a Consequence of Sleep and Sleep Deprivation. Sleep, 15(6):550-555.**

**Corsi-Cabrera, M., Ramos, J., Guevara, M., Arce, C. (1993). Gender Differences in the EEG during cognitive activity. International Journal of Neuroscience, 72: 257-264.**

**Dumermuth, G., Walz, W., Scollo-Lavizzari, G., Kleiner, B. (1972). Spectral Analysis of EEG Activity in Different Sleep Stages in Normal Adults. European Neurology, 7: 265-296.**

**Dumermuth, G., Lehmann, D. (1981). EEG Power and Coherence During Non-Rem and REM Phases in Humans in All-Night Sleep Analyses. Europea Neurology. 20: 429-434.**

**Flor-Henry, P., Koles, Z.J., Reddon, J.R. (1987). Age and Sex Related EEG Configurations in Normal subjects. En A. Glass (De.). Individual Differences in Hemispheric Specialization, New York: Plenum Pres, 121-148.**

**French, Ch. C., Beaumont, J.G. (1984). A Critical Review of EEG Coherence Studies of Hemisphere Function. International Journal of Psychophysiology, 1: 241-254.**

**Galton, F. (1886). Family Likeness in Stature. Proceeding of Royal Society, 40: 42-72.**



**Grinberg, J., Ramos, L. (1987). Patterns of Interhemispheric Correlation During Human Communication. *International Journal of Neuroscience*, 36: 41-54.**

**Grindel, O.M. (1965) The Significance of Correlation Analysis for Evaluation of the EEG in Man. En: *Mathematical Analysis of the Electrical Activity of the Brain*, pp:10-23. Harvard University Press (1968).**

**Grindel, O.M. (1982). Optimal level of EEG Coherence and its Role in Evaluation of the State of Human Brain Functions. *Neuroscience Behavioral Physiology*, 12: 199-205.**

**Guilford, J. P., Fruchter, B. (1984). *Estadística Aplicada a la Psicología y la Educación*. McGraw-Hill, México.**

**Gutierrez, S., Corsi-Cabrera, M. (1988). EEG Activity During Performance of Cognitive Tasks Demanding Verbal and/or Spatial Processing. *International Journal of Neuroscience*, 62:149-155.**

**Harmony, T., Otero, G., Ricardo, J., Fernández, G. (1973). Polarity Coincidence Correlation Coefficient and Signal Energy Ratio of the Ongoing EEG Activity. I. Normative data. *Brain Research*, 61: 133-140.**

**Kaplan, F.F., Glueck, B.C., Hesselbrock, M.N., Reed, H.B.C. (1985). Power and Coherence Analysis of the EEG in Hospitalized Alcoholics and Nonalcoholic Controls. *Journal Studies Alcohol*, 46: 122-127.**

**Leuchter, A. F., Spar, J. E., Walter, D. O., Weiner, H. (1987). Electroencephalographic Spectra and Coherence in the Diagnosis of Alzheimer's-type and Multi-infarct Dementia. *Archives General Psychiatry*, 44: 993-998.**

**Lopes Da Silva, F.H., Lierop T.H., Schrijer, C.F., Leeuwen, W. (1973). Organization of Thalamic and Cortical Alpha Rhythms: Spectra and Coherences. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 35: 627-639.**

**Moiseeva, N. I. (1979). The Significance of Different Sleep Stages for the Regulation of Electrical Brain Activity in Man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 46: 371-381.**

**Orr, W.C., Naitoh, P. (1976). The Coherence Spectrum: an Extension of Correlation Analysis with Applications to Chronobiology. *Int. Journal of Chronobiology*, 3: 171-192.**

**Pearson, K., Lee, A. (1903). *Biometrika*, 2: 357.**

- Ramos, J. (1994). El Cerebro y la Música: un Estudio Psicofisiológico. Tesis doctoral. Universidad Nacional Autónoma de México.**
- Rechtschaffen, A., Kales, A. (1968). A Manual of Standardized Terminology Techniques and scoring System for Sleep Stages of human Subjects. Brain Information Service, Brain Research Institute, Los Angeles, California.**
- Rémond, A. (1980). Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 5. Elsevier Scientific Publishing Company, Amsterdam.**
- Shaw, J.C. (1981). An Introduction to the Coherence Function and its Use in EEG Signal Analysis. Journal of Medical Engineering & Technology, 6: 279-288.**
- Shaw, J.C. (1984). Correlation and Coherence Analysis of the EEG: a Selective Tutorial Review. International Journal of Psychophysiology., 1, 255-266.**
- Shaw, J.C., O'Connors, K.P. , Ongley, C. (1977). The EEG as a Measure of Cerebral Functional Organization. Britanic Journal of Psychiatry, 130, 260-264.**
- Sklar, B., Hanley, J., Simmons, W.W. (1972). An EEG Experiment Aimed Toward Identifying Dyslexic Children. Nature, 240: 414-416.**
- Storm van Leeuwen, W. (1961). Autocorrelation and Crosscorrelation Techniques in EEG Analysis. En: Computer techniques in EEG analysis, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, suplemento 20:37-40.**

## **VIII. APENDICES**

### **APENDICE A**

#### **TABLAS DE COMPARACIONES MULTIPLES *A POSTERIORI* EMPLEANDO LA PRUEBA DE TUKEY.**

**Tabla 14**

Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor A (derivaciones). Las derivaciones para la CORRELACIÓN interhemisférica son F3-F4, C3-C4, T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4, F4-T4, C4-T4. Las condiciones son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica										
Ciclo 1										
	Delta		Theta		Alfa1		Alfa2		Husos	
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC
Ciclo 2										
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC
Ciclo 3										
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC

Intrahemisférica															
Ciclo 1															
	Delta					Theta					Alfa1				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	..	..	..	..	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
	Alfa2					Husos									
F3C3	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	..	**FC	..	**CT	..	..	..	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4C4	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT

Ciclo 2															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	"	"	"	"	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT

Ciclo 2										
Alfa2					Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	**FC	"	**CT	"	"	"	"	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"	"
F4C4	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"

Ciclo 3															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT

Ciclo 3										
Alfa2					Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	"	"	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"

**Tabla 15**

Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor A (derivaciones). Las derivaciones para la COHERENCIA interhemisférica son F3-F4, C3-C4, T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4, F4-T4, C4-T4. Las condiciones son las etapas de cada ciclo 2,4,P y Vigilia (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica										
Ciclo 1										
	Delta		Theta		Alfa1		Alfa2		Husos	
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	..
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC
Ciclo 2										
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	..
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC
Ciclo 3										
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC

Intrahemisférica															
Ciclo 1															
	Delta					Theta					Alfa1				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	..	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
	Alfa2					Husos									
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	..	..	**FC	..	**FC	..	..	**FC	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	..	..
F4C4	..	..	..	**FC	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	**FC	..	**CT	..	..	**FC	..	**CT

Ciclo 2															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	**FC	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	"	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

Ciclo 2										
Alfa2					Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**FC	"
F4C4	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"

Ciclo 3															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	"	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT

Ciclo 3										
Alfa2					Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	"	"	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"

**Tabla 16**

**Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor B (condiciones). Las derivaciones para la CORRELACIÓN interhemisférica son F3-F4,C3-C4,T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4,F4-T4,C4-T4. Las condiciones son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

<b>Interhemisférica</b>															
<b>Ciclo 1</b>															
	<b>Delta</b>			<b>Theta</b>			<b>Alfa1</b>			<b>Alfa2</b>			<b>Husos</b>		
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC
21	..	..	**21	..	..	**21	..	..	..	..	**21	..	..	**21	**21
41	..	..	**41	..	..	**41	..	..	..	..	**41	**41	..	**41	**41
P1	..	..	**P1	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 2</b>															
22	..	..	**22	..	..	**22	..	..	..	**42	**22	..	..	**22	**22
42	..	..	**42	..	..	**42	..	..	..	..	**42	..	..	**42	**42
P2	..	..	**P2	..	..	**P2	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..
<b>Ciclo 3</b>															
23	..	..	**23	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**23	**23
43	..	..	**43	..	..	**43	..	..	..	..	**43	..	..	**43	**43
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Intrahemisférica</b>															
<b>Ciclo 1</b>															
	<b>Delta</b>			<b>Theta</b>			<b>Alfa1</b>			<b>Alfa2</b>			<b>Husos</b>		
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC
21	..	..	..	..	..	**21	..	..	..	..	**21	**21	..	**21	**21
41	..	..	**41	..	..	..	..	..	..	..	**41	**41	..	**41	..
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 2</b>															
22	..	..	..	..	..	..	..	**22	..	..	..	..	..	**22	**22
42	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**42	**42	..	..	**42
P2	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 3</b>															
23	..	..	..	..	..	..	..	**23	..	..	**23	..	..	**23	**23
43	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**43	**43	..	**43	**43
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..



**Tabla 17**

**Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor B (condiciones). Las derivaciones para la COHERENCIA interhemisférica son F3-F4,C3-C4,T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4,F4-T4,C4-T4. Las condiciones son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

<b>Interhemisférica</b>															
<b>Ciclo 1</b>															
	<b>Delta</b>			<b>Theta</b>			<b>Alfa1</b>			<b>Alfa2</b>			<b>Husos</b>		
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC
21	..	..	**21	..	..	**21	..	..	..	..	**21	..	..	**21	**21
41	..	..	**41	..	..	**41	..	..	..	..	**41	**41	..	**41	**41
P1	..	..	**P1	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 2</b>															
	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC
22	..	..	**22	..	..	**22	..	..	..	**42	**22	..	..	**22	**22
42	..	..	**42	..	..	**42	..	..	..	..	**42	**42	..	..	**42
P2	..	..	**P2	..	..	**P2	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..
<b>Ciclo 3</b>															
	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC
23	..	..	**23	..	..	..	..	..	..	..	**23	..	..	**23	**23
43	..	..	**43	..	..	**43	..	..	..	..	**43	..	..	**43	**43
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Intrahemisférica</b>															
<b>Ciclo 1</b>															
	<b>Delta</b>			<b>Theta</b>			<b>Alfa1</b>			<b>Alfa2</b>			<b>Husos</b>		
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC
21	..	..	**21	..	..	..	..	**21	..	..	**21	**21	..	**21	**21
41	..	..	**41	..	..	..	..	..	..	..	**41	**41	..	**41	**41
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 2</b>															
	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC
22	..	..	**22	..	..	..	..	**22	..	..	..	..	..	**22	**22
42	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**42	**42	..	..	**42
P2	..	..	**P2	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 3</b>															
	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC
23	..	..	..	..	..	..	..	**23	..	..	**23	**23	..	**23	**23
43	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**43	**43	..	**43	**43
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..

**Tabla 18**

**Resultados de las pruebas de Tukey para el factor A (derivaciones) utilizando las bandas especiales de CORRELACIONES sugeridas por el análisis de componentes principales. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

<b>Interhemisférica</b>															
<b>Ciclo 1</b>															
<b>Compo1</b>			<b>Compo3</b>			<b>Compo2</b>									
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4							
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF							
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC							
<b>Ciclo 2</b>															
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4							
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF							
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC							
<b>Ciclo 3</b>															
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4							
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF							
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC							
<b>Intrahemisférica</b>															
<b>Ciclo 1</b>															
<b>Compo1</b>					<b>Compo3</b>					<b>Compo2</b>					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
<b>Ciclo 2</b>															
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	..	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
<b>Ciclo 3</b>															
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	..	..	**CT	..	**CT	..	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT

Tabla 19

Resultados de las pruebas de Tukey para el factor A (derivaciones) utilizando las bandas especiales de COHERENCIAS sugeridas por el análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica														
Ciclo 1														
Compo1					Compo3					Compo2				
		C3C4	T3T4				C3C4	T3T4				C3C4	T3T4	
F3F4		..	**FF		F3F4		..	**FF		F3F4		..	**FF	
C3C4		..	**CC		C3C4		..	**CC		C3C4		..	**CC	
Ciclo 2														
		C3C4	T3T4				C3C4	T3T4				C3C4	T3T4	
F3F4		..	**FF		F3F4		..	**FF		F3F4		..	**FF	
C3C4		..	**CC		C3C4		..	**CC		C3C4		..	**CC	
Ciclo 3														
		C3C4	T3T4				C3C4	T3T4				C3C4	T3T4	
F3F4		..	**FF		F3F4		..	**FF		F3F4		..	**FF	
C3C4		..	**CC		C3C4		..	**CC		C3C4		..	**CC	

Intrahemisférica														
Ciclo 1														
Compo1					Compo3					Compo2				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4			F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4		
F3C3	**FC	..	**FC	..	**CT	F3C3	**FC	..	**FC	..	**CT	..	**FC	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**FC	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	C3T3	..	..	..	**CT	..	..	**FC	..
F4C4	..	..	..	..	..	F4C4	..	..	..	**FC	..	..	**FC	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	**CT
Ciclo 2														
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4			F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4		
F3C3	**FC	..	**FC	..	**CT	F3C3	**FC	..	**FC	..	**CT	..	**FC	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**FC	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	C3T3	..	..	..	**CT	..	..	**FC	..
F4C4	..	..	..	..	..	F4C4	..	..	..	..	..	..	**FC	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	**CT
Ciclo 3														
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4			F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4		
F3C3	..	**CT	**FC	..	**CT	F3C3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**FC	**CT
F3T3	..	..	**FC	..	**CT	F3T3	..	..	**FC	..	**CT	..	**FC	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	C3T3	..	..	..	**CT	..	..	**FC	..
F4C4	..	..	..	..	..	F4C4	..	..	..	..	..	..	**FC	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	**CT

**Tabla 20**

**Resultados de las pruebas de Tukey para el factor B (condiciones) de los análisis de varianza para las bandas especiales de CORRELACIONES sugeridas por el análisis de componentes principales. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

<b>Interhemisférica</b>									
<b>Ciclo 1</b>									
	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>		
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC
21	..	..	**21	..	..	..	..	..	**21
41	..	..	**41	..	..	..	..	**41	**41
P1	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 2</b>									
	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC
12	..	..	**22	..	..	..	..	**22	**22
42	..	..	**42	..	..	..	..	**42	**42
P2	..	..	**P2	..	..	**VC	..	..	..
<b>Ciclo 3</b>									
	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC
23	..	..	**23	..	..	..	..	**23	**23
43	..	..	**43	..	..	..	..	**43	**43
P3	..	..	..	..	..	*VC	..	..	..
<b>Intrahemisférica</b>									
<b>Ciclo 1</b>									
	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>		
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC
21	..	..	**21	..	..	..	..	**21	**21
41	..	..	**41	..	..	..	..	**41	**41
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Ciclo 2</b>									
	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC
22	..	..	..	..	**22	..	..	**22	**22
42	..	..	..	..	..	..	..	**42	**42
P2	..	..	..	..	..	**VC	..	..	..
<b>Ciclo 3</b>									
	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC
23	..	..	..	..	**23	..	..	**23	**23
43	..	..	..	..	**43	..	..	**43	**43
P3	..	..	..	..	..	**VC	..	..	..

**Tabla 21**

**Resultados de las pruebas de Tukey para el factor B (condiciones) de los análisis de varianza para las bandas especiales de COHERENCIAS sugeridas por el análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son las etapas de cada ciclo (2,4,P y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

<b>Interhemisférica</b>										
<b>Ciclo 1</b>										
	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>			
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	
21	..	..	**21	..	..	..	..	..	**21	
41	..	..	**41	..	..	..	..	**41	**41	
P1	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..	
<b>Ciclo 2</b>										
	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC	
22	..	..	**22	..	..	..	..	**P2	**22	
42	..	..	**42	..	..	..	..	**42	**42	
P2	..	..	**P2	..	..	..	..	..	..	
<b>Ciclo 3</b>										
	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC	
23	..	..	**23	..	..	..	..	**23	**23	
43	..	..	**43	..	..	..	..	**43	**43	
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	
<b>Intrahemisférica</b>										
<b>Ciclo 1</b>										
	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>			
	41	P1	VC	41	P1	VC	41	P1	VC	
21	..	..	**21	..	..	..	..	**21	**21	
41	..	..	**41	..	..	..	..	**41	**41	
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..	
<b>Ciclo 2</b>										
	42	P2	VC	42	P2	VC	42	P2	VC	
22	..	..	**22	..	..	..	..	**22	**22	
42	..	..	..	..	..	..	..	**42	**42	
P2	..	..	..	..	..	..	..	..	..	
<b>Ciclo 3</b>										
	43	P3	VC	43	P3	VC	43	P3	VC	
23	..	..	..	..	**23	..	..	**23	**23	
43	..	..	..	..	**43	..	..	**43	**43	
P3	..	..	..	..	..	**VC	..	..	..	

**Tabla 22**

Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor A (derivaciones). Las derivaciones para la CORRELACIÓN interhemisférica son F3-F4, C3-C4, T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4, F4-T4, C4-T4. Las condiciones son los ciclos de cada etapa (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica										
Etapa 2										
	Delta		Theta		Alfa1		Alfa2		Husos	
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC

Etapa 4										
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC

Paradójico										
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC

Intrahemisférica															
Etapa 2															
	Delta					Theta					Alfa1				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	..	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	..	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT

Alfa2										
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	..	..	**FC	..	**FC	..	..	**FC	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	..

Etapa 4															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

Alfa2					Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	**FC	"
F3T3	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	**FC	"	"	"	"	**FC	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

Paradójico															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"

Alfa2					Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	"	"	"	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"

**Tabla 23**

Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor A (derivaciones). Las derivaciones para la COHERENCIA interhemisférica son F3-F4, C3-C4, T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4, F4-T4, C4-T4. Las condiciones son los ciclos de cada etapa (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica															
Etapa 2															
Delta		Theta		Alfa1		Alfa2		Husos							
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4					
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	..					
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC					
Etapa 4															
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4					
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	**CC	**FF					
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC					
Paradójico															
	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4	C3C4	T3T4					
F3F4	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	**FF	..	..					
C3C4	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC	..	**CC					
Intrahemisférica															
Etapa 2															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	..	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
Alfa2															
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4					
F3C3	**FC	..	..	**FC	..	**FC	..	..	**FC	..					
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	..	..	**CT					
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..					
F4C4	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..					
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT					



Etapa 4															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	"	"	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

Alfa2										Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	"	**CT	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	**FC	"	"
F4C4	"	"	"	**FC	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

Paradójico															
Delta					Theta					Alfa1					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"	**FC	"	"
F3T3	"	"	"	"	"	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT

Alfa2										Husos					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	"	"	"	"	"	"	"	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	"	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

**Etapas 4**

	Delta					Theta					Alfa1				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	"	"	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

	Alfa2					Husos				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	**FC	"	**FC	"	"	**FC	"
F3T3	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	**FC	"	"	"	"	**FC	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

**Paradójico**

	Delta					Theta					Alfa1				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	"	"	"	"	"	**FC	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	"	"	"	"	"	**CT	**FC	"	**CT	"	**CT	**FC	"	**CT
C3T3	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"	**CT

	Alfa2					Husos				
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F3T3	"	**CT	"	"	**CT	"	**CT	"	"	"
C3T3	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT	"
F4C4	"	"	"	"	"	"	"	"	"	"
F4T4	"	"	"	"	**CT	"	"	"	"	**CT

**Tabla 24**

Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor B (condiciones). Las derivaciones para la CORRELACIÓN interhemisférica son F3-F4,C3-C4,T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4,F4-T4,C4-T4. Las condiciones son los ciclos de cada etapa (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica															
Etapa 2															
	Delta			Theta			Alfa1			Alfa2			Husos		
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	..	..	**21	..	..	**21	..	..	..	..	..	..	..	..	..
22	..	..	**22	..	..	**22	..	..	..	..	..	..	..	..	**22
23	..	..	**23	..	..	**23	..	..	..	..	..	..	..	..	**23
Etapa 4															
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	..	..	**41	..	..	**41	..	..	..	..	..	**41	..	..	**41
42	..	..	**42	..	..	**42	..	..	..	..	..	..	..	..	**42
43	..	..	**43	..	..	**43	..	..	..	..	..	..	..	..	**43
Paradójico															
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	..	..	**P1	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P2	..	..	**P2	..	..	**P2	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
Intrahemisférica															
Etapa 2															
	Delta			Theta			Alfa1			Alfa2			Husos		
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	..	..	..	..	..	**21	..	..	..	**21	**21	**21	..	..	**21
22	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**22	..	..	**22
23	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**23	..	..	**23
Etapa 4															
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	**41	..	**41	..	..	..	..	..	..	..	..	**41	..	..	**41
42	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**42	..	..	**42
43	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**43	..	..	**43
Paradójico															
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P2	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..

**Tabla 25**

Resultados de las pruebas de Tukey, para comparaciones múltiples, para el factor B (condiciones). Las derivaciones para la COHERENCIA interhemisférica son F3-F4,C3-C4,T3-T4, y para la intrahemisférica F4-C4,F4-T4,C4-T4. Las condiciones son los ciclos de cada etapa (\*\* → P < 0.01).

<b>Interhemisférica</b>															
<b>Etapas 2 y 4</b>															
<b>Delta</b>			<b>Theta</b>			<b>Alfa1</b>			<b>Alfa2</b>			<b>Husos</b>			
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	..	..	**21	..	..	**21	..	..	..	..	..	..	..	..	..
22	..	..	**22	..	..	**22	..	..	..	..	..	..	..	..	**22
23	..	..	**23	..	..	**23	..	..	..	..	..	..	..	..	**23
<b>Etapas 4 y 3</b>															
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	..	..	**41	..	..	**41	..	..	..	..	..	**41	**42	**43	**41
42	..	..	**42	..	..	**42	..	..	..	..	..	**42	..	..	**42
43	..	..	**43	..	..	**43	..	..	..	..	..	..	..	..	**43
<b>Paradójico</b>															
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	..	..	..	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P2	..	..	..	..	..	**P2	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
<b>Intrahemisférica</b>															
<b>Etapas 2 y 4</b>															
<b>Delta</b>			<b>Theta</b>			<b>Alfa1</b>			<b>Alfa2</b>			<b>Husos</b>			
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	..	..	**21	..	..	..	..	..	..	**21	**21	**21	..	..	**21
22	..	..	**22	..	..	..	..	..	..	..	..	**22	..	..	**22
23	..	..	**23	..	..	..	..	..	..	..	..	**23	..	..	**23
<b>Etapas 4 y 3</b>															
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	**41	..	**41	..	..	..	..	..	..	..	..	**41	..	..	**41
42	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**42	..	..	**42
43	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**43	..	..	**43
<b>Paradójico</b>															
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P2	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	**vc	..	..	..	..	..	..

**Tabla 26**

Resultados de las pruebas de Tukey para el factor A (derivaciones) utilizando las bandas especiales de CORRELACIONES sugeridas por el análisis de componentes principales. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1, 2, 3 y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).

<b>Interhemisférica</b>										
<b>Etapas 2 y 4</b>										
<b>Paradójico</b>										
<b>Interhemisférica</b>										
<b>Etapas 2 y 4</b>										
<b>Paradójico</b>										
<b>Intrahemisférica</b>										
<b>Etapas 2 y 4</b>										
<b>Paradójico</b>										

<b>Interhemisférica</b>										
<b>Etapas 2 y 4</b>										
<b>Paradójico</b>										
<b>Interhemisférica</b>										
<b>Etapas 2 y 4</b>										
<b>Paradójico</b>										
<b>Intrahemisférica</b>										
<b>Etapas 2 y 4</b>										
<b>Paradójico</b>										

**Tabla 27**

Resultados de las pruebas de Tukey para el factor A (derivaciones) utilizando las bandas especiales de COHERENCIAS sugeridas por el análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1, 2,3 y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).

Interhemisférica															
Etapa 2															
Compo1					Compo3					Compo2					
	F3F4	C3C4	T3T4		F3F4	C3C4	T3T4		F3F4	C3C4	T3T4		F3F4	C3C4	T3T4
	..	..	**FF		..	..	**FF		..	..	**FF		..	..	**FF
	..	..	**CC		..	..	**CC		..	..	**CC		..	..	**CC
Etapa 4															
	..	..	**FF		..	..	**FF		..	..	**FF		..	..	**FF
	..	..	**CC		..	..	**CC		..	..	**CC		..	..	**CC
Paradójico															
	..	..	**FF		..	..	**FF		..	..	**FF		..	..	**FF
	..	..	**CC		..	..	**CC		..	..	**CC		..	..	**CC
Intrahemisférica															
Etapa 2															
Compo1					Compo3					Compo2					
	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4	F3T3	C3T3	F4C4	F4T4	C4T4
F3C3	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..	**FC	..	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
Etapa 4															
F3C3	**FC	..	..	**FC	..	**FC	..	..	..	**FC	..	..	**FC	..	..
F3T3	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	**FC	..	**CT
C3T3	..	..	..	**CT	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..	..
F4T4	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT
Paradójico															
F3C3	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**FC	..	..	..	..
F3T3	..	**CT	..	..	..	..	**CT	**FC	..	**CT	..	**CT	..	..	**CT
C3T3	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT	..	..
F4C4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..	..
F4T4	..	..	..	..	..	..	..	..	..	**CT	..	..	..	..	**CT

**Tabla 28**

**Resultados de las pruebas de Tukey para el factor B (condiciones) de los análisis de varianza para las bandas especiales de CORRELACIONES sugeridas por el análisis de componentes principales. Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1, 2, 3 y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

**Interhemisférica**

	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>		
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	..	..	**21	..	..	..	..	..	**21
22	..	..	**22	..	..	..	..	..	**22
23	..	..	**23	..	..	..	..	..	**23
<b>Etapa 4</b>									
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	..	..	**41	..	..	..	..	..	**41
42	..	..	**42	..	..	..	..	..	**42
43	..	..	**43	..	..	..	..	..	**43
<b>Paradójico</b>									
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	..	..	**P1	..	..	..	..	..	..
P2	..	..	**P2	..	..	..	..	..	..
P3	..	..	..	..	..	..	..	..	..

**Intrahemisférica**

	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>		
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	..	..	**21	..	..	..	..	..	**21
22	..	..	**22	..	..	..	..	..	**22
23	..	..	..	..	..	..	..	..	**23
<b>Etapa 4</b>									
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	..	..	**41	..	..	..	..	..	**41
42	..	..	..	..	..	..	..	..	**42
43	..	..	..	..	..	..	..	..	**43
<b>Paradójico</b>									
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P2	..	..	..	..	..	..	..	..	..
P3	..	..	..	..	..	**VC	..	..	..

**Tabla 29**

**Resultados de las pruebas de Tukey para el factor B (condiciones) de los análisis de varianza para las bandas especiales de COHERENCIAS sugeridas por el análisis de componentes principales (hecho con correlaciones). Análisis de dos factores de bloques completos aleatorizados, el factor A son derivaciones (F3-F4,C3-C4,T3-T4 para la inter, F3-C3,F3-T3,C3-T3, F4-C4,F4-T4,C4-T4 para la intra) y el B son condiciones (ciclos 1, 2, 3 y Vigilia) (\*\* → P < 0.01).**

<b>Interhemisférica</b>									
<b>Etapa 2</b>									
	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>		
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	"	"	**21	"	"	"	"	"	**21
22	"	"	**22	"	"	"	"	"	**22
23	"	"	**23	"	"	"	"	"	**23
<b>Etapa 4</b>									
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	"	"	**41	"	"	"	"	"	**41
42	"	"	**42	"	"	"	"	"	**42
43	"	"	**43	"	"	"	"	"	**43
<b>Paradójico</b>									
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	"	"	**P1	"	"	"	"	"	"
P2	"	"	**P2	"	"	"	"	"	"
P3	"	"	"	"	"	"	"	"	"
<b>Intrahemisférica</b>									
<b>Etapa 2</b>									
	<b>Comp1</b>			<b>Comp3</b>			<b>Comp2</b>		
	22	23	VC	22	23	VC	22	23	VC
21	"	"	**21	"	"	"	"	"	**21
22	"	"	**22	"	"	"	"	"	**22
23	"	"	"	"	"	"	"	"	**23
<b>Etapa 4</b>									
	42	43	VC	42	43	VC	42	43	VC
41	"	"	**41	"	"	"	"	"	**41
42	"	"	"	"	"	"	"	"	**42
43	"	"	"	"	"	"	"	"	**43
<b>Paradójico</b>									
	P2	P3	VC	P2	P3	VC	P2	P3	VC
P1	"	"	"	"	"	"	"	"	"
P2	"	"	"	"	"	"	"	"	"
P3	"	"	"	"	"	**VC	"	"	"



## **APENDICE B**

### **CORCOH: UN PROGRAMA PARA CALCULAR ESPECTROS DE CORRELACIONES Y DE COHERENCIAS**

{SN+ llamar al coprocesador matemático}

{SM \$4000,0,0 } { 16K stack, no heap }

**PROGRAM corcoh; { correlaciones y coherencias }**

-----  
!  
!  
**PROGRAMACION:**  
!  
! Miguel Angel Guevara Pérez  
! Psicofisiología, Facultad de Psicología, U.N.A.M.  
! febrero de 1993.  
!  
-----

{ En caso de haber archivos de marcas el nombre de estos debe ser igual  
a los 6 primeros caracteres del nombre del archivo de datos. El programa  
se saltará todos los segmentos que estén marcados como rechazados. }

{ Los archivos de salida .COR y .COH en su segunda y tercer columna muestran  
el espectro promedio de la primera y segunda señal respectivamente, la cuarta  
columna indica la frecuencia correspondiente en Hertz. }

{ Para la significancia de cada correlación se consideró la duración de una  
onda de dicha frecuencia, no el total de puntos de la señal. }

**USES**

crt, dos;

**CONST**

mxpuntos = 512;

**TYPE**

fenteros = FILE OF integer;

arreglo1 = ARRAY [0..mxpuntos] OF extended;

arreglo2 = array [0..mxpuntos] of integer;

arreglo3 = array [0..128] of extended; { cuarta parte de mxpuntos }

charset = set of char;

**VAR**

l,j,puntos,nu,segm,numdat: integer;

marcas,formatoentero,terminar,finarc,corind: boolean;

xreal,ximag,yreal,yimag,seno,cose: arreglo1;

f1,f2: fenteros;

fm,f1,f2,ft1,ft2,cor,coh,cori,cohi: text;

nomar1,nomar2,noment1,noment2: string[14];

p: arreglo2;

especx,specy,speczy,

espectrox,espectroy,especzyre,sumpot,

especzyim,correla,coheren,procor: arreglo3;

facdiv,frecmu: extended;

auxnom: string[6];

tipmarc: char;

```

FUNCTION ConstStr (C : Char ; N : Integer ) : String;
{ ConstStr regresa una cadena con N caracteres de valor C }
VAR
  S: STRING[80];
BEGIN {ConstStr}
  IF N < 0 THEN N:= 0; S[0]:= Chr(N); FillChar(S[1],N,C); ConstStr:= S;
END; {ConstStr}

```

```

FUNCTION Existe (nomarchivo: String): Boolean;
{ Regresa VERDAD si el archivo de texto llamado ARCHIVO existe en disco. }
VAR
  OK : Boolean;
  fkk : Text;
BEGIN {Existe}
  Assign (fkk,nomarchivo);
  {SI-}; Reset (fkk); {SI+};
  OK:= (IOresult = 0);
  IF OK
  THEN Close (fkk);
  Existe:= OK;
END; {Existe}

```

```

FUNCTION Mayusculas (S : String) : String;
{ Convierte una cadena de caracteres en mayúsculas }
VAR p : Integer;
BEGIN {Mayusculas}
  FOR p:= 1 TO Length(S) DO
  CASE S[p] OF
    'á' : S[p] := 'A'; 'é' : S[p] := 'E'; 'í' : S[p] := 'I';
    'ó' : S[p] := 'O'; 'ú' : S[p] := 'U'; 'ñ' : S[p] := 'Ñ';
  ELSE S[p]:= UpCase (S[p]);
  END;
  Mayusculas:= S;
END; {Mayusculas}

```

```

procedure Limpia (ini,fin: byte);
var
  i : byte;
begin
  for i := ini to fin do
  begin
    gotoxy (1,i); clrscr;
  end;
end; {Limpia}

```

```

procedure Pregunta (s:string; c: charset; var cch: char);
begin {Pregunta}
  textcolor (yellow);
  gotoxy (1,25);
  clreol;
  write (s);
  repeat cch := UpCase(ReadKey) until cch in c;
  gotoxy (1,25);
  clreol;
  textcolor (lightgray);
end; {Pregunta}

```

```

procedure Titulos (s1,s2: string);
var
  i: byte;
begin {Titulos}
  clrscr;
  textcolor (yellow); writeln ('Facultad de Psicología':79);
  textcolor (yellow); writeln ('Universidad Nacional Autónoma de México':79);
  textcolor (white);
  gotoxy (1, 3); write (ConstStr ('-',79));
  gotoxy (1,24); write (ConstStr ('-',79));
  textcolor (white); gotoxy (1, 1); write (copy(s1,1,50));
  textcolor (white); gotoxy (1, 2); write (copy(s2,1,50));
  TextColor (lightgray);
end; {Titulos}

```

```

PROCEDURE sences;
VAR
  i,j,ibit,j1,j2: integer;
  f:extended;
BEGIN
  f:= pi*2 / puntos;
  FOR j:= 0 TO puntos-1 DO
    BEGIN
      j1:= j; ibit:= 0;
      FOR i:= 1 TO nu DO
        BEGIN
          j2:= j1 DIV 2; ibit:= ibit*2+(j1-2*j2);
          p[j]:= ibit; j1:= j2;
        END;
        seno[j]:= sin(j*f); cose[j]:= cos(j*f);
      END;
    END;
END;

```

**PROCEDURE comunfft (nu,puntos: integer; VAR xreal,ximag: arreglo1);**

**{-----  
! Realiza la Transformada Rapida de Fourier  
-----}**

**VAR**

**treal,timag,c,s: extended;  
ar,i,j,k,ki,k1,k1n2,l,  
nul,n2: integer;**

**BEGIN**

**n2:= puntos DIV 2; nul:= nu-1; k:= 0;**

**FOR i:= 1 TO nu DO**

**BEGIN**

**REPEAT**

**FOR i:= 1 TO n2 DO**

**BEGIN**

**ar:=1;**

**IF nul >= 1**

**THEN FOR ki:= 1 TO nul DO ar:= ar^2;**

**ar:= k DIV ar; c:= cose[p(ar)];**

**s:= seno[p(ar)]; k1:= k+1; k1n2:= k1+n2;**

**treal:= xreal[k1n2]^c+ximag[k1n2]^s;**

**timag:= ximag[k1n2]^c-xreal[k1n2]^s;**

**xreal[k1n2]:= xreal[k1]-treal;**

**ximag[k1n2]:= ximag[k1]-timag;**

**xreal[k1]:= xreal[k1]+treal;**

**ximag[k1]:= ximag[k1]+timag;**

**k:= k+1;**

**END;**

**k:= k+n2;**

**UNTIL k >= puntos;**

**k:= 0; nul:= nul-1; n2:= n2 DIV 2;**

**END;**

**FOR k:= 1 TO puntos DO**

**BEGIN**

**ar:= k - 1; i:= p(ar) + 1;**

**IF i >= k**

**THEN**

**BEGIN**

**treal:= xreal[k]; timag:= ximag[k]; xreal[k]:= xreal[i];**

**ximag[k]:= ximag[i]; xreal[i]:= treal; ximag[i]:= timag;**

**END;**

**END;**

**END;**

```

PROCEDURE leerdatos (puntos: integer; VAR xreal,yreal: arreglo1;
    VAR fe1,fe2: fenteros; VAR ft1,ft2: text);
{-----
Llena los vectores XREAL y YREAL con datos de los archivos de entrada
-----}
VAR
i,j,aux: integer;
BEGIN (leerdatos)
IF formatoentero
THEN
FOR i := 1 TO puntos DO
BEGIN
    if (i < puntos) and (eof(fe1) or eof(fe2)) then terminar:= true;
    read(fe1,aux); xreal[i]:= aux;
    read(fe2,aux); yreal[i]:= aux;
END
ELSE
FOR i := 1 TO puntos DO
BEGIN
    if (i < puntos) and (eof(ft1) or eof(ft2)) then terminar:= true;
    readln(ft1,xreal[i]); readln(ft2,yreal[i]);
END;
END; (leerdatos)

```

```

procedure Usuario_1;
VAR
long: integer;
tipo,c: char;
begin
getoxy (1, 6); write(' Nombre del primer archivo de nombres ? ');
getoxy (1, 8); write(' Nombre del segundo archivo de nombres ? ');
getoxy (1,10); write(' Son archivos de [T]exto o de [E]nteros ? ');
getoxy (1,12); write(' Puntos por segmento de EEG [2]56 ó [5]12 ? ');
getoxy (1,14); write(' Cuál es la frecuencia de muestreo ? ');
getoxy (1,16); write(' Guardar correlaciones por segmento [S]í o [N]o ? ');
getoxy (1,18); write(' Hay archivos de marcas [S]í ó [N]o ? ');
repeat
getoxy (50,6); textcolor(white); clrcol;
ReadLn (nomar1); nomar1 := Mayusculas(nomar1);
if Existe (nomar1)
then
begin
Assign (f1,nomar1);
Reset (f1);

```

```

    gotoxy (50,6); clrcol; write (nomar1);
end
else
begin
    Pregunta ('El archivo "' + nomar1 +
        '" no existe. [C]ontinuar o [T]erminar: ', ['C','T'],C);
    if c = 'T' then halt;
end;
until Existe(nomar1);
repeat
gotoxy (50,8); textcolor(white); clrcol;
ReadLn (nomar2); nomar2 := Mayusculas(nomar2);
if Existe (nomar2)
then
begin
    Assign (f1,nomar2);
    Reset (f1);
    gotoxy (50,8); clrcol; write (nomar2);
end
else
begin
    Pregunta ('El archivo "' + nomar2 +
        '" no existe. [C]ontinuar o [T]erminar: ', ['C','T'],C);
    if c = 'T' then halt;
end;
until Existe(nomar2);
textcolor (white);
gotoxy (50,10); repeat Tipo := UpCase(ReadKey) until Tipo in ['E','T'];
gotoxy (50,10); write (tipo);
FormatoEntero := (tipo = 'E');
gotoxy (50,12); repeat C := ReadKey until C in ['2','5'];
if C = '2' then puntos := 256 else puntos := 512;
gotoxy (50,12); if c = '2' then write ('256') else write ('512');
numdat:= puntos div 4; {lugares a conservar de los espectros}
gotoxy (50,14);
readln(frecmu);
frecmu:= frecmu / puntos;
gotoxy (50,16);
repeat C:= UpCase(ReadKey) until C in ['N','S'];
if c = 'S' then corind:= true else corind:= false;
gotoxy (50,18);
repeat C:= UpCase(ReadKey) until C in ['N','S'];
if c = 'S' then marcas:= true else marcas:= false;
end;

```

```

{ **** inician rutinas para calcular la distribución de t**** }
FUNCTION AreaBajoT (t: Extended; v: Integer) : Extended;
{ Regresa el área bajo la curva a la derecha de un valor positivo de t.
Referencia: Texas Instruments - PROGRAM Manual ST1 (Statistics Library)
para la TI 52. }
VAR
vv,i,j,k : Integer;
acum,teta,area : Extended;

FUNCTION Potent (base: Extended; expo: Integer): Extended;
{ Eleva un numero Extended a una potencia entera. }
VAR
pot : Extended;
i : Integer;
BEGIN {PotEnt}
IF expo < 0 THEN BEGIN base:= 1/base; expo:= -expo; END;
pot := 1.0;
IF expo > 0
THEN FOR i:= 1 TO expo DO
IF abs(pot) < (1.0E-1024)
THEN pot:= 0.0
ELSE pot:= pot * base;
potent:= pot;
END; {PotEnt}

FUNCTION NumODen (v: Integer) : Extended;
VAR
rs : Extended;
vv : Integer;
BEGIN
IF v <= 0 THEN v := 1;
rs := v;
vv := v-2;
IF vv <= 0 THEN vv := 1; { Write (rs:4:0); }
WHILE vv >= 1 DO
BEGIN { Write (vv:4); }
rs := rs * (vv); vv := vv - 2;
END; { WriteLn; }
NumODen := rs;
END; {NumODen}

BEGIN { AreaBajoT }
t := abs(t); { sólo se evalúa hacia la derecha }
teta := ArcTan(t/Sqrt(v)); acum := 0.0;
IF v = 1

```



```

THEN acum := 2*teta/Pi
ELSE
IF Odd (v)
THEN
BEGIN (* v es non y mayor que 1 *)
WHILE v >= 3 DO
BEGIN
acum := acum + (NumODen(v-3)/NumODen(v-2))*PotEnt(Cos(Teta),v-2);
v := v - 2; { WriteLn ('eleve a la ',v); }
END;
acum := 2/Pi * (teta + Sin(teta) * acum);
END
ELSE
BEGIN (* v es par *)
WHILE v >= 4 DO
BEGIN
acum := acum + (NumODen(v-3)/NumODen(v-2))*PotEnt(Cos(Teta),v-2);
v := v - 2; { WriteLn ('eleve a la ',v); }
END;
acum := Sin(teta) * (1 + acum);
END;
AreaBajoT := (acum + 1) / 2;
END; { AreaBajoT }
{ ****fin de las rutinas para calcular la distribución de t**** }

```

**Procedure calcereoh;** {calcula las correlaciones y las coherencias}

**Var**

**i,gradlib:** integer;

**TCalc,areat,proba:** extended;

**Procedure imprimet;**

**Begin**

**TCalc:= procor[i]\*sqrt(gradlib)/sqrt(1-sqr(procor[i]));**

**areat := AreaBajoT (tcalc,gradlib);**

**proba:= 2\*(1-areat);**

**{se contrasta la hipótesis de que la correlación es igual a cero}**

**if proba < 0.05**

**then**

**if proba < 0.01**

**then write(cor,' \*\*')**

**else write(cor,' ');**

**End;**

```

begin {calcorcoh}
if finarc
then
begin
  { la correlación se calcula con el primer elemento de la }
  { transformada inversa }
  { con las siguientes instrucciones comentadas se calcula la correlación }
  { a partir de los espectros promedio }
  { FOR i:= 1 to numdat do espectro de correlaciones }
  { IF (espectrox[i] >= 1) and (espectroy[i] >= 1) }
  { then correla[i]:= especxyre[i] / sqrt(espectrox[i]*espectroy[i]) }
  { else correla[i]:= 0.0; }
  for i:= 1 to numdat do
  begin
    especx[i]:= (espectrox[i] / segm) * facdiv;
    especy[i]:= (espectroy[i] / segm) * facdiv;
  end;
  for i:= 1 to numdat do procor[i]:= procor[i] / segm;
  write(cor,procor[1]:5:2,especx[1]:8:1,especy[1]:8:1,frecmu:7:2);
  gradlib:= puntos - 2; imprimet; {lugar 1 del espectro}
  writeln(cor,' ',noment1,' ',noment2,' **=(p<0.05) **=(p<0.01)'); {lugar 1}
  for i:= 2 to numdat do
  begin
    write(cor,procor[i]:5:2,especx[i]:8:1,especy[i]:8:1,frecmu*i:7:2);
    gradlib:= (puntos div i) - 2; imprimet; writeln(cor);
    {en el tiempo cada onda completa de cada frecuencia consta de PUNTOS div i}
    {para los grados de libertad se considera la duración de}
    {una onda completa de cada frecuencia}
  end;
  { inicia el cálculo de la coherencia }
  FOR i:= 1 TO numdat DO { espectro de coherencia }
  IF (espectrox[i] >= 1) and (espectroy[i] >= 1)
  then
  BEGIN
    coheren[i]:= sqr(especxyre[i]) + sqr(especxyim[i]);
    coheren[i]:= coheren[i] / (espectrox[i]*espectroy[i]);
  END
  else coheren[i]:= 0.0;
  writeln(coh,coheren[1]:5:2,especx[1]:8:1,especy[1]:8:1,frecmu:7:2,
  ' ',noment1,' ',noment2,' COHERENCIA'); {lugar 1 del espectro}
  for i:= 2 to numdat do
  writeln(coh,coheren[i]:5:2,especx[i]:8:1,especy[i]:8:1,frecmu*i:7:2);
  end
else
begin

```

```

{ para la correlacion la parte imaginaria no se considera, }
{ ya que se trabaja con el lugar cero, y sin(0):= 0.0; }
{ la correlación se calcula con el primer elemento de la }
  { transformada inversa }
FOR i:= 1 to numdat do { espectro de correlaciones }
  IF (especx[i] >= 1) and (especy[i] >= 1)
    then correla[i]:= especxy[i] / sqrt(especx[i]*especy[i])
    else correla[i]:= 0.0;
for i:= 1 to numdat do procor[i]:= procor[i] + correla[i];
if corind
then
begin
  writeln(cori,(procor[1]/segm):1:2,' ',noment1,' ',noment2,' ',segm);
  for i:= 2 to numdat do writeln(cori,(procor[i]/segm):1:2);

  { inicia el cálculo de la coherencia }
  FOR i:= 1 TO numdat DO { espectro de coherencia }
    IF (espectrox[i] >= 1) and (espectroy[i] >= 1)
      then
        BEGIN
          coheren[i]:= sqr(especxyre[i]) + sqr(especxyim[i]);
          coheren[i]:= coheren[i] / (espectrox[i]*espectroy[i]);
        END
      else coheren[i]:= 0.0;
    writeln(cohi,coheren[1]:1:2,' ',noment1,' ',noment2,' ',segm);
    for i:= 2 to numdat do writeln(cohi,coheren[i]:1:2);
  end;
end;
end; {calcorcoh}

BEGIN { PROGRAMA PRINCIPAL }
  swapvectors;
  exec ('nada.exe','');
  swapvectors;
  titulos ('CORCOH','Correlación y Coherencia');
  Usuario_1;
  sencos;
  assign(cor,'CORCOH.COR'); rewrite(cor);
  assign(coh,'CORCOH.COH'); rewrite(coh);
  if corind
  then
  begin
    assign(cori,'CORCOH.CRI'); rewrite(cori);
    assign(cohi,'CORCOH.CHI'); rewrite(cohi);
  end;

```

```

faediv:= 4 / sqr(puntos*1.0);
WHILE not eof(f1) DO
begin
writeln; readln(f1,noment1); readln(f2,noment2);
writeln(noment1,' ',noment2);
if formatoentero
then
begin
assign(fe1,noment1); reset(fe1);
assign(fe2,noment2); reset(fe2)
end
else
begin
assign(ft1,noment1); reset(ft1);
assign(ft2,noment2); reset(ft2);
end;
IF marcas
then
begin
j:= 0; auxnom:= '';
repeat
j:= j + 1;
auxnom:= auxnom + noment1[j];
until (j = 6) or (noment1[j] = '.');
assign(fm,auxnom+'.RAM'); reset(fm);
end;
terminar:= false; segm:= 0; finarc:= false;
FOR i:= 0 TO numdat DO
begin
espectrox[i]:= 0.0; espectroy[i]:= 0.0;
especxyre[i]:= 0.0; especxyim[i]:= 0.0; procor[i]:= 0.0;
end;
REPEAT
if marcas
then readln(fm,tipmarc)
else tipmarc:= 'A';
leerdatos(puntos,xreal,yreal,fe1,fe2,ft1,ft2);
if (not terminar) and (tipmarc = 'A')
then
begin
segm:= segm + 1; writeln(segm:9);
FOR i:= 1 TO puntos DO begin ximag[i]:= 0; yimag[i]:= 0; end;
comunfft(nu,puntos,xreal,ximag);
FOR i:= 1 TO numdat DO { primer autoespectro }
begin

```

```

    especx[i]:= sqr(xreal[i+1]) + sqr(ximag[i+1]);
    espectrox[i]:= espectrox[i] + especx[i];
end;
comunfft(nu,puntos,yreal,yimag);
FOR i:= 1 TO numdat DO { segundo autoespectro }
begin
    especy[i]:= sqr(yreal[i+1]) + sqr(yimag[i+1]);
    espectroy[i]:= espectroy[i] + especy[i];
end;
FOR i:= 1 TO numdat DO { espectro cruzado }
BEGIN
    especxy[i]:= xreal[i+1]*yreal[i+1] + ximag[i+1]*yimag[i+1];
    especxyre[i]:= especxyre[i] + especxy[i];
    especxyim[i]:= especxyim[i] + xreal[i+1]*yimag[i+1] - ximag[i+1]*yreal[i+1];
END;
calcorcoh;
end;
if formatoentero
THEN begin if eof(fe1) or eof(fe2) then terminar:= true; end
ELSE begin if eof(ft1) or eof(ft2) then terminar:= true; end;
if marcas then close(fm);
UNTIL terminar;
finarc:= true; calcorcoh;
if formatoentero
THEN begin close(fe1); close(fe2); end
ELSE begin close(ft1); close(ft2); end;
end; writeln;
close(f1); close(f2); close(cor); close(coh);
if coriad then begin close(cori); close(cohi); end;
{ las coherencias y correlaciones indeterminadas se hicieron cero }
writeln (chr(7),' **** PROGRAMA TERMINADO ****');
END.

```

## **APENDICE C**

**ARTICULOS GENERADOS A PARTIR DEL PRESENTE TRABAJO.**

# Progress in Neuro-Psychopharmacology & Biological Psychiatry

---

Editor  
Paul J. Bedard

Laboratory of Neuro-Psychopharmacology  
Laval University Medical School  
Québec  
Canada G1K 7P4  
Tel. +1 418 656 3508  
Fax. +1 418 656 7818  
email: PNPPBP@PHC.ULAVAL.CA

Quebec, January 5, 1995

Dr. M. A. GUEVARA  
Dpto. Psicofisiología  
Facultad de Psicología  
Univ. Nacional Autónoma  
Ave. Universidad 2001  
Mexico DF 04510  
MEXICO

*Society for Neuroscience - 24th Annual Meeting  
1994 Poster Session*

Dear Dr. Guervara:

I, as Editor in Chief of the "Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry", am pleased to invite you to publish in this journal your paper entitled:

*Inter and Intrahemispheric EEG Correlation during Sleep and Wakefulness*

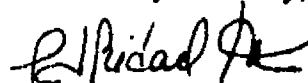
which was presented at the Society for Neuroscience - 24th Annual Meeting held Miami Beach, Florida, November 13-18, 1994.

This invitation is based on the recommendation of some members of our Editorial Advisory Board. They were in charge of selecting interesting individual presentations (Poster Session) at the last Society for Neuroscience Meeting.

If you do not have another commitment, please inform us at your earliest convenience of your acceptance. We will be pleased to mail you the required information for the preparation of the manuscript.

Looking forward in hearing from you,

Yours very sincerely,



Paul J. Bédard, M.D., Ph.D.,  
Editor in Chief  
Prog. Neuro-Psychopharmacol.  
Dept. Pharmacol. Pavillon Vandy  
Laval University Medical School  
Quebec, Canada, G1K 7P4  
Tel.: (418) 656-2260 / Fax.: (418) 656-7818

PJB:nl

FEB 15 1995

SEND PROOFS TO MANAGING EDITOR.  
REPRINT ORDER TO ALLEN PRESS.

I have checked this proof.  
I have marked all changes or  
corrections I wish to be made

Signature M. Corsi  
Telephone (5) 6222251  
Fax (5) 5502560

Sleep, 18(4):000-000  
© 1995 American Sleep Disorders Association and Sleep Research Society

## Inter- and Intrahemispheric EEG Correlation During Sleep and Wakefulness

\*M. A. Guevara, \*I. Lorenzo, †C. Arce, \*J. Ramos and \*M. Corsi-Cabrera

\*Departamento de Psicofisiología, Facultad de Psicología, and  
†Escuela Nacional Preparatoria, Universidad Nacional Autónoma de México, México

**Summary:** Inter- (INTER<sub>r</sub>) and intrahemispheric (INTR<sub>A</sub><sub>r</sub>) electroencephalographic (EEG) correlations were assessed in eight young male adults during wakefulness with eyes closed before going to sleep, and during stage 2, stage 4 and paradoxical sleep (PS) on the second night spent at the laboratory. Pearson product-moment correlations were calculated between EEG signals of every pair of electrodes (C3, C4, F3, F4, T3, T4) for six bands and for every 0.5 Hz from 1.5 to 15 Hz. Previous results of higher INTER<sub>r</sub> during sleep compared to during wakefulness were confirmed for the delta and theta bands during stage 2 sleep and PS and for sleep spindles during stage 2 sleep. The present results extend these findings to INTER<sub>r</sub> between F3 and F4 and during stage 4 sleep. INTR<sub>A</sub><sub>r</sub> of 1.5-6.5 and 11-15 Hz was significantly higher during stages 2 and 4, whereas during PS INTR<sub>A</sub><sub>r</sub> did not change. These data show that cortical changes during sleep are also observed in functional differentiation between cortical sites. Inter- and intrahemispheric differentiation is attenuated during stage 2 and 4 sleep, whereas during PS only inter-hemispheric differentiation is attenuated but intrahemispheric differentiation maintains similar levels of wakefulness. The attenuation of cortical differentiation may be of relevance for the understanding of mental activity changes during sleep. **Key Words:** Interhemispheric EEG correlation—Intrahemispheric EEG correlation—Sleep—Wakefulness.

Sleep is characterized by profound physiological changes involving the whole organism and particularly the brain. During sleep the brain undergoes important functional modifications that are reflected in electroencephalographic (EEG) activity and its own metabolic rate. The proportional contribution or relative power (RP) of EEG bands to total power, and power intensity, are modified. The wakefulness (W) EEG is characterized by a high proportion of alpha and beta bands, whereas during slow wave sleep (SWS) delta RP, and during paradoxical sleep (PS) theta RP are more prominent (1). The power intensity of slow wave activity is also increased (2), and cerebral glucose utilization is decreased during sleep (3,4).

The neurophysiological modifications occurring during sleep are not restricted to local changes but also to functional differentiation between different cortical sites, as revealed by coherence and correlation analyses between two EEG signals. High correlation between two recording sites implies a higher degree of similar

activity and a lesser degree of functional differentiation (5). In a previous study we observed that local differentiation between homologous cortical sites of each hemisphere is attenuated during sleep; interhemispheric correlation (INTER<sub>r</sub>) of EEG activity between left and right central, parietal, temporal and occipital derivations in man (1) and between parietal derivations in the rat (6) is significantly higher during both SWS and PS than during wakefulness. These results agree with those previously reported for coherence by Dumermuth and Lehmann (7) and Dumermuth et al. (8).

A high level of correlation between cortical sites has been considered to reflect lower functional differentiation between them and has been related to failures in cognitive activity during task solution under normal conditions (9), and after sleep deprivation (10,11). Correlation is also high in populations with poor cognitive performance (12), suggesting that lower inter- and intrahemispheric functional differentiation may be related to some degree of mental impairment. On the other hand, awakening from SWS is accompanied by some degree of confusion; behavioral disorders such as sleepwalking, night terrors and amnesia occur during SWS (13), and incongruous and bizarre associations

Accepted for publication January 1995.  
Address correspondence and reprint requests to Dr. María Corsi-Cabrera, Departamento de Psicofisiología, Facultad de Psicología, Universidad Nacional Autónoma de México, México, D.F. 04510.

FALLA DE ORIGEN



occur during PS. The studies cited above suggest that the attenuation of local functional differentiation during sleep may be of relevance for the understanding of these changes in mental activity during sleep.

In view of the importance of the frontal cortex in leading mental activity (14) and of intrahemispheric differentiation (15) in complex processes, we decided to repeat the study (1) with a different set of subjects, and to include frontal lobe recording and the calculation of correlations between intrahemispheric (INTRA) derivations, both of which were not analyzed in the previous study. Our aims were to: 1) repeat previous results of higher interhemispheric correlation between left and right cortical derivations during sleep than during wakefulness; 2) extend them to stage 4 sleep, to the frontal cortex and to intrahemispheric correlation; and 3) obtain higher resolution for the EEG changes by calculating inter- and intrahemispheric correlation for every 0.5 Hz.

#### METHODS

Nine male subjects, between 22 and 30 years of age, apparently in good health, were paid to participate in the study. They were free of sleep complaints and did not use drugs or medications as assessed by a questionnaire. The subjects were requested to refrain from drinking alcohol or caffeine during the experiment.

The subjects slept at the laboratory for two consecutive nights. They went to bed at their habitual bed-times (11:00 to 12:00 p.m.) and were allowed to sleep ad libitum.

Sleep was recorded using a Grass model 8-16E polygraph according to the standardized procedures for recording sleep and wakefulness. EEG, electrooculograms (EOG) and electromyograms (EMG) were recorded at a paper speed of 10 mm/second with a filter bypass of 1-35 Hz (16). The EEG was recorded at F3, F4, C3, C4, T3 and T4, referred to the ipsilateral earlobes. Electrode impedance was kept below 10 Kohms. The changes observed from wakefulness to sleep in the previous study (1) were very similar at central, parietal and occipital derivations; therefore it was decided to keep central and temporal derivations and to add frontal derivations.

Sleep cycles were considered as 15 minutes of uninterrupted SWS and a PS sleep episode lasting at least 5 minutes; no minimum PS duration was required for the first cycle (17). Although the whole night was polygraphically recorded, only samples of EEG from stage 2 (S2), stage 4 (S4) and PS of the second cycle of the second night, and from wakefulness (W) with eyes closed before going to sleep, were analog-to-digital converted (12 bits precision) at a sampling rate of 128 Hz and stored in a personal computer for offline analysis.

The samples from S2, S4 and PS were registered from the first time they appeared after the first cycle.

Electroencephalographic signals were carefully inspected before offline analysis, and samples containing artifacts were discarded. Ten epochs, of 2 seconds each, from each subject and condition, were considered for analysis. Previous reports have determined 10 epochs of 2 seconds of EEG to provide satisfactory stability for power (18) and for EEG correlation (1,19). EEG signals were digitally filtered by means of a fast Fourier transform using rectangular windows for the following conventional broad bands (20): delta (1.5-3.5 Hz), theta (4.0-7.5 Hz), alpha1 (8.0-9.5 Hz), alpha2 (10.0-12.5 Hz), beta1 (13.0-17.5 Hz) and beta2 (18.0-25.0 Hz), for sleep spindle (SS) frequencies (12.0-15.0 Hz) and for every 0.5 Hz from 1.5 to 25 Hz. Pearson product-moment correlation coefficients were calculated in time domain for each band between successive amplitude values of every pair of electrodes (INTER: C3-C4, F3-F4 and T3-T4; INTRA: C3-T3, C4-T4, F3-T3, F4-T4, F3-C3 and F4-C4). The basic methodology has been described elsewhere (10,11,21). Correlation coefficients were transformed to Fisher's Z scores to assure their normal distribution for statistical analysis (22). In the present report statistical analysis was limited to 15 Hz because at the present sampling rate, higher frequencies, beta1 and beta2 were described by very few points and may have rendered inaccurate results.

Electroencephalographic correlations during wakefulness and sleep stages were compared by means of two-way analyses of variance (ANOVAs) for repeated measurements with W, S2, S4 and PS as one factor and pairs of derivations (C3-C4, F3-F4 and T3-T4 in the case on INTER, and C3-F3, C4-F4, C3-T3, C4-T4, F3-T3 and F4-T4 in the case of INTRA) as the second factor. To reduce type-I error, the significance level was set at  $p < 0.009$ . Pairwise comparisons between means were performed by means of Tukey's Student *t* tests for correlated means when main effects of the ANOVAs were significant.

With the purpose of determining which frequencies covaried together and which were independent, the correlation spectra of INTER and INTRA, calculated with 0.5-Hz resolution for each subject, pairs of derivations and stages, were submitted to principal component analysis with EEG frequencies as variables. Varimax rotation was used.

#### RESULTS

##### Sleep stages

Paper recordings were scored according to conventional criteria (16). As shown in Table 1, all sleep vari-

Author:

Please respond to editor's queries on manuscript page(s) 204, 205, 207, 215, 216, 220, 221, 227.

two app 204 - 228

FALLA DE ORIGEN

**TABLE 1.** Mean and standard deviation, in parentheses, of sleep stage variables on the second night

Total sleep time (minutes)	430 (36.39)
Sleep efficiency index	0.92 (0.03)
% Time awake	7.50 (4.27)
% Stage 1 sleep	7.64 (3.03)
% Stage 2 sleep	51.50 (8.57)
% Stage 3 + 4 sleep	15.00 (6.84)
Paradoxical sleep	25.71 (8.82)
Latency	
Stage 1 (minutes)	6.75 (3.43)
Stage 2 (minutes)	11.07 (6.08)

ables were within the normal range for men between 20 and 30 years of age (23).

#### Inter- and intrahemispheric correlation of traditional bands

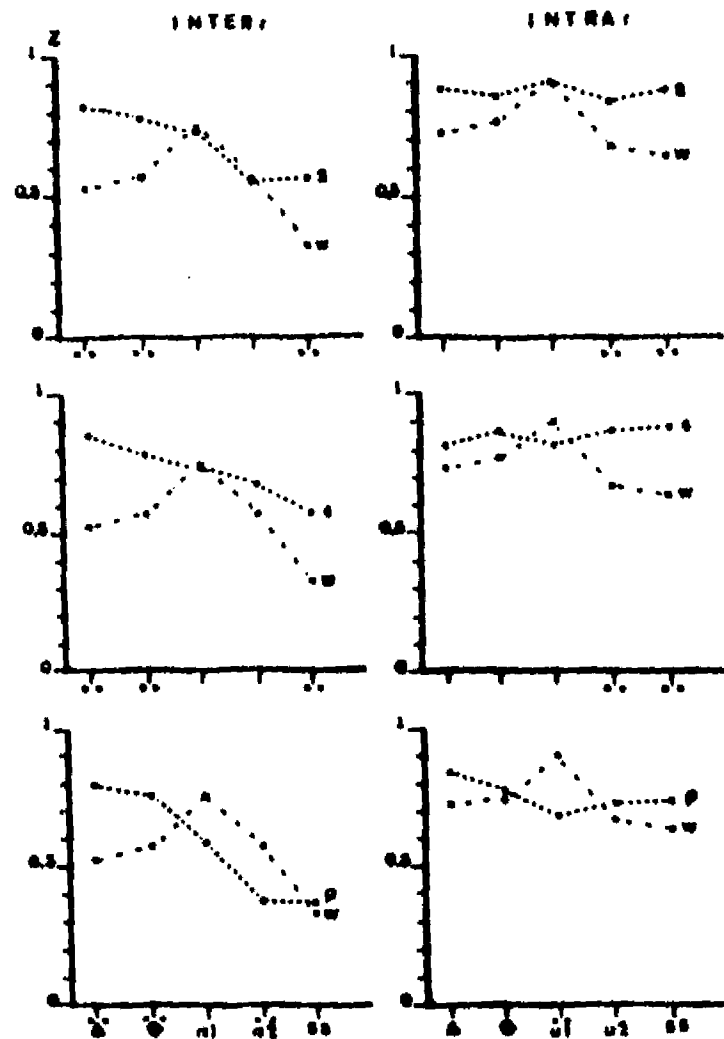
Electroencephalographic analysis was limited to eight subjects because stored EEG signals from one subject were lost due to technical problems. There was no need to discard any EEG epochs due to artifacts; results reported here are from the first ten epochs of each subject and condition. In a first approach INTER<sub>r</sub> and INTR<sub>r</sub> values of the traditional broad bands were submitted to two-way ANOVAs for repeated measurements separately for each band, with wakefulness and sleep stages as the first factor and pairs of derivations as the second factor.

The main effects of sleep were significant in the case of INTER<sub>r</sub> for delta, theta, alpha2 and SS, and in the case of INTR<sub>r</sub> for alpha1, alpha2 and SS. The derivation effects were significant for all bands except for delta INTR<sub>r</sub>. There were no interactions. Results of ANOVAs are shown in Table 2.

Pairwise comparisons between means (for the sake of clarity, they will be described together for each main effect) showed the following results between sleep and W: S2 and S4 showed significantly higher INTER<sub>r</sub> of delta, theta and SS and higher INTR<sub>r</sub> of alpha2 and SS than W. INTER<sub>r</sub> of delta and theta was also higher during PS than during W, whereas INTER<sub>r</sub> of alpha2 and INTR<sub>r</sub> of alpha1 was higher during W than during PS (Fig. 1).

There were few significant differences between sleep stages: INTER<sub>r</sub> of alpha2 was higher during S4 than during S2, and INTER<sub>r</sub> and INTR<sub>r</sub> of alpha2 and SS was higher during both SWS stages than during PS.

Pairwise comparisons between derivations showed the following regional differences: 1) INTER<sub>r</sub> of all bands was significantly lower between T3 and T4 than between C3 and C4 and F3 and F4; 2) INTR<sub>r</sub> of alpha1 and alpha2 was lower between fronto-temporal than between fronto-central and centro-temporal der-



**FIG. 1.** Interhemispheric (on the left side: INTER<sub>r</sub>), and intrahemispheric (on the right side: INTR<sub>r</sub>) correlation of EEG activity, transformed to Fisher's Z scores, for delta ( $\Delta$ ), theta ( $\Theta$ ), alpha1 ( $\alpha 1$ ), alpha2 ( $\alpha 2$ ) and sleep spindle (SS) frequencies during wakefulness with eyes closed before going to sleep (squares) and during stage 2, stage 4 and paradoxical sleep (P) (circles) during the second cycle of the night. The lines connect mean values for each frequency band. The main effect of sleep stages and wakefulness with derivations pooled is shown. \*\* below the abscissa indicates frequency bands showing significant differences ( $p < 0.009$ ).

ivations in both hemispheres. The same differences were observed for INTR<sub>r</sub> of SS, but only on the left side.

#### Correlation spectra

Correlation spectra with 0.5-Hz resolution were calculated for INTER<sub>r</sub> and INTR<sub>r</sub> (Fig. 2) and were submitted to principal component analysis with EEG frequencies as variables. Results from principal component analysis (Table 3) showed that the first three components (eigenvectors) explained 53.91% of the total variance. The first component explained 44.42% of the total variance, the second 4.96% and the third 4.53%; the remaining components explained too little variance to be of interest (<3% each). The varimax

**TABLE 2.** Results of two-way ANOVAs of inter- and intrahemispheric correlation for traditional bands with stage 2, stage 4, paradoxical sleep and wakefulness as one factor (A) and derivations as the second factor (B)<sup>a</sup>

	Interhemispheric correlation			Intrahemispheric correlation		
	A df = 3, 77	B df = 2, 77	A × B df = 6, 77	A df = 3, 161	B df = 2, 161	A × B df = 6, 161
Delta	0.00002	0.00001	--	--	--	--
Theta	0.00005	0.00001	--	--	0.0002	--
Alpha1	--	0.00001	--	0.0004	0.0001	--
Alpha2	0.00001	0.00001	--	0.0003	0.00001	--
SS <sup>b</sup>	0.00001	0.00001	--	0.00002	0.0022	--

<sup>a</sup> Significance level:  $p < 0.009$ .

<sup>b</sup> SS = sleep spindles.

rotation of these three components showed that the first component was formed by frequencies between 1.5 and 6.5 Hz, the second component by frequencies between 11 and 15 Hz and the third component by frequencies between 7 and 10.5 Hz.

As shown in Fig. 2, three bands slightly different from the traditional bands were formed. Delta and slow theta were grouped together (1.5–6.5 Hz) in the first component, except for the fast frequencies of theta 7.0 and 7.5 Hz, which were grouped with alpha1 (8–9.5) and with slow alpha2 (10–10.5 Hz) in the third component, whereas fast alpha2 (11–12.5) was included together with SS (11–15 Hz) in the second component.

#### Inter- and intrahemispheric correlation of the three components

The percentage of variance explained by the first three eigenvectors was not very high, indicating multiple sources of variance. However, because they grouped frequencies that coincided approximately with the traditional bands that showed significant differences between stages, we decided to submit them to two-way ANOVAs, similar to those performed with

the traditional bands, with derivations as one factor and W and sleep stages as the other. EEG signals were digitally filtered with the new boundaries and INTER<sub>r</sub> and INTRAR were recalculated in time domain for these new bands.

The sleep stage main effects were significant in the case of INTER<sub>r</sub> for all three components and in the case of INTRAR for the second and third components. The main effects of derivation were significant for INTER<sub>r</sub> and INTRAR of the three components. There were no interactions. Results are shown in Table 4.

Pairwise comparisons showed that INTER<sub>r</sub> of the first component was significantly higher during S2, S4 and PS than during W. INTER<sub>r</sub> and INTRAR of the second component were also higher during S2 and S4 than during W, but there were no significant differences between W and PS. INTER<sub>r</sub> and INTRAR of the third component were higher during PS than during W (Figs. 3 and 4). INTER<sub>r</sub> and INTRAR of the second component were higher during both stages of SWS than during PS.

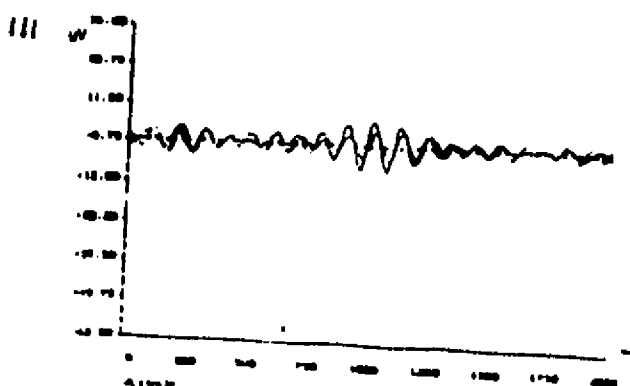
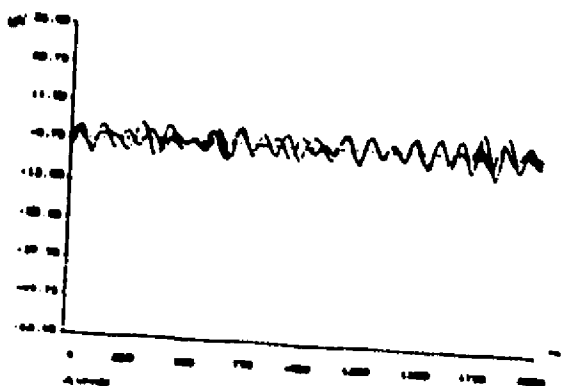
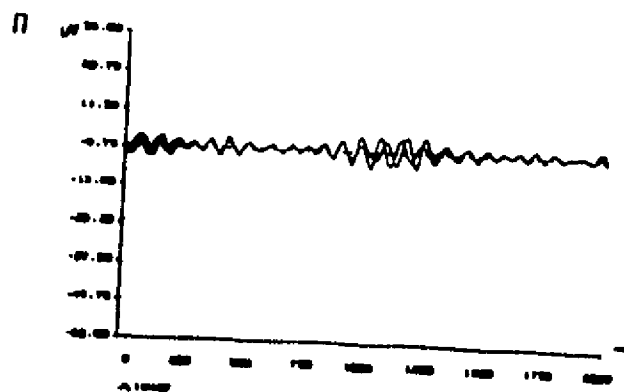
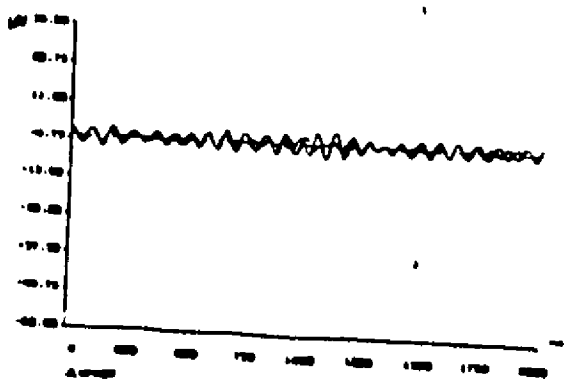
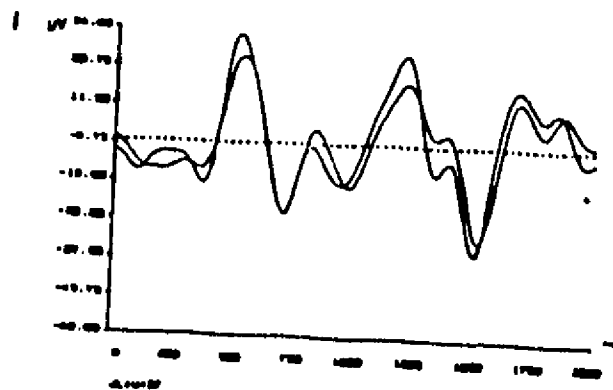
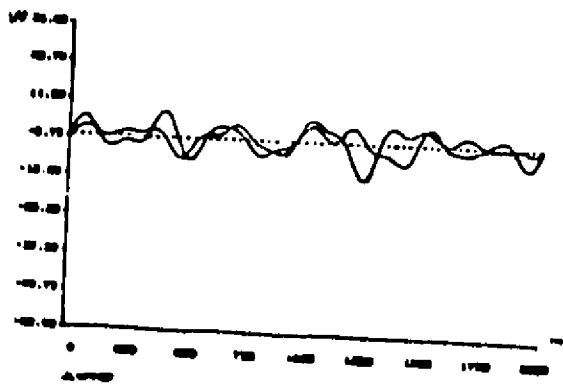
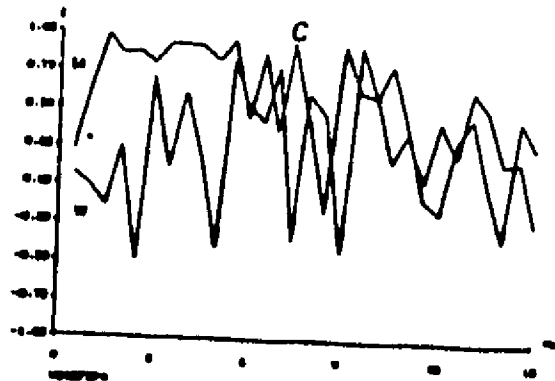
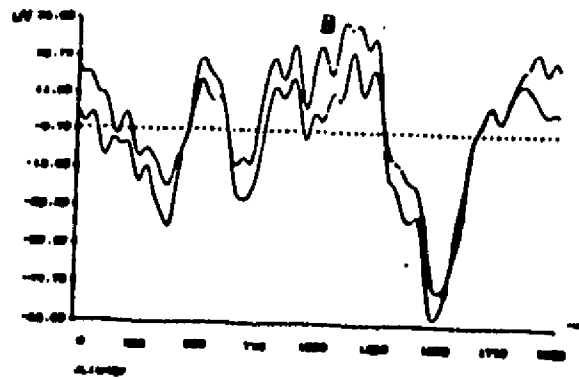
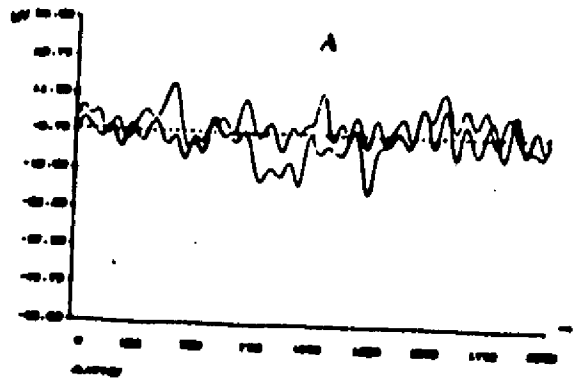
Pairwise comparisons between derivations showed the same results for INTER<sub>r</sub> as reported for the traditional bands and lower INTER<sub>r</sub> between T3 and T4 for all bands. INTRAR of the second and third com-

**TABLE 3.** Principal component analysis of EEG correlation for every 0.5 Hz<sup>a</sup>

Eigenvectors			Eigenvectors			Eigenvectors					
Hz	1	2	3	Hz	1	2	3	Hz	1	2	3
1.5	0.533	-0.191	0.289	7.0	0.432	-0.205	0.538	11.0	0.245	-0.531	0.444
2.0	0.525	-0.395	0.121	7.5	0.362	-0.285	0.576	11.5	0.168	-0.581	0.493
2.5	0.551	-0.433	0.175	8.0	0.351	-0.256	0.555	12.0	0.259	-0.657	0.223
3.0	0.685	-0.281	0.234	8.5	0.418	-0.325	0.438	12.5	0.224	-0.681	0.174
3.5	0.568	-0.296	0.274	9.0	0.401	-0.272	0.554	13.0	0.389	-0.626	0.195
4.0	0.644	-0.378	0.097	9.5	0.265	-0.181	0.684	13.5	0.275	-0.670	0.273
4.5	0.489	-0.133	0.370	10.0	0.082	-0.310	0.638	14.0	0.219	-0.752	0.300
5.0	0.643	-0.340	0.085	10.5	0.183	-0.243	0.721	14.5	0.282	-0.688	0.254
5.5	0.661	-0.153	0.308					15.0	0.348	-0.628	0.313
6.0	0.570	-0.131	0.298								
6.5	0.591	-0.226	0.378								
Accumulated percent of explained variance									44.42	49.38	53.91

<sup>a</sup> Rotated values are given.

No R.H. on this page! . . .



FALLA DE ORIGEN

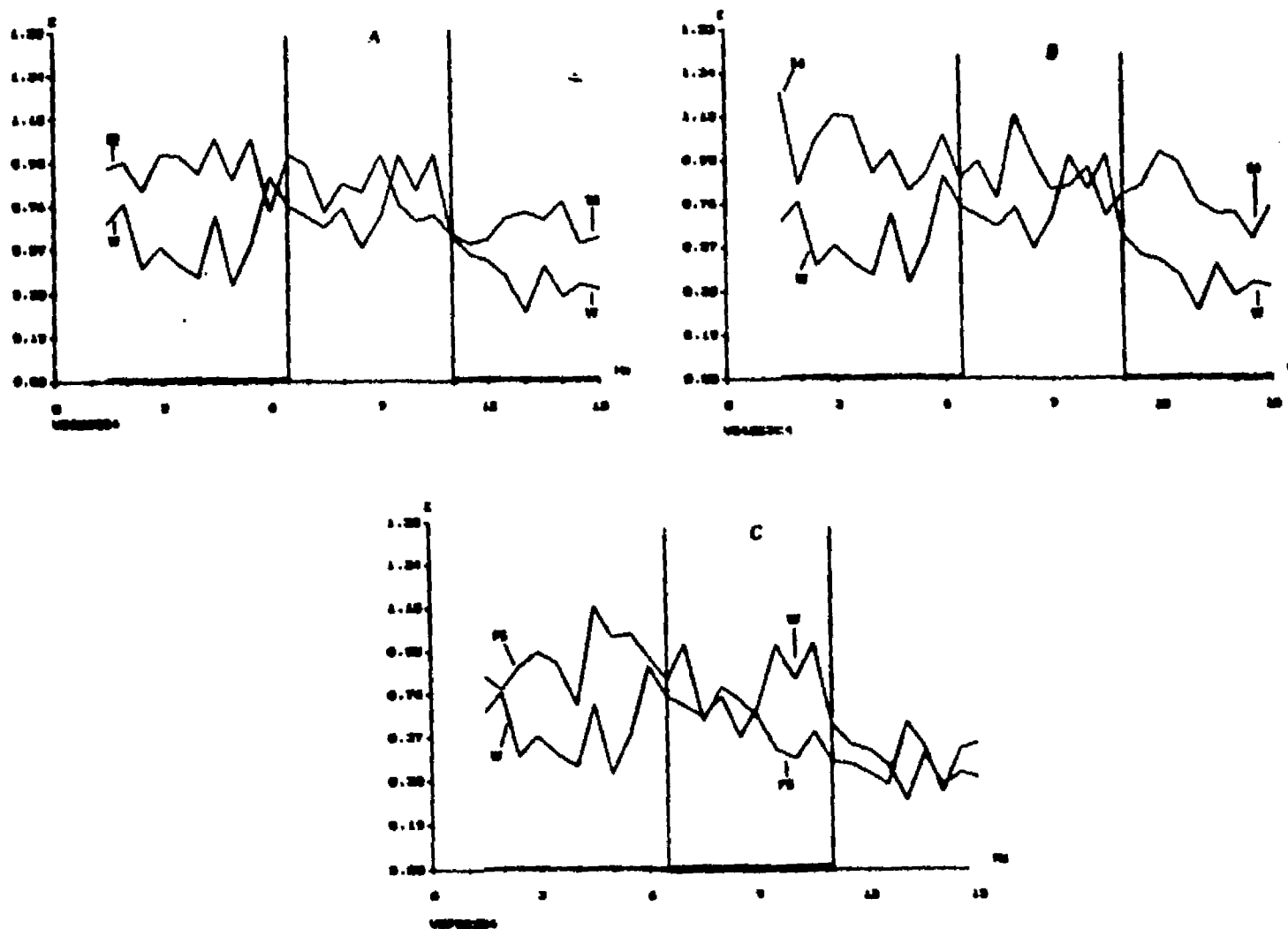


FIG. 3. Mean of interhemispheric correlation at F3-F4, transformed to Fisher's Z scores, for every 0.5 Hz during wakefulness (W) and during stage 2 (A), stage 4 (B) and paradoxical sleep (C) of cycle 2. Vertical lines divide the three components (see text). Horizontal bars at the abscissae indicate significant differences (Tukey's Student *t* tests) between wakefulness and sleep stages for each component (black bar  $p < 0.01$ ; white bar  $p < 0.05$ ).

ponents were lower between fronto-temporal derivations than between centro-temporal and fronto-central derivations of both sides; the same differences were observed for INTRAr of the first component but only on the left side.

To determine whether particular frequencies were responsible for the variance accounted for by each component, we calculated the principal components separately for each new band. Results of principal component analysis for frequencies between 1.5 and 6.5 Hz showed that the first three components accounted for 63.15% of the variance. The first component explained 48.26%, the second 7.77% and the third 7.12%

of the variance. The rotated component 1 was formed by frequencies between 3 and 6 Hz.

The first three components of frequencies between 11 and 15 Hz accounted for 72.14% of the variance. The first component explained 58.41%, the second 7.10% and the third 6.63% of the variance. The rotated component 1 was formed by frequencies from 13 to 14 Hz that are more typical of sleep spindles.

The first three components of frequencies between 7 and 10.5 Hz explained 70.16% of the variance, with 52.62% accounted for by the first, 9.23% by the second and 8.31% by the third component. The first component was formed by frequencies from 7.5 to 9.5 Hz.

FIG. 2. This figure shows one segment of 2 seconds of the EEG activity at F3 and F4 of one subject during wakefulness with eyes closed (A), and during stage 4 of the second cycle of the night (B). EEG signals were digitally filtered for every 0.5 Hz using rectangular windows. Pearson product moment coefficients were calculated in time domain between the pair of signals for every 0.5 Hz. The resulting correlation spectra of the same segments of wakefulness and stage 4 are shown in C. As a result of principal component analysis (see text), three EEG bands were formed. The original EEG signals were again digitally filtered for these three bands. The filtered EEGs of the same segments are shown at the bottom of the figure: 1.5-6.5 (I), 7-10.5 (II) and 11-15 Hz (III), wakefulness on the left, and stage 4 on the right side.

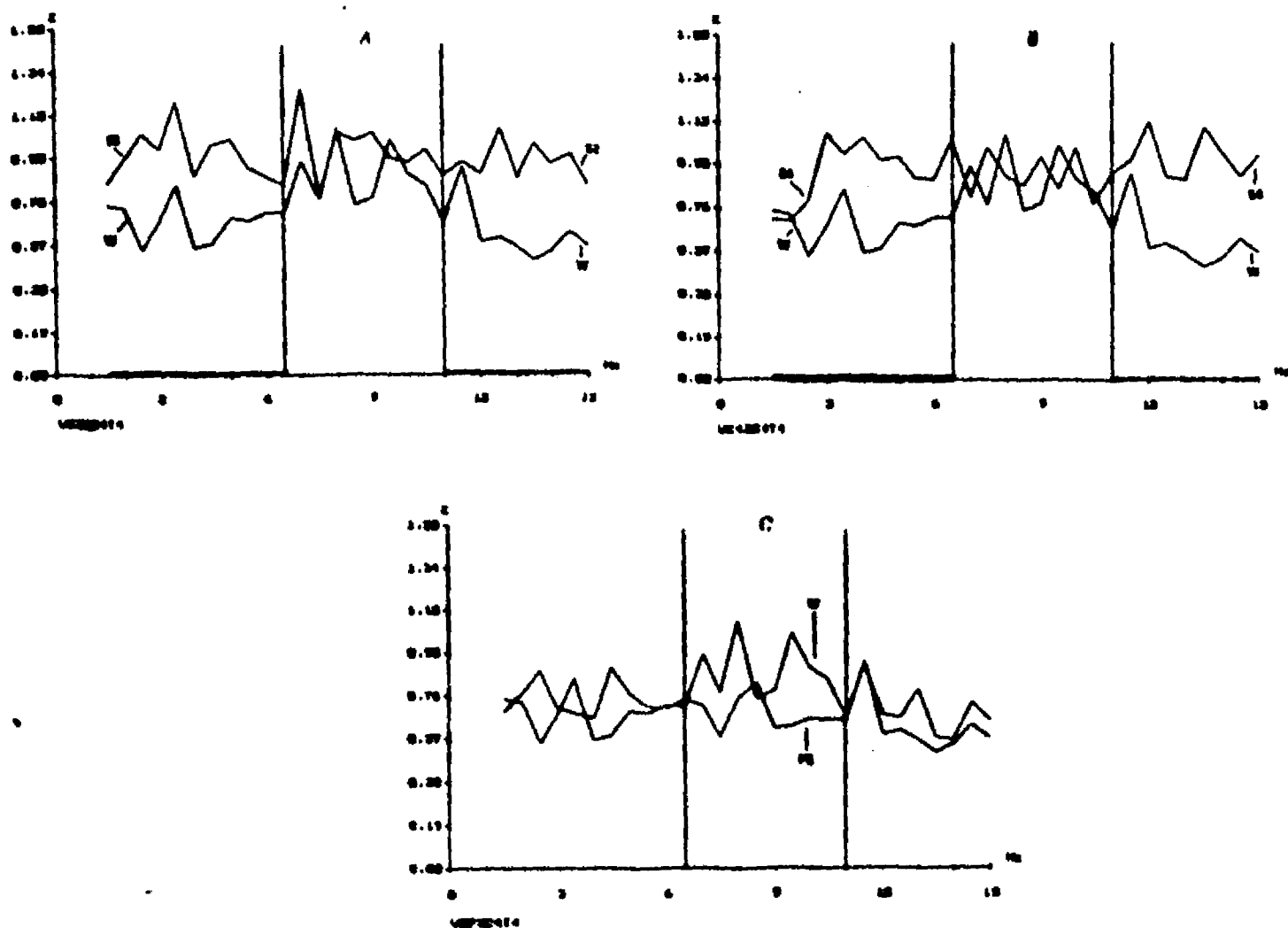


FIG. 4. Mean of intrahemispheric correlation at C4-T4, transformed to Fisher's Z scores, for every 0.5 Hz during wakefulness (W) and during stage 2 (A), stage 4 (B) and paradoxical sleep (C) of cycle 2. Vertical lines divide the three components (see text). Horizontal bars at the abscissa indicate significant differences (Tukey's Student *t* tests) between wakefulness and sleep stages for each component (black bar  $p < 0.01$ ; white bar  $p < 0.05$ ).

## DISCUSSION

The present findings indicate that SWS was accompanied by attenuation of inter- and intrahemispheric local differences, whereas PS was accompanied by attenuation of interhemispheric differences only.

Previous results of higher INTER<sub>r</sub> during sleep than during W, reported for the second cycle of the night (1), were confirmed for the delta and theta bands during S2 and PS and for sleep spindles during S2. The present results extend these findings to INTER<sub>r</sub> between F3 and F4 and during S4. INTER<sub>r</sub> between F3 and F4 showed the same pattern from W to sleep as C3-C4 and T3-T4. S4 showed the same results as S2, higher INTER<sub>r</sub> of delta, theta and SS, and the only difference between SWS stages was higher INTER<sub>r</sub> of alpha2 during S4 than S2 when traditional broad bands were considered. These findings suggest that the attenuation of functional differentiation between left and right anterior regions of the cortex is a common feature of sleep.

On the other hand, previous findings of higher INTER<sub>r</sub> of alpha frequencies during stage 2 and PS were not confirmed. However, in the previous work (1), alpha and beta bands were not divided into two bands, as they were in the present study. This difference in methodology may be responsible for the discrepancy; therefore correlation between cortical sites is inadequately reflected when broad bands are considered.

Intrahemispheric correlations did not show the same pattern from W to sleep as INTER<sub>r</sub>; the differences between W and SWS for this parameter were observed only in SS and alpha2 frequencies with higher INTR<sub>A</sub>r during SWS. PS showed significant differences versus W only for frequencies between 8 and 9.5 Hz with lower INTR<sub>A</sub>r than during W.

The only significant differences in EEG correlation between pairs of electrodes were observed for temporal INTER<sub>r</sub>, which was lower than frontal and central INTER<sub>r</sub>; this was also true for fronto-temporal INTR<sub>A</sub>r, which was also lower than centro-frontal and centro-temporal INTR<sub>A</sub>r. There also were more sig-

TABLE 4. Results of two-way ANOVAs of inter- and intrahemispheric correlation for the three eigenvectors of the principal component analysis with stage 2, stage 4, paradoxical sleep and wakefulness as one factor (A) and derivations as the second factor (B)\*

	Interhemispheric correlation			Intrahemispheric correlation		
	A df = 3, 77	B df = 2, 77	A × B df = 6, 77	A df = 3, 161	B df = 2, 161	A × B df = 6, 161
Eigenvector 1	0.00001	0.00001	—	—	0.001	—
Eigenvector 2	0.004	0.00001	—	0.002	0.00008	—
Eigenvector 3	0.00001	0.00001	—	0.00001	0.00007	—

\* Significance level:  $p < 0.009$ .

nificant differences within the left than within the right derivations. These results agree with those previously reported for correlation (12,19) and for coherence (24).

As a result of principal component analysis the frequencies of the correlation spectra were grouped into three bands (1.5–6.5, 11–15 and 7–10.5 Hz) that did not correspond exactly with the traditional band limits for power (20). Delta and theta were grouped together in the first component except for 7.0 and 7.5 Hz. Frequencies corresponding to SS were grouped in the second component, and some frequencies of fast theta, alpha 1 and alpha 2 were grouped in the third component.

Results from statistical comparisons between sleep and W generally agreed with those observed for the traditional bands and allowed for greater precision. They showed that: 1) INTERr of slow activity increased during S2, S4 and PS compared to W, particularly for frequencies between 3 and 6 Hz; 2) INTERr of SS frequencies increased only during SWS and not during PS, and the increase during SWS was stronger for frequencies between 13 and 14 Hz that are more typical of sleep spindles; and 3) INTERr of frequencies between 7 and 10.5 Hz did not change from W to SWS, and it was different only during PS. However, principal component analysis of these frequencies showed a first component formed by frequencies from 7.5 to 9.5 Hz that did not show differences between W and PS, and a second component that explained only a little percentage of the variance (8.11%) formed by 9.5, 10 and 10.5 Hz, which exhibit higher EEG correlation during W than during PS in the figures.

The strongest effects between W and SWS were observed for slow frequencies from 1.5 to 6.5 Hz, and in second place for frequencies corresponding to sleep spindles. Slow wave activity such as delta and probably extending to slow theta frequencies are considered to be of cortical origin and to reflect cortical inhibitory processes. Frequencies corresponding to SS are thought to depend on thalamo-cortical inhibitory processes. Both activities are more prominent when the cortex is free from reticular activating influences and when afferent input is attenuated (25). Although the correla-

tion between two EEG signals is independent of power (5,26), it is interesting to note that the main changes in power during SWS have been observed for these same frequencies (2), so they may reflect a major characteristic of cortical functional changes during SWS.

A high level of correlation or coherence between two sites has been considered to reflect lower functional differentiation between them (5,27,28). The increase of EEG correlation between cortical sites suggests that local functional differentiation between and within hemispheres is decreased during SWS, whereas during PS only interhemispheric differentiation is decreased and intrahemispheric differentiation is preserved or even increased. With the present results it is not possible to know the neurophysiological mechanisms underlying the higher level of correlation, but the different pattern of inter- and intrahemispheric EEG correlation during SWS and PS may be important for the understanding of changes in mental activity during sleep stages.

Slow wave sleep is accompanied by some degree of confusion (13). The pattern of increased inter- and intrahemispheric correlation characterizing SWS is in line with the increase in inter- and intrahemispheric coherence reported for other physiological conditions accompanied by some degree of mental impairment, such as coma (29), with the increase in EEG correlation after sleep deprivation (10,11) and during failure in cognitive performance (9). These results suggest that confusion during SWS may be related to the loss of inter- and intrahemispheric differentiation.

On the other hand, during virtually all of the time spent in PS there is some mental activity (30), which displays very unique features. Facts are interconnected with different logic than during wakefulness, so that incongruous associations between places or people, as well as transgressions of physical laws, are accepted by the dreamer without questioning their feasibility. Images, of all modalities, appear and disappear in a continuous flow, with no apparent voluntary control. This suggests that some cortical functions, such as accuracy of images, are preserved during PS, whereas others implying integration among cortical areas are altered

during PS. This may be related to the maintenance or even accentuation of intrahemispheric differentiation simultaneously to the attenuation of interhemispheric differentiation observed in the present study. However, this hypothesis must wait to be tested in the laboratory.

**Acknowledgements:** This work was partially financed by CONACYT 0663-H9III. Isabel Pérez-Montfort corrected the English version of the manuscript.

### REFERENCES

1. Corsi-Cabrera M, Meneses S, Molina E. Correlación interhemisférica y acoplamiento temporal de la actividad eléctrica cortical durante la vigilia, la etapa II y el sueño paradójico en el hombre. *Rev Mex Psicol* 1987;4:100-8.
2. Borbély AA, Baumann F, Brandeis D, Strauch I, Lehmann D. Sleep deprivation: effect on sleep stages and EEG power density in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1981;51:483-93.
3. Buchsbaum MS, Gillin JC, Wu J, et al. Regional cerebral glucose metabolic rate in human sleep assessed by positron emission tomography. *Life Sci* 1989;45:1349-56.
4. Nakamura RK, Kennedy CJ, Gillin JC, et al. Hypnogenic center theory of sleep: no support from metabolic mapping in monkeys. *Brain Res* 1983;268:372-6.
5. Shaw JC. Correlation and coherence analysis of the EEG: a tutorial review. *Int J Psychophysiol* 1984;1:255-66.
6. Corsi-Cabrera M, González-Rudo R, Molina E. Correlación interhemisférica y acoplamiento cortical de la actividad eléctrica durante la vigilia y el sueño en la rata. *Rev Mex Psicol* 1988;5:13-21.
7. Dumermuth G, Lehmann D. EEG power and coherence during non-REM and REM phases in humans in all-night sleep analyses. *Eur Neurol* 1981;20:429-34.
8. Dumermuth G, Walz W, Scollo-Lavizzani G, Kleiner B. Spectral analysis of EEG activity in different sleep stages in normal adults. *Eur Neurol* 1972;7:265-96.
9. Corsi-Cabrera M, Gutiérrez S, Ramos J, Arce C. Interhemispheric correlation of EEG activity during successful and unsuccessful cognitive performance. *Int J Neurosci* 1988;39:253-9.
10. Corsi-Cabrera M, Ramos J, Meneses S. Effect of normal sleep and sleep deprivation on interhemispheric correlation during subsequent wakefulness in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989;72:305-11.
11. Corsi-Cabrera M, Ramos J, Arce C, Guevara MA, Ponce-de-León M, Lorenzo I. Changes in the waking EEG as a consequence of sleep and sleep deprivation. *Sleep* 1992;15:550-5.
12. Arce C, Corsi-Cabrera M, Ramos J, Guevara MA. Características electroencefalográficas de la habilidad espacial en sujetos con puntajes extremos. *Rev Cubana Inv Biomed* 1991;10:87.
13. Broughton RJ. Sleep disorders: disorders of arousal? *Science* 1968;159:1070-8.
14. Luria AR. *The working brain*. London: Penguin, 1973.
15. Kimura D. Are men's and women's brains really different? *Can J Psychol* 1987;28:133-47.
16. Rechtschaffen A, Kales A, eds. *A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects*. Los Angeles: Brain Information Service, Research Institute, 1968.
17. Feinberg I, Floyd TC. Systematic trends across the night in human sleep cycles. *Psychophysiology* 1979;16:283-91.
18. Mocks J, Gasser T. How to select epochs of the EEG at rest for quantitative analysis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984;58:89-92.
19. Solis-Ortiz S, Ramos J, Arce C, Guevara MA, Corsi-Cabrera M. Menstrual oscillations of EEG activity. *Int J Neurosci* 1995; <sup>1994</sup> <sub>96:</sub> <sup>279</sup> (in press).
20. Matousek M, Petersén I. Automatic evaluation of EEG background activity by means of age-dependent quotients. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1973;35:603-12.
21. Barcaro U, Denoth F, Murri L, Navona C, Stefanini A. Changes in the interhemispheric correlation during sleep in normal subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1986;63:112-8.
22. Guilford JP, Fruchter B. *Estadística aplicada a la psicología y a la educación*. México: McGraw-Hill, 1984.
23. Williams RL, Karacan I, Hirsch CJ. *EEG of human sleep: clinical applications*. New York: John Wiley and Sons, 1974.
24. Thatcher RW, Krause PJ, Hryvyk M. Cortico-cortical associations and EEG coherence: a two compartmental model. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1986;64:123-43.
25. Steriade M, Gloor P, Linás RR, Lopes da Silva FH, Mesulam MM. Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1990;76:401-508.
26. Beaumont JG, Mayes AR, Rugg MD. Asymmetry in EEG alpha coherence and power: effect of task and sex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1978;15:393-401.
27. Thatcher RW, McAlaster R, Lester ML, Horst RL, Cantor DS. Hemispheric EEG asymmetries related to cognitive functioning in children. In: Porecman A, ed. *Cognitive processing in the right hemisphere*. New York: Academic Press, 1983:125-46.
28. Shaw JC, O'Connors KP, Ongley C. The EEG as a measure of cerebral functional organization. *Br J Psychiatry* 1977;130:260-4.
29. Grindel OM. Optimal level of EEG coherence and its role in evaluation of the state of human brain function. *Neurosci Behav Physiol* 1982;12:199-206.
30. Foulkes WD. Dream reports from different stages of sleep. *J Abnorm Soc Psychol* 1962;65:14-25.

cop??  
(copied original?)

6

FALLA DE ORIGEN



**INTER AND INTRAHEMISPHERIC ELECTROENCEPHALOGRAPHIC CORRELATION AS A  
FUNCTION OF SLEEP CYCLES.**

**MARIA CORSI-CABRERA<sup>1</sup>, MIGUEL ANGEL GUEVARA<sup>1</sup>, CONSUELO**

**ARCE<sup>2</sup> and JULIETA RAMOS<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Instituto de Neurociencias, Universidad de Guadalajara and Departamento de Psicofisiología, Facultad de Psicología. <sup>2</sup> Escuela Nacional Preparatoria, Universidad Nacional Autónoma de México. México D.F., 04510. México.

(Final form, )

**Abstract**

**Corsi-Cabrera, M.<sup>1</sup>, Guevara, M.A.<sup>1</sup>, Arce, C.<sup>2</sup> and Ramos, J.<sup>1</sup> Inter and intrahemispheric electroencephalographic correlation as a function of sleep cycles. *Prog. Neuro-Psychopharmacol. & Biol. Psychiat.*,**

**Inter (INTER<sub>r</sub>) and intrahemispheric (INTRAr) EEG correlation were assessed in 8 young male adults during wakefulness (W) with eyes closed before going to sleep, and during stage 2 (S2), stage 4 (S4) and paradoxical sleep (PS) of the first three sleep cycles during the second night spent at the laboratory. Pearson product-moment correlations were calculated between EEG signals of each pair of electrodes (C3, C4, F3, F4, T3, T4) for every 0.5 Hz from 1.5 to 15 Hz. INTER<sub>r</sub> and INTRAr of 1.5-6.5 and 11-15 Hz were significantly higher during stage 2 and 4; INTER<sub>r</sub> of 1.5-6.5 Hz was also higher during PS in cycle 1 and 2 whereas INTER<sub>r</sub> and INTRAr of 7-10.5 Hz were lower than during wakefulness. INTRAr of S2 and S4 approximated whereas, INTRAr of PS moved away from W over successive sleep cycles. These data show that cortical changes during sleep are also observed in functional differentiation between cortical sites. Inter and intrahemispheric differentiation is attenuated during stage 2 and 4 while during PS only interhemispheric differentiation is attenuated but intrahemispheric differentiation is accentuated compared to wakefulness. This pattern of cortical differentiation may be of relevance for the understanding of mental activity changes during sleep.**

**Keywords: Interhemispheric EEG correlation, intrahemispheric EEG correlation, sleep cycles, wakefulness.**

## Introduction

In the same night, successive sleep cycles are not uniform but rather they undergo several changes apparent in slow wave sleep (SWS) as well as in paradoxical sleep (PS) episodes. Under entrained conditions, the amount of stage 3 (S3) and 4 (S4) is higher during the first cycles of the night, and it decreases with successive cycles until the last cycles when S3 and S4 may be absent. In contrast, the percentage of stage 2 (S2) increases as sleep goes on (Webb and Agnew, 1967; Williams et al., 1974; Feinberg and Floyd, 1979). These changes are reflected on the EEG activity. Slow wave activity during SWS decreases exponentially from the first to the following cycles reflecting sleep intensity (Borbély et al., 1981; Dijk et al., 1987).

The duration of PS episodes, the density of phasic events and the quality of dreaming also change from one cycle to the other. The PS episode of the first cycle is rather short, about 10 min, and with very few rapid eye movements (REMs), while ulterior PS episodes are longer lasting up to 30 min. The frequency and density of phasic events: REMs, medium ear muscle activity (MEMs), periorbital integrated potentials (PIPs) and cardiovascular events increase with progressive sleep cycles (Dement and Kleitman, 1957; Kales et al., 1967; Feinberg, 1974). In a parallel way, dreams undergo quantitative and qualitative changes. Dreams of the last cycles are characterized by longer narratives, higher emotional content and vividness and greater distortion and bizarreness compared to those of the first cycle (Foulkes, 1962; Molinari and Foulkes, 1969; Rechtschaffen et al., 1970; Pessah and Roffwarg, 1972; Hauri and Van de Castle, 1973; Kramer et al., 1980; Ogilvie et al., 1982).

The functional organization of the cortex resembles that of a distributed system where widespread networks are very important. Thus, it is interesting to study not only local cortical changes but also intercortical functional relationships. Electroencephalographic (EEG) coherence and EEG correlation between the EEG activity of cortical sites supply information on the similarity of the ongoing EEG activity, the higher the similarity between both sites the higher the correlation, which in turn provides information on the functional relationships and functional differentiation between them (Shaw, 1984).

In previous studies we have demonstrated that local functional differentiation between cortical sites undergoes important modifications from wakefulness to sleep. Interhemispheric correlation (INTERr) is higher during SWS and during PS than during wakefulness, whereas intrahemispheric correlation (INTRAr) may be higher during SWS but similar to or even lower during PS than during wakefulness. However, these results are based on the EEG analysis of the second cycle of the night only (Corsi-Cabrera et al., 1987; Corsi-Cabrera et al., 1988a; Guevara et al., in press).

The gradual reduction of slow wave activity power over successive cycles of SWS, as well as the progressive changes in duration, density of phasic events and dream mentation over successive PS episodes suggest that consecutive changes may also occur in intercortical relationships and that INTERr and INTRAr should change from one cycle to the other. We hypothesized that INTERr and INTRAr of SWS should come closer to wakefulness values, whereas, in contrast, those of PS should diverge from wakefulness values in a way parallel to other physiological and psychological features of sleep cycles. With this purpose, in the present study, the EEG of the first three cycles of the night of the same subjects were analyzed.

### Methods

Nine male subjects between 22 and 30 years old, apparently in good health, were paid to participate in the study. They were free of sleep complaints and did not use drugs or medications as assessed by a questionnaire. The subjects were requested to refrain from drinking alcohol or caffeine along the experiment.

The subjects slept at the laboratory for two consecutive nights. They went to bed at their customary bedtimes (23:00 h- 24:00 h) and were allowed to sleep ad libitum.

Sleep was recorded in a Grass model 8-16E polygraph following the standardized procedures for recording sleep and wakefulness. EEG, EOG and EMG were recorded at a paper speed of 10 mm/sec, filter bypass 1 - 35 Hz (Rechtschaffen and Kales, 1968). EEG was recorded at F3, F4, C3, C4, T3 and T4 referred to the ipsilateral earlobe. Electrode impedance was kept below 10 KOhms.

EEG samples from stage 2 (S2), stage 4 (S4) and paradoxical sleep (PS) of every sleep cycle during the second night and during wakefulness (W) with eyes closed before going to sleep were converted from analog to digital (12-bit resolution) at a sampling rate of 128 Hz and stored in a PC for off-line analysis. Sleep cycles were considered as 15 min of uninterrupted SWS and a PS sleep episode lasting at least 5 min, no minimum PS duration was required for the first cycle (Feinberg and Floyd, 1979). The stored samples from stage 2 and stage 4 were taken the first time they appeared during each cycle.

EEG signals were carefully inspected before off-line analysis and samples containing artifacts were discarded. Ten samples of 2 sec each, from each subject and condition, were considered for analysis. EEG signals were digitally filtered by means of a Fast Fourier Transform using rectangular windows for every 0.5 Hz from 1.5 to 25 Hz. Pearson product-moment correlation coefficients were calculated in the time domain (Barcaro et al., 1986; Corsi-Cabrera et al., 1989; Corsi-Cabrera et al., 1992) for every

narrow band and pair of electrodes (INTERr: C3-C4, F3-F4, T3-T4 and INTRAr: C3-T3, C4-T4, F3-T3, F4-T4, F3-C3 and F4-C4). In the present report statistical analysis was limited to 15 Hz because at the present sampling rate, higher frequencies, beta1 and beta2 are described by very few points and may render inaccurate results. Correlation coefficients were transformed to Fisher's Z scores before statistical analysis (Guilford and Fruchter, 1984).

## Results

### Sleep variables.

Paper recordings were scored according to conventional criteria (Rechtschaffen and Kales, 1968). All sleep variables were within the normal range for men between 20 and 30 years old (Williams et al., 1974), and are reported elsewhere (Guevara et al., in press).

### Correlation spectra.

Only the first three cycles of the second night were considered for statistical analysis because not all of the subjects presented stage 4 during the last cycles (cycle 1: S21, S41 and PS1; cycle 2: S22, S42, PS2; and cycle 3: S23, S43 and PS3).

To investigate which frequencies covaried together and which were independent, the correlation spectra, 0.5 Hz resolution, of INTERr and INTRAr for each subject, as well as pairs of derivations and stages were submitted to principal component analysis with EEG frequencies as variables. Varimax rotation was used.

Results from principal component analysis (Table 1) showed that the first three components (eigenvectors) explained 55% of the total variance. The Varimax rotation of these three components showed that the 0.5 Hz points were grouped forming three bands (Figs. 1 and 2) slightly different from the traditional bands (Matousek and Petersén, 1973). The first component was formed by slow frequencies between 1.5 and 6.5 Hz (SF) (including delta and some theta frequencies) and explained 46.44% of the total variance; the second component at frequencies between 11 and 15 Hz (SS) (corresponding to sleep spindles frequencies) explained 5.15% of the variance; the third component was formed by middle frequencies between 7 and 10.5 Hz (MF) (fast theta, alpha1 and part of alpha2)

and accounted for 3.42% of the variance. The remaining components explained too little variance to be of interest (lower than 3% each).

**Table 1**  
Principal Component Analysis of EEG Correlation for every 0.5 Hz. Rotated Values.

Hz	Eigenvectors			Hz	Eigenvectors			Hz	Eigenvectors		
	1	2	3		1	2	3		1	2	3
1.5	0.667	-0.152	0.151	7.0	0.408	-0.213	0.584	11.0	0.356	-0.505	0.383
2.0	0.575	-0.369	0.189	7.5	0.436	-0.385	0.423	11.5	0.259	-0.573	0.460
2.5	0.639	-0.303	0.171	8.0	0.426	-0.254	0.524	12.0	0.319	-0.668	0.112
3.0	0.577	-0.346	0.214	8.5	0.462	-0.351	0.422	12.5	0.200	-0.699	0.222
3.5	0.659	-0.269	0.279	9.0	0.366	-0.312	0.536	13.0	0.314	-0.626	0.275
4.0	0.624	-0.327	0.138	9.5	0.353	-0.332	0.640	13.5	0.249	-0.650	0.345
4.5	0.573	-0.146	0.405	10.0	0.233	-0.330	0.610	14.0	0.282	-0.712	0.221
5.0	0.601	-0.333	0.231	10.5	0.160	-0.322	0.742	14.5	0.222	-0.715	0.233
5.5	0.598	-0.114	0.418					15.0	0.257	-0.657	0.347
6.0	0.530	-0.192	0.264								
6.5	0.596	-0.254	0.310								
accumulated % of explained variance									46.44	51.58	55.00

The EEG raw signals were again digitally filtered with the new boundaries using a square window and INTER<sub>r</sub> and INTRAr were recalculated in the time domain for these new bands.

Figure 1. This figure illustrates the correlation spectra (A) and one segment of 2 s of the EEG activity at F3 and F4 of one subject during wakefulness with eyes closed (B), and during stage 4 of the first cycle of the night (C). EEG signals were digitally filtered for every 0.5 Hz using rectangular windows. Pearson product moment coefficients were calculated in time domain between the pair of signals for every 0.5 Hz. The resulting correlation spectra of the same segments of wakefulness (VC) and stage 4 (41) are shown in A. As a result of principal component analysis (see text), three EEG bands were formed. The original EEG signals were again digitally filtered for these three bands. The filtered EEGs, 1.5-6.5, 7-10.5 and 11-15 Hz respectively, from wakefulness are shown in B and from stage 4 in C.

### Sleep cycle analysis.

INTERr and INTRAr values of these bands were submitted to two-way ANOVAs for repeated measurements separately for INTERr, INTRAr, for each band and sleep stage, with derivations as one factor (C3-C4, F3-F4 and T3-T4 in the case on INTERr, and C3-F3, C4-F4, C3-T3, C4-T4, F3-T3 and F4-T4 in the case of INTRAr) and sleep cycles as the other factor (stage 2: W, S21, S22, S23; stage 4: W, S41, S42, S43; PS: W, PS1, PS2, PS3). To reduce type I error, the significance level was set at  $p < 0.009$ . Results from ANOVAs are presented in Table 2. Since derivations effects showed similar results for S2, S4 and PS they will be described together for the three sleep stages. In contrast, sleep cycle effects were different for SWS and PS and they will be described separately.

Table 2

Results of Two-Way Anovas of Inter- and Intrahemispheric Correlation for the three Eigenvectors (Eigv1, Eigv2, Eigv3) of the Principal Component Analysis with Cycle 1, Cycle 2, Cycle 3 and Wakefulness as one Factor (A) and Derivations as the second Factor (B), for Stage2, Stage 4 and Paradoxical Sleep. Significance level  $p < 0.009$ .

	Interhemispheric Correlation			Intrahemispheric Correlation		
	A df=3, 77	B df= 2,77	AxB df= 6,77	A df= 3,161	B df= 5,161	AxB df= 15,161
	Stage 2					
Eigv1	0.00004	0.00001	-----	0.004	0.00008	-----
Eigv2	0.002	0.00001	-----	0.00001	0.00001	-----
Eigv3	-----	0.00001	-----	0.007	0.00001	-----
	Stage 4					
Eigv1	0.00001	0.00001	-----	0.001	0.00001	-----
Eigv2	0.00001	0.00001	-----	0.00001	0.00001	-----
Eigv3	-----	0.00001	-----	-----	0.00001	-----
	Paradoxical Sleep					
Eigv1	0.00003	0.00002	-----	-----	-----	-----
Eigv2	-----	0.00001	-----	-----	0.003	-----
Eigv3	0.008	0.00002	-----	0.002	0.0006	-----

Figure 2. This figure illustrates the correlation spectra (A) and one segment of 2 s of the EEG activity at F3 and C3 of one subject during wakefulness with eyes closed (B), and during paradoxical sleep of the third cycle of the night (C). EEG signals were digitally filtered for every 0.5 Hz using rectangular windows. Pearson product moment coefficients were calculated in time domain between the pair of signals for every 0.5 Hz. The resulting correlation spectra of the same segments of wakefulness (VC) and paradoxical sleep (P3) are shown in A. As a result of principal component analysis (see text), three EEG bands were formed. The original EEG signals were again digitally filtered for these three bands. The filtered EEGs, 1.5-6.5, 7-10.5 and 11-15 Hz respectively, from wakefulness are shown in B and from paradoxical sleep in C.

### Slow wave sleep.

S2 and S4 of SWS showed similar results. There was an overall effect of sleep cycles for INTERr and INTRAr of SF and SS of S2 and S4. In addition, S2 showed a significant main effect of sleep cycles for INTRAr of MF. Results from posthoc (Tukey's Student- t tests) comparisons between means showed the following significant results:

a) INTERr of the SF was higher during S2 and S4 than during W in the three cycles (Fig. 3A). INTRAr of the same frequencies was also higher during S2 and S4 but, only during the first and second cycle, and the difference between cycle three and W was no longer significant (Fig. 4A).

b) INTERr (Fig. 3B) and INTRAr (Fig. 4B) of SS were also higher during S2 and S4 than during W in the three sleep cycles; in addition, INTRAr of these frequencies decreased significantly from S2 of cycle 1 to cycle 3 approximating to wakefulness levels.

c) In contrast, INTERr (Fig. 3C) and INTRAr (Fig. 4C) of MF did not change from wakefulness to S2 but they showed significant differences between cycle1 and cycle3.

### Paradoxical sleep.

Comparisons between PS and W showed different results than those of SWS. INTERr of SF was also higher during PS than during W but only during the first two cycles and it decreased significantly from cycle 1 to cycle 3 approaching W values (Fig. 5A). INTER and INTRAr of SS frequencies were not different from W nor between sleep cycles (Figs. 5B and 6B). On the other hand, INTERr and INTRAr of MF was significantly lower during PS than during W but only during cycles 2 and 3 moving away from W values, despite that the comparisons between cycles were not significant (Figs. 5C and 6C).

### Derivation effects.

The main effects of derivation were significant for all components and sleep stages. No derivation by sleep cycle interactions were found indicating orthogonal effects.

Pairwise comparisons between derivations showed: lower INTERr between T3-T4 for all comparisons and sleep stages. On the other hand, INTRAr showed different results for SWS than for PS: INTRAr between fronto-temporal regions was lower than between fronto-central regions during S2 and S4 for all bands; fronto-temporal INTRAr of the three bands was also lower than

between centro-temporal regions of the left side and of the right only for the SS frequencies. Furthermore, INTRAr during PS became very similar between pairs of derivations and only left fronto-temporal INTRAr of SS and MF was lower than left centro-temporal INTRAr.

### Discussion

The present results indicate that S2 and S4 of SWS compared to wakefulness are characterized by higher intercortical correlation of slow and sleep spindle frequencies between frontal, central and temporal regions, within as well as between hemispheres whereas, PS is characterized by higher INTERr of slow frequencies but by lower INTERr and INTRAr of middle frequencies. There is no change in SS frequencies from wakefulness to PS.

The overall change of intercortical EEG correlation from wakefulness to SWS and PS obtained from analysis of the first three cycles of the night agree with the change in correlation obtained when the second cycle of the night was analyzed (Guevara et al., in press). This was also true for the frequency bands that resulted from the principal component analysis; the same three frequency groups were formed when the three cycles were entered to the analysis than when the second cycle alone was entered: a first component including slow frequencies from 1.5 to 6.5; a second component corresponding to sleep spindle frequencies from 11 to 15 Hz and a third component formed by middle frequencies from 7 to 10.5 Hz. The fact that similar results for intercortical correlation and similar grouping in three bands were observed during the three cycles of sleep indicate that these features are part of the general sleep physiology.

Beside the overall effect of sleep stages on intercortical correlation, pairwise comparisons between cycles showed some significant variations from one cycle to the other. SF INTRAr during S2 and S4 and SF INTERr during PS gradually decreased from the first to the third cycle, no longer showing significant differences between sleep and wakefulness for the third cycle and approaching wakefulness values. The changes in INTERr and INTRAr of SF, mimicked the well-known decrease in sleep intensity, as reflected in the decrease of power intensity of these same frequencies over successive sleep cycles, and may also be related to sleep intensity (Borbély, 1982).

In contrast, PS INTRAr of middle frequencies moved away from wakefulness from the first, which did not show significant differences, to the second and third cycle. The changes in INTRAr over PS episodes may reflect PS intensity which under entrained conditions is accentuated in the last cycles of



the night. However, with the present experiment, it is not possible to know whether these changes are circadian or dependent on prior history of sleep. PS is to a certain extent determined by circadian phase and its propensity is coupled to temperature rhythm (Czeisler et al., 1980; Zulley et al., 1981); duration as well as density of phasic events, and some features of dream mentation are accentuated at day break (Kramer et al., 1980).

The only significant differences in EEG correlation between pairs of electrodes were observed for temporal INTERr which was lower than frontal and central INTERr; and for fronto-temporal INTRAr which was also lower than centro-frontal and centro-temporal INTRAr. There were also more significant differences within the left than within the right derivations. These results agree with those previously reported for correlation (Solis et al., 1994) and for coherence (Thatcher et al., 1986). In spite of the increase of EEG correlation with sleep, interhemispheric correlation between temporals and intrahemispheric correlation between fronto-temporal derivations was lower than between the other pairs of electrodes during SWS, whereas during PS the difference between intrahemispheric pairs was attenuated and fronto-temporal regions showed the same level of correlation as the other regions.

The degree of correlation between two cortical regions indicates the degree of similarity between the EEG activity of both sites (Shaw, 1984), which in turn is the outcome of the functional states of the neuronal networks (Lopes da Silva, 1991). High correlation may be the result of higher functional interconnectivity between the two sites (Beaumont et al., 1978; Thatcher et al., 1983). However, callosotomy does not induce a decrease in INTERr between the split left and right regions suggesting, that INTERr is also influenced by subcortical connections and by the functional organization and specialization of the two networks (Corsi et al., in press). The ongoing EEG is the multifactorial result of excitatory and inhibitory influences, from cortical and subcortical inputs, which interact with the neuronal network characteristics (Lopes da Silva, 1991; Steriade et al., 1990). A change in correlation between two cortical regions may indicate then, in addition to afferent inputs, a change in the functional state in one or in both regions. Low correlation reflects higher functional differentiation and viceversa, higher correlation reflects a more homogeneous functioning mode.

The present results indicate that intercortical coupling changes from W to SWS to PS. During SWS, intercortical coupling shifts from the higher functional differentiated mode of wakefulness to a more homogeneous functional state within, as well as between, anterior regions of the left and right hemispheres.

This shift of intercortical functional differentiation may be related to cognitive changes occurring during SWS. Awakening from SWS is accompanied by some degree of confusion and in some cases by behavioral disorders such as sleep-walking, night terrors and amnesia (Gastaut and Broughton, 1965). This has been, appropriately attributed to the level of activation, however, the present results show that in addition to this well-known fact, it may also be related to the attenuation of the functional differentiation between anterior cortical regions. These results are in line with the increase in correlation during failure in cognitive performance (Corsi et al., 1988b), and in populations with poor cognitive performance (Arce et al., 1991) and suggest that the attenuation of inter- and intrahemispheric differentiation is related to some degree of mental impairment. According to Grindel (1982) there is a level of intercortical correlation necessary for optimal functioning and both extremes are accompanied by alterations. On the other hand, this shift toward a more homogeneous functional state may participate in memory processes facilitating the transfer of information as proposed by Wilson and McNaughton (1994). Perhaps this pattern of low intercortical differentiation during SWS may be useful to memory but not for attending current external demands.

PS showed a different pattern of intercortical relationships than SWS and than W: INTERr and INTRAr of SS frequencies and INTRAr of SF maintained the same level as W; INTERr of SF resembled those of SWS, that is higher than during W; in contrast, INTERr and INTRAr of middle frequencies was lower than during W. This particular pattern of intercortical relationships, in which some features of wakefulness are preserved while others change, together with the well-known changes in activation, may be related to some characteristics of dream mentation. Perceptual accuracy is maintained during PS, clarity of visual imagery during PS is judged by subjects as similar to high quality photographs ( Rechtschaffen, 1983), and the integration of simultaneous perceptual images and sensations into a single experience is also maintained, whereas the ability to evaluate the outcome of this integration is lost and it is accepted in a passive way without questioning even if it is not congruent with reality or with previous experiences and memories.

In conclusion, the present results demonstrate: a) an overall effect of sleep stages on intercortical functional differentiation which is stable over successive sleep cycles probably reflecting general sleep physiology: SWS is accompanied by attenuation of inter- as well as intrahemispheric local differences, whereas PS is accompanied by attenuation of interhemispheric differences only and by accentuation of intrahemispheric differentiation and, b) that SWS approximates, whereas PS moves away from wakefulness over successive sleep cycles probably reflecting sleep intensity.

### Acknowledgments

This work was partially financed by CONACYT 0663-H9III. Isabel Pérez-Montfort corrected the English version of the manuscript.

### References

- ARCE C, CORSI-CABRERA M, RAMOS J and GUEVARA MA. (1991) Características electroencefalográficas de la habilidad espacial en sujetos con puntajes extremos. *Rev Cubana Inv Biomed*; 10:87.
- BARCARO U, DENOTH F, MURRI L, NAVONA C and STEFANINI A. (1986) Changes in the interhemispheric correlation during sleep in normal subjects. *Electroenceph clin Neurophysiol*; 63: 112-118.
- BEAUMONT JG, MAYES AR and RUGG MD. (1978). Asymmetry in EEG alpha coherence and power: effect of task and sex. *Electroenceph clin Neurophysiol*; 15: 393-401.
- BORBELY A A, BAUMANN F, BRANDEIS D, STRAUCH Y and LEHMANN D. (1981) Sleep deprivation: effect on sleep stages and EEG power density in man. *Electroenceph clin Neurophysiol*; 51: 483-93.
- BORBELY AA. (1982) A two-process model of sleep regulation. *Hum Neurobiol*; 1: 195-204.
- CORSI-CABRERA M, MENESES S and MOLINA E. (1987) Correlación interhemisférica y acoplamiento temporal de la actividad eléctrica cortical durante la vigilia, la etapa II y el sueño paradójico en el hombre. *Rev Mex Psicol*; 4: 100-108.
- CORSI-CABRERA M, GONZALEZ-RUDO R and MOLINA E. (1988a) Correlación interhemisférica y acoplamiento cortical de la actividad eléctrica durante la vigilia y el sueño en la rata. *Rev Mex Psicol*; 5: 15-21.
- CORSI-CABRERA M, GUTIERREZ, RAMOS J and ARCE C. (1988b) Interhemispheric correlation of EEG activity during successful and unsuccessful cognitive performance. *Int J Neurosci*; 39: 253-259.
- CORSI-CABRERA M, RAMOS J and MENESES S. (1989) Effect of normal sleep and sleep deprivation on interhemispheric correlation during subsequent wakefulness in man. *Electroenceph clin Neurophysiol*; 72: 305-11.

**CORSI-CABRERA M, RAMOS J, ARCE C, GUEVARA M A, PONCE-DE-LEON M and LORENZO I. (1992) Changes in the waking EEG as a consequence of sleep and sleep deprivation. Sleep; 15: 550-555.**

**CORSI-CABRERA M, TRIAS G, GUEVARA MA, HARO R and HERNANDEZ A. EEG interhemispheric correlation after callosotomy: one case study. Percept Motor Skills. In press.**

**CZEISLER CA, ZIMMERMAN JC, RONDA JM, MOORE-EDE MC and WEITZMANN DE. (1980). Timing of REM sleep is coupled to the circadian rhythm of body temperature in man. Sleep; 2: 329-346.**

**DEMENT WC and KLEITMAN N. (1957) Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility and dreaming. Electroenceph clin Neurophysiol; 9: 673-690.**

**DIJK DJ, BEERSMA DGM and DAAN S. (1987) EEG power density during nap sleep: reflection of an hourglass measuring the duration of prior wakefulness. J Biol Rhythms; 2: 107-219.**

**FEINBERG Y. (1974) Changes in sleep cycle patterns with age. J Psychiat Res; 10: 283-306.**

**FEINBERG Y and FLOYD TC. (1979) Systematic trends across the night in human sleep cycles.- Psychophysiol; 16: 283-291.**

**FOULKES WD. (1962) Dream reports from different stages of sleep. J Abn Soc Psychol; 65: 14-25.**

**GASTAUT H and BROUGHTON R. (1965) A clinical and polygraphic study of episodic phenomena during sleep. Recent Adv Biol Psychiat; 7: 197-221.**

**GRINDEL OM. (1982) Optimal level of EEG coherence and its role in evaluation of the state of human brain function. Neurosci Behav Physiol; 12: 199-206.**

**GUEVARA MA, LORENZO I, ARCE C, RAMOS J and CORSI-CABRERA M. Inter and intrahemispheric EEG correlation during sleep and wakefulness. Sleep, in press.**

**GUILFORD JP and FRUCHTER B. (1984) Estadística aplicada a la Psicología y a la Educación. McGraw-Hill, México.**

**HAURI P and VAN DE CASTLE RL. (1973) Psychophysiological parallels in dreams. Psychonom Med; 35: 297-308.**

**KALES A, JACOBSON A, KALES JD, KUN T and WEISSBUCK R. (1967) All night EEG sleep measurements in young adults. Psychonom Sci; 7: 67-68.**

- KRAMER M, MCQUARRIE E and BONNET M. (1980) Dream differences as a function of REM period position. Sleep Res; 9: 155.**
- LOPES DA SILVA FH. (1991) Neural mechanisms underlying brain waves from neural membranes to networks. Electroenceph clin Neurophysiol; 79: 81-93.**
- MATOUSEK M and PETERSÉN I. (1973) Automatic evaluation of EEG background activity by means of age-dependent quotients. Electroenceph clin Neurophysiol; 35: 603-612.**
- MOLINARI S and FOULKES D. (1969) Tonic and phasic events during sleep: psychological correlates and implications. Precept Motor Skills; 29: 343-348.**
- OGILVIE RD, HUNT HT, SAWICKI CH and SAMAHALSKYI J. (1982) Psychological correlates of spontaneous middle ear muscle activity during sleep. Sleep; 5: 11-27.**
- PESSAH MA and ROFFWARG HP. (1972) Spontaneous middle ear muscle activity in man: a rapid eye movement phenomenon. Science; 178: 773-776.**
- RECHTSCHAFFEN A and KALES A, EDS. (1968) A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Los Angeles: Brain Information Service, Research Institute.**
- RECHTSCHAFFEN A, MOLINARI S, WATSON R and WINCOR M. (1970) Extraocular potentials: a possible indicator of GPO activity in the human. Psychophysiol; 7: 336.**
- RECHTSCHAFFEN A. (1983) Visual dimensions and correlates of dream images. Sleep Res; 12:189.**
- SHAW JC. (1984) Correlation and coherence analysis of the EEG: a tutorial review. Int J Psychophysiol; 1: 255-66.**
- SOLIS-ORTIZ S, RAMOS J, ARCE C, GUEVARA MA and CORSI-CABRERA M. (1994) Menstrual oscillations of EEG activity. Int J Neurosci; 76: 279-292.**
- STERIADE M, GLOOR P, LLINAS RR, LOPES DA SILVA FH and MESULAM MM. (1990) Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities. Electroenceph clin Neurophysiol; 76: 481-508.**
- THATCHER RW, KRAUSE PJ and HRYVYK M. (1986) Cortico-cortical associations and EEG coherence: a two compartmental model. Electroenceph clin Neurophysiol; 64: 123-143.**
- THATCHER RW, MCALASTER R, LESTER ML, HORST RL and CANTOR DS. (1983) Hemispheric EEG asymmetries related to cognitive functioning in children In: A. Perecman (Ed) Cognitive processing in the right hemisphere. Academic Press, New York; 125-146.**

**WEBB WB and AGNEW JR, HW. (1967) Sleep cycling within 14-hour periods. J Exp Psychol; 74: 158-160.**

**WILLIAMS RL, KARACAN Y and HURSCH CJ. (1974) EEG of human sleep: Clinical applications. John Wiley and Sons, New York,.**

**WILSON MA and MCNAUGHTON BL. (1994) Reactivation of hippocampal ensemble memories during sleep. Science; 265: 676-679.**

**ZULLEY J, WEVER R and ASCHOFF J. (1981) The dependence of onset and duration of sleep on the circadian rhythm of rectal temperature. Pflugers Arch; 391: 314-318.**

**EEG COHERENCE OR EEG CORRELATION?**

**M.A. Guevara and M. Corsi-Cabrera**

**Instituto de Neurociencias, Universidad de Guadalajara and Facultad de Psicología, Universidad Nacional Autónoma de México.**

**Running title: EEG COHERENCE OR EEG CORRELATION?**

**key words: EEG correlation, EEG coherence, EEG spectrum, sleep.**

**Acknowledgements: We thank Marijose Amerlinck for the revision of the English version of the manuscript and Yolanda Del-Río-Portilla for the preparation of the illustrations.**

**Adress Correspondence to:**

**Dr. María Corsi-Cabrera**

**Facultad de Psicología, Posgrado**

**Universidad Nacional Autónoma de México**

**Av. Universidad 3004**

**Coyoacán, 04510**

**México, D.F., México**

**Phone: (5) 622 22 51**

**Fax (5) 550 25 60**

## **Summary**

**In view of the widespread use of electroencephalographic (EEG) correlation (r) and coherence (Coh) analyses in studying brain functional relationships, it seems important to compare the results yielded by these two methods. Although both methods are considered as equivalent, they show important differences. Results obtained from r and Coh were compared using : a) 1-sec epochs of 2 Hz sinusoidal signals, where phase and amplitude were artificially manipulated and, b) Coh and r spectra obtained between each pair of derivations (C3, C4, F3, F4, T3 and T4) from wakefulness, stage2, stage4 and paradoxical sleep (n = 8). The following results were obtained: 1) r was sensitive only to phase, whereas Coh was not sensitive to phase nor to voltage changes, but to the stability of the relationship of both parameters; 2) Significant Pearson product-moment coefficients were obtained between r and Coh spectra in the range of 0.86 to 0.96 for interhemispheric and 0.60 to 0.90, with one single exception, for intrahemispheric pairs; 3) As a result of principal component analyses, the same three frequency bands were formed for r and Coh spectra with the exception of one single bin; 4) similar results for r and Coh were obtained by two-way ANOVAs (physiological stages by derivations). In conclusion, a high degree of equivalence between r and Coh was observed, provided normal conditions and good quality recordings, but if interest is focused on time coupling and waveform, correlation is a better choice.**



## **Introduction**

The study of functional relationships between two brain regions has been one of the key issues since the development of the electroencephalogram. As early as 1951, the crosscorrelation function was used to study the similarity between two EEG signals (Brazier and Casby 1951; 1952). Its application in a number of different areas of research in both, men and animals, on the assumption that the higher the correlation, the stronger the functional relationships between both regions (Shaw 1981; 1984), includes the study of interrelationships between different cortical regions in relation to sensory stimulation, voluntary movements, effect of drugs and a wide range of clinical problems (for a review of early literature, see: Barlow 1973; Matousek 1973), and at different levels of alertness and sleep (Barcaro et al., 1986; Corsi-Cabrera et al. 1987; 1988; 1989; 1992; Guevara et al., 1995). It has been used in animals to investigate the mechanisms by which slow waves are generated studying the relationships between the unit discharges and slow waves, or the relationships between the cortex and subcortical structures (Bland 1985) and to study interrelationships between multiunitary (Moiseeva 1979) and unitary activity (Wilson and McNaughton 1994).

With the development of digital computation and of new computational algorithms such as the Fast Fourier Transform, the use of correlation was gradually left aside and it was replaced by an alternative mathematical method, the coherence spectrum, which gives similar information as correlation, but has the advantage of showing the covariation between two signals as a function of frequency and in a rather short time. Coherence studies have been conducted in many fields such as cognitive functions and psychiatric disorders (for a review, see: French and Beaumont 1984). The calculation of correlation for the same number of frequencies involves filtering of the signal through the desired number of bands or frequency bins, either by means of analog devices or by digital filtering. These procedures involve some disadvantages, namely, they are time and memory consuming; when using analog devices, either separate analog filters are needed for each frequency, or the signal must be replayed as many times as bands are desired; if digital filtering is used, the filtered bands have to be reverted to the time domain for calculation.

Both methods, correlation and coherence, are considered as equivalent, in that they evaluate the degree of similarity between two signals, but through different mathematical

calculations (Shaw 1981; 1984). However, there are important differences between them. Coherence is calculated from the autospectra and the cross-spectrum, and therefore it is sensitive to both, a change in the power and a change in the phase relationships. Consequently, if power or phase changes occur in one of the signals, the coherence value is affected. Furthermore, the calculation of coherence involves squaring of the signal and the information on polarity is lost; as a result, its values go from 0 to 1, whereas correlation is sensitive to polarity and its values go from -1 to 1. Another important difference is that the value of coherence for a single epoch is always one, regardless of the true phase relationship and the differences in power between the two signals. Over successive epochs it may or may not vary, not as a function of power or phase, but only as a function of the stability of these features of the signals along the epochs. If there is no variation over time in the original relationship between the two signals, the coherence value remains unity. This means that coherence does not give direct information on the true relationship between the two signals, but only on the stability of this relationship depending on both, power asymmetry and phase relationship. Correlation, on the other hand, may be calculated over a single epoch or over several epochs and it is sensitive to both, phase and polarity, independently of amplitudes.

It is important to state that under normal physiological conditions, no strong and abrupt power asymmetries are to be expected and therefore, the influence of power on coherence is negligible; however, under pathological conditions such as focal activity, important asymmetries may be present and their influence on coherence might be relevant. The same holds true for artifacts in one of the channels. Correlation would be blind to changes in the power in one of the channels, provided that polarity and phase were not affected.

Another important factor is that coherence is a very complex measurement and it is not easy to understand, whereas correlation is a very simple method, accessible without specialized mathematical knowledge.

In view of the widespread use of both methods in studying brain activity, it seems important to understand the results yielded by each method and to know to what extent these results are comparable.

The purpose of this study is to statistically compare these two methods, using two kinds of signals: a) artificially generated signals in which phase, polarity and amplitude may be

manipulated in order to illustrate and make comprehensible the differences between correlation and coherence and b) true EEG signals, in order to compare the statistical results obtained under different behavioral and physiological conditions with each method, using the same EEG information. The results obtained from the classical correlation technique for inter- and intra-hemispheric relationships during wakefulness, slow wave sleep and paradoxical sleep, are compared with the results obtained from coherence for the same EEG signals.

## **Method**

### ***Artificial signals***

Phase and amplitude were artificially manipulated to illustrate the differences between correlation and coherence regarding phase and voltage. For this purpose, four 1-sec epochs of 2 Hz sinusoidal signals were used.

**EEG signals.** Subjects and EEG recording procedures were exactly the same as those described by Guevara et al. (1995) for EEG correlation. Briefly, the EEG signals were taken from 8 adult males between 22 and 30 years old, free of sleep and neurologic complaints, from the second uninterrupted night spent at the laboratory, from the following conditions: wakefulness (W) with eyes closed before going to sleep, stage 2 (S2), stage 4 (S4) and paradoxical sleep (PS) of the second sleep cycle. EEG was recorded at F3, F4, C3, C4, T3 and T4 referred to the ipsilateral earlobe by a Grass Model 16-E polygraph, filter bypass 1-35 Hz. Electrode impedance was kept below 10 KOhms.

The same ten 2-sec artifact-free epochs, digitized at 128 Hz, used for EEG correlation in Guevara et al. (1995), were used here for coherence analysis and for the statistical comparisons between both methods. The second cycle of the night was chosen for these comparisons, because results from principal component analysis and from ANOVAs between sleep stages and wakefulness obtained for EEG correlation of cycle 2, were similar to those obtained when the first three cycles of the night were analyzed (in preparation).

The EEG signals were digitally filtered by means of a Fast Fourier Transform using rectangular windows, and correlation and coherence spectra were calculated for every condition and pair of derivations for every 0.5 Hz (INTER: C3-C4, F3-F4 and T3-T4 and INTRA: C3-T3,

C4-T4, F3-T3, F4-T4, F3-C3 and F4-C4). Correlation spectra were obtained by means of Pearson product-moment correlation coefficients calculated in the time domain for every narrow band ( $r$ ), and coherence (Coh) was derived from the cross spectrum amplitudes and the two corresponding power spectra (Shaw, 1981; 1984) using a program developed by one of the authors for this purpose (Guevara et al. 1992). Calculation time for 10 epochs for both, correlation and coherence spectra is similar (0.40 sec and 0.41 sec for coherence and for correlation respectively in a 486, 33 MHz PC). Statistical analysis was limited from 1.5 to 15 Hz, because higher frequencies are described by very few points and may render inaccurate results.

The degree of similarity between correlation and coherence spectra was evaluated by performing several comparisons: a) Pearson product-moment correlations were calculated between the correlation and the coherence spectra of the same condition (W, S2, S4 and PS) and the same pair of derivations (C3-C4, F3-F4, T3-T4, C3-T3, C4-T4, F3-T3, F4-T4, F3-C3 and F4-C4); b) correlation and coherence spectra were separately entered to principal component analysis with the EEG frequencies as variables. Varimax rotation was used; and c) In order to compare statistical results between physiological conditions, both, coherence and correlation values were separately submitted to two-way ANOVAs for repeated measurements with sleep stages and wakefulness as one factor, and with the pair of derivations as the other factor. Coherence and correlation values were transformed to Fisher's Z scores before statistical analysis to guarantee a normal distribution. Tukey's Student-t tests were used for posthoc comparisons between means, when main effects were significant.

## **Results**

### ***Artificial signals***

The  $r$  and Coh values for each 1-sec epochs, and the mean  $r$  and Coh for the successive four epochs were calculated using a pair of 2 Hz sinusoidal signals. Thus, Coh is always unity for the first epoch and it increases or decreases as a function of the stability over successive epochs. These results are illustrated in Figure 1.

a) In the first comparison, voltage was multiplied by 3 in one of the channels along the four epochs. Phase delay was 0 (Fig. 1A). mean  $r$  and Coh values are unity.

b) Voltage was kept the same in both channels, but phase was delayed 90 degrees in one of the channels over the four epochs (Fig. 1B). Mean  $r$  is = 0 and Coh is =1.

c) Voltage was multiplied by 3 and phase was delayed 90 degrees over the four epochs in one channel (Fig. 1C). Mean  $r$  is = 0 and Coh is = 1.

d) Voltage was multiplied by 3 in one channel, but only in two of the four epochs. Phase delay was 0 (Fig. 1D). Mean  $r$  is = 1 and Coh is = 0.8.

e) Voltage was kept unaltered and phase was delayed 90 degrees, but only in two of the four epochs (Fig. 1E). Mean  $r$  is = 0.5 and Coh is = 0.5.

f) Voltage was multiplied by 3 and phase was delayed 90 degrees in two of the four epochs (Fig. 1F). Mean  $r$  is = 0.5 and Coh is = 0.5.

g) When voltage was multiplied by 3 in two epochs, but in both channels (Fig. 1G), or phase was delayed 90 degrees in two epochs but also in both channels (Fig. 1H),  $r$  and Coh are unity.

Correlation was not affected by changes in voltage (a and d), and it was sensitive only to changes in phase (b, c, e and f) between the two signals. In contrast, coherence was not sensitive to differences in phase (b and c), nor in voltage (a and c) between the two channels, as long as the same relation between the two signals was maintained. However, when any of the two variables, no matter whether it is voltage or phase, were changed in one channel and in one or several epochs, coherence began to drop as a function of the stability of the relationship between the two signals (e, f and g). The details and calculations of the results illustrated above are available on request.

### *EEG Signals*

Figure 2 shows an example of the correlation and coherence spectra for the same pairs of derivations and condition. As it can be seen they follow a very similar pattern. A peak of  $r$  and Coh can be observed during wakefulness in the alpha range compared to other frequencies. Higher  $r$  and Coh values are observed during sleep than during wakefulness.

Pearson product-moment correlations between correlation and coherence spectra are shown in Table I. The  $r$  values between interhemispheric  $r$  and Coh are above 0.85,

indicating that the percentage of shared variance by both methods is very high. In the case of intrahemispheric derivations, the proportion of variability shared by the two methods was lower, and  $r$  values run from 0.90 to 0.60, except between C4-T4 during PS, where it drops to 0.46. However, all of them are above the 0.01 significance level.

The results from principal component analysis are very similar for  $r$  and Coh spectra as shown in Table II and III respectively. In the case of coherence, the first three components explained slightly higher percentage of the total variance, 59.31% versus 53.91% in the case of correlation. However the frequencies forming the three components are very similar in both analyses. The first component was formed by slow frequencies from 1.5 to 6.5 Hz and it explained 44.42% of the variance in the case of correlation and 46.72% in the case of coherence. The boundaries between the second and the third components are slightly different; in the case of correlation the second component was formed by 11.5 to 15 Hz corresponding to sleep spindle frequencies and explained 4.96% of the variance, and in the case of coherence it included 11 Hz and explained 7.00% of the variance. The amount of variance accounted for by the third component was small, 4.5% for correlation and 5.59% for coherence, and it included middle frequencies from 7 to 11 and from 7 to 10.5 Hz respectively.

The raw EEG signals were again digitally filtered with the new boundaries using square windows, and INTER and INTRA  $r$  and Coh were recalculated for these new bands.

Table IV summarizes the statistical results obtained with the two-way ANOVAs for correlation and coherence. All derivation main effects were significant for correlation as well as for coherence, and results of pairwise comparisons were similar. In the case of INTER, T3-T4 showed lower values than F3-F4 and C3-C4 for all conditions and bands. In the case of INTRA, F3-T3 was lower than F3-C3 and C3-T3. In the case of the right hemisphere there were more significant differences for coherence than for correlation. Coh between F4-T4 was lower than between F4-C4 and between C4-T4; however, correlation did not detect significant differences within the right hemisphere.

The main effects of sleep for the first three components were also very similar for  $r$  and Coh. The main effects for slow frequencies and for sleep spindle frequencies were significant for INTER as well as for INTRA. The results from pairwise comparisons showed that  $r$  and Coh of slow frequencies were higher during S2, S4 and PS than during W, and that  $r$  and Coh of sleep

spindle frequencies were higher during S2 and S4 than during W. INTER and INTRA  $r$  and Coh of middle frequencies were higher during PS than during W. The only difference between both methods was observed in the case of INTRA of the slow frequency band, which in the case of  $r$  did not reach the significance level; however, it was near the 0.05  $p$  level.

### **Discussion**

Five main points can be observed from the comparisons presented: a) the time saving capabilities of the coherence spectrum calculation are negligible with the present form for calculation of correlation; b) the results indicate a high degree of statistical equivalence between correlation and coherence spectra. The Pearson product-moment coefficients between both spectra revealed high significant correlations between correlation and coherence spectra for all conditions and pair of derivations, and the principal component analyses showed that the first three components from each method are formed almost by the same frequencies with exception of one single bin (11 Hz). This indicates that a large amount of variance is shared by the two methods; c) correlation gives neater information on the time coupling and waveform similarity between the two signals than coherence. With coherence it is not possible to know whether a given Coh value is the result of changes in power or changes in morphology, whereas with correlation there is no such confounding effect; d) high similarity between the results from ANOVAs with correlation and coherence data were found between different normal behavioral and electrophysiological conditions; and e) correlation is easier to understand without specialized mathematical knowledge.

Intrahemispheric relationships showed more differences between the two methods than interhemispheric relationships. Although this may be attributed to a greater instability of power within regions of the same hemisphere that would be reflected in coherence but not in correlation, further exploration is needed.

When the interest is to know the stability of the relationship between two recording sites including both, power asymmetries and morphology, coherence is a good method, but when the main interest is focused on waveform and time coupling between the two sites, correlation is a better choice. Power asymmetries can always be available through power spectral analysis.

**In conclusion, the present results endorse the comparability of results obtained with either method, provided normal conditions and good quality of EEG recording exist.**



## **References**

- Barcaro, U., Denoth, F., Murri, L., Navona, C., Stefanini, A.** Changes in the interhemispheric correlation during sleep in normal subjects. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1986, 63:112-118.
- Barlow, J.S.** Autocorrelation and crosscorrelation analysis. In: M. Matousek, (Ed.), *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 5., Part A: Frequency and Correlation Analysis. Elsevier, Publishing Co., Amsterdam, 1973: pp:79-96.
- Bland, B.H.** The physiology and pharmacology of hippocampal formation theta rhythms. *Progress in Neurobiol.*, 1985, Vol. 26: 1-54.
- Brazier, M.A.B. and Casby, J.U.** An application of the M.I.T. digital electronic correlator to a problem in EEG: the EEG during mental calculation. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1951, 3:375.
- Brazier, M.A.B. and Casby, J.U.** Crosscorrelation and autocorrelation studies of electroencephalographic potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1952, 4:201-211.
- Corsi-Cabrera, M., Meneses, S. and Molina, E.** Correlación interhemisférica y acoplamiento temporal de la actividad eléctrica cortical durante la vigilia, la etapa II y el sueño paradójico en el hombre. *Rev. Mex. Psicol.*, 1987, 4:100-108.
- Corsi-Cabrera, M., González-Rudo, R. and Molina, E.** Correlación interhemisférica y acoplamiento cortical de la actividad eléctrica durante la vigilia y el sueño en la rata. *Rev. Mex. Psicol.*, 1988, 5:15-21.
- Corsi-Cabrera, M., Ramos, J. and Meneses, S.** Effect of normal sleep and sleep deprivation on interhemispheric correlation during subsequent wakefulness in man. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1989, 72:305-11.
- Corsi-Cabrera, M., Ramos, J., Arce, C., Guevara, M.A., Ponce-de-León, M. and Lorenzo, I.** Changes in the waking EEG as a consequence of sleep and sleep deprivation. *Sleep*, 1992, 15:550-555.
- French, Ch.C. and Beaumont, J.G.** A critical review of EEG coherence studies of hemisphere function. *Int. J. Psychophysiol.*, 1984, 1:241-254.
- Guevara, M.A., Lorenzo, I., Arce, C., Ramos, J. and Corsi-Cabrera, M.** Inter and intrahemispheric EEG correlation during sleep and wakefulness. *Sleep*, in press.
- Guevara, M.A., Ramos, J. and Corsi-Cabrera, M.** Coherencia o correlación entre dos señales electroencefalográficas?. *Memorias del XXXV Congreso Nacional de Ciencias Fisiológicas*, 1992, C59.

**Matousek, M. Review of various methods of EEG analysis. In: M. Matousek, (Ed.). Handbook of electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 5. , Part A: Frequency and Correlation Analysis. Elsevier, Publishing Co., Amsterdam,1973: 5-29.**

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

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

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

**Wilson, M.A. and McNaughton, B.L. Reactivation of hippocampal ensemble memories during sleep. Science, 1994, 265: 676-679.**

**Fig. 1. This figure illustrates the differences and similarities between correlation and coherence using 4 one-sec epochs of a pair of 2 Hz sinusoidal signals. The Pearson product moment coefficients ( $r$ ) and coherence (Coh) values for each epoch, and the mean  $r$  ( $r_m$ ), and Coh for the successive four epochs are given for each pair of signals. Voltage and phase were manipulated in one of the signals of each pair. Voltage was multiplied by 3 in A, C, D, F and G. Phase was delayed by 90 degrees in B, C, E, F and G. Observe the effect of amplitude manipulations of the lower signal of each pair on  $r$  and Coh in A, C, D and G, and the effect of phase delay in B, C, E, F and G.**

**Fig 2. This figure illustrates the correlation ( $r$ ) and coherence (Coh) spectra between the EEG activity at F3 and F4 of one subject during wakefulness with eyes closed (A), stage 2 (B), stage 4 (C) and paradoxical sleep (D) of the second sleep cycle of the night. EEG signals were digitally filtered for every 0.5 Hz using rectangular windows. Pearson product moment coefficients were calculated in the time domain between the pair of signals for every 0.5 Hz. The similarity between both spectra can be observed.**

**TABLE 1**

**Pearson product moment correlations (r) between coherence and correlation spectra for every pair of derivations, sleep stages 2 (S2), 4 (S4), paradoxical sleep (PS) and wakefulness (W).**

	<b>S2</b> <b>r</b>	<b>S4</b> <b>r</b>	<b>PS</b> <b>r</b>	<b>W</b> <b>r</b>
<b>F3-F4</b>	<b>0.95</b>	<b>0.95</b>	<b>0.92</b>	<b>0.94</b>
<b>C3-C4</b>	<b>0.96</b>	<b>0.96</b>	<b>0.94</b>	<b>0.94</b>
<b>T3-T4</b>	<b>0.86</b>	<b>0.88</b>	<b>0.90</b>	<b>0.90</b>
<b>F3-C3</b>	<b>0.73</b>	<b>0.64</b>	<b>0.64</b>	<b>0.80</b>
<b>F3-T3</b>	<b>0.77</b>	<b>0.74</b>	<b>0.81</b>	<b>0.80</b>
<b>C3-T3</b>	<b>0.68</b>	<b>0.76</b>	<b>0.60</b>	<b>0.88</b>
<b>F4-C4</b>	<b>0.74</b>	<b>0.86</b>	<b>0.65</b>	<b>0.73</b>
<b>F4-T4</b>	<b>0.80</b>	<b>0.81</b>	<b>0.69</b>	<b>0.84</b>
<b>C4-T4</b>	<b>0.88</b>	<b>0.89</b>	<b>0.46</b>	<b>0.90</b>

**p < 0.05 = r 0.38; p < 0.01 = r 0.44 (df = 28)**

**TABLE III**

Principal component analysis of EEG coherence for every 0.5 Hz rotated values.

Hz	EIGENVECTORS			Hz	EIGENVECTORS			Hz	EIGENVECTORS		
	1	2	3		1	2	3		1	2	3
1.5	0.725	-0.190	0.100	7.0	0.395	-0.314	0.549	11.5	0.199	-0.593	0.479
2.0	0.586	-0.253	0.242	7.5	0.437	-0.292	0.544	12.0	0.230	-0.645	0.324
2.5	0.673	-0.276	0.210	8.0	0.373	-0.227	0.632	12.5	0.411	-0.698	0.342
3.0	0.684	-0.258	0.215	8.5	0.379	-0.337	0.557	13.0	0.241	-0.760	0.233
3.5	0.650	-0.295	0.300	9.0	0.308	-0.260	0.696	13.5	0.271	-0.744	0.212
4.0	0.649	-0.348	0.193	9.5	0.174	-0.277	0.723	14.0	0.285	-0.745	0.195
4.5	0.596	-0.231	0.411	10.0	0.217	-0.347	0.678	14.5	0.280	-0.736	0.279
5.0	0.637	-0.274	0.356	10.5	0.231	-0.407	0.631	15.0	0.325	-0.647	0.267
5.5	0.543	-0.145	0.488	11.0	0.267	-0.436	0.514				
6.0	0.563	-0.157	0.391								
6.5	0.518	-0.183	0.494								
<b>accumulated % of explained variance</b>								<b>46.72</b>	<b>52.31</b>	<b>59.31</b>	

TABLE II

Principal component analysis of EEG correlation for every 0.5 Hz rotated values.

Hz	EIGENVECTORS			Hz	EIGENVECTORS			Hz	EIGENVECTORS		
	1	2	3		1	2	3		1	2	3
1.5	0.533	-0.191	0.289	7.0	0.432	-0.205	0.538	11.0	0.245	-0.531	0.444
2.0	0.525	-0.395	0.121	7.5	0.362	-0.285	0.576	11.5	0.168	-0.581	0.493
2.5	0.551	-0.433	0.175	8.0	0.351	-0.256	0.555	12.0	0.259	-0.657	0.223
3.0	0.685	-0.281	0.234	8.5	0.418	-0.325	0.438	12.5	0.224	-0.681	0.174
3.5	0.568	-0.296	0.274	9.0	0.401	-0.272	0.554	13.0	0.389	-0.626	0.195
4.0	0.644	-0.378	0.097	9.5	0.265	-0.181	0.684	13.5	0.275	-0.670	0.273
4.5	0.489	-0.133	0.370	10.0	0.082	-0.310	0.638	14.0	0.219	-0.752	0.300
5.0	0.643	-0.340	0.085	10.5	0.183	-0.243	0.721	14.5	0.282	-0.688	0.254
5.5	0.661	-0.153	0.308					15.0	0.348	-0.628	0.313
6.0	0.570	-0.131	0.288								
6.5	0.591	-0.226	0.378								
<b>accumulated % of explained variance</b>									<b>44.42</b>	<b>49.38</b>	<b>53.91</b>

**TABLE IV**

Results of two-way ANOVAs of inter- and intrahemispheric correlation (r) and coherence (Coh) for the three eigenvectors (Eigv1, Eigv2, Eigv3) of the principal component analysis with stage 2, stage 4, paradoxical sleep and wakefulness as one factor (A) and derivations as the second factor (B).

		INTERHEMISPHERIC			INTRHEMISPHERIC		
		A	B	AxB	A	B	AxB
		df = 5, 191	df = 3, 191	df = 15, 191	df = 5, 191	df = 3, 191	df = 15, 191
Eigv1	r	0.00001	0.00001	0.60	0.06	0.001	0.87
	Coh	0.00001	0.00001	0.56	0.001	0.0005	0.93
Eigv2	r	0.00001	0.00001	0.82	0.00001	0.00007	0.53
	Coh	0.00001	0.00001	0.35	0.00001	0.00001	0.70
Eigv3	r	0.004	0.00001	0.84	0.002	0.00008	0.99
	Coh	0.02	0.00001	0.76	0.01	0.00001	0.99